



LAAS CNRS
IRIT (CNRS-INP-UT3-UT1-UT2J)
IUT de Blagnac

Colloque en Télésanté et dispositifs biomédicaux

Recueil des ACTES - 8^{ème} édition

Solutions numériques pour l'autonomie des personnes

20-21 mai 2021

jetsan2021.sciencesconf.org



Table des matières

Recueil_des_actes.pdf	1
A Deep Learning Approach for Predicting Subject-specific Human Skull Shape from Head toward a Decision Support System for Home-based Facial Rehabilitation, Nguyen Ho-Quang [et al.]	1
Feasibility study of the use of Fiber Bragg Gratings applied to the prevention of pressure ulcers, Leong-Hoi Audrey [et al.]	6
Placement optimal de capteurs dans un environnement intelligent : application au maintien à domicile, Ben Bachouch Rym [et al.]	11
Quelles pratiques de télésurveillance de maladies chroniques dans les espaces à dominante rurale peu densément peuplés ?, Voilmy Dimitri [et al.]	18
A Lambda Architecture for Imbalance Prediction with Smart Cane, Megdiche Imen [et al.]	26
Early detection of pressure ulcers from a simulation of temporal pressure data with reperfusion., Gillard Nicolas [et al.]	30
Automatic Emotions Recognition in Audio Signals, Tavernier Emilie [et al.]	35
Combiner cultural probes et entretiens avec des soignants pour co-concevoir une solution robotique mobile sociale, Olivier Marion [et al.]	39
Conception and implementation of a call system for autonomous mobile robot, Beloualid Siham [et al.]	47

Gestion d'interaction Humain-Cobot pour l'exécution de tâches en cuisine, Benferhat Samia [et al.]	55
Device Attitude and Real-Time 3D Visualization: An Interface for Elderly Care, Abbas Manuel [et al.]	63
Évaluation en réalité virtuelle du risque de chutes chez les personnes âgées, Personeni Gabin [et al.]	68
Toward a person-centred, multidisciplinary method to assess the vulnerability of the elderly, Abdel Khalek Farah [et al.]	76
Development of a wearable framework for the assessment of a mechanical-based indicator of falling risk in the field, Pillet Hélène [et al.]	80
Catheter tracking using a Convolutional Neural Network for decreasing Interventional Radiology X-ray exposure, Zegarra Flores Jesus [et al.]	83
Prédiction d'un accouchement imminent par classification des électrohystérogrammes associés aux contractions, Texier Blanche [et al.]	87
Cough sound recognition for COVID-19 risk detection, Diniz Marine [et al.]	92
A Geodata Production System To Allow People To Stay At Home, Samama Nel [et al.]	99
Une canne connectée LoRaWAN, WiFi et BLE pour le suivi des personnes âgées, Dalcé Réjane [et al.]	105
Etude ROSIE : Etat des lieux national de l'utilisation des robots sociaux en établissement gériatrique, Goncalves Anna [et al.]	110
Detection of social isolation based on meal-taking activity and mobility of elderly people living alone, Bouaziz Ghazi [et al.]	118
A priori acceptability of a multimodal system for the early detection of frailty in older adults, Prud'homme Joaquim [et al.]	126

Evaluation of a wireless home sleep monitoring system compared to Polysomnography, Pan Qiang [et al.]	132
Identification of Carotid Plaques Composition through a Compact Microwave Sensor, Shahbaz Rania [et al.]	140
Analysis of the Impact of Inter-Beat-Interval Interpolation on real-time HRV Feature Estimation for e-Health Applications, Benchekroun Mouna [et al.]	148
A centimeter-wave honey-cell CSRR sensor for non-invasive blood glucose level measurement, Abdesselam Karina [et al.]	160
VirtuAlz : Un Patient Virtuel adapté au milieu gériatrique, Dacunha Sébastien [et al.]	165
Adaptation d'un logiciel de remédiation cognitive pour une utilisation en autonomie par des personnes présentant des troubles neurocognitifs : intérêt d'une approche pluridisciplinaire centrée utilisateur, Quillion-Dupré Lisa [et al.]	169
Monitoring of various breathing rate with an accelerometer, Ben Mansour Khalil [et al.]	177
La localisation par les objets connectés pour une meilleure autonomie de la personne, Dalce Rejane [et al.]	180
Application de l'analyse de risques à la révision d'une méthode multidisciplinaire intégrée d'expression des besoins, Rumeau Pierre [et al.]	188
Liste des auteurs	197
page_sponsors_recueil_des_actes.pdf	197

A Deep Learning Approach for Predicting Subject-specific Human Skull Shape from Head toward a Decision Support System for Home-based Facial Rehabilitation

Ho-Quang Nguyen¹, Tan-Nhu Nguyen², Vi-Do Tran², Tien-Tuan Dao³

¹Thu Dau Mot University, Binh Duong, Vietnam

²Ho Chi Minh City University of Technology and Education, Ho Chi Minh City, Vietnam

³Univ. Lille, CNRS, Centrale Lille, UMR 9013 - LaMcube - Laboratoire de Mécanique, Multiphysique, Multiéchelle, F-59000 Lille, France.

quangnh@tdmu.edu.vn, nhunt@hcmute.edu.vn, dotv@hcmute.edu.vn, tien-tuan.dao@centralelille.fr

Abstract - Prediction of human skull shape from head is a complex and challenging engineering task for the development of a home-based facial rehabilitation system. The present study aimed to develop a novel approach based on deep learning models to reconstruct the human skull shape from head. A head-to-skull generation workflow was developed and evaluated. A database of computed tomography images of 209 subjects was used. 3D head and skull geometries were reconstructed and then their respective descriptors (head/skull volumes, sampling feature points and point-to-center distances, head-skull thickness, Gaussian curvatures) were extracted. Traditional regression neural network and long-short term memory (LSTM) were implemented and evaluated. The mean error between the DL-predicted skull shapes and CT-based skull shapes ranges from 1.67 mm to 3.99 mm by using the regression deep learning model and the best learning configuration. The volume deviation between predicted skull shapes and CT-based skull shapes is smaller than 5%. The present study suggested that regression deep learning model allows human skull to be predicted from a given head with a good level of accuracy. This opens new avenues for the rapid generation of human skull shape from visual sensors (e.g. Microsoft Kinect) toward a computer-aided vision system for facial mimic rehabilitation.

Keywords: Deep learning, head-to-skull prediction, CT images, regression neural network, long-short term memory (LSTM) network.

I. INTRODUCTION

The estimation of external facial geometry from internal skull geometry was commonly performed in forensic facial reconstruction [1]. Thus, the relationship between facial features and parameters of the skull could be established.

Manual sculpturing could be used for this complex task. However, advanced anatomical knowledge and artistic modeling expertise are required [2]. Recently, automatic reconstruction with computer-aided system has been investigated to obtain consistent and objective outcomes [3]. Classical statistical methods have been usually used to learn this relationship to reconstruct parametric head model. However, the inverse relationship from head to skull is still misunderstood. Note that the bony structure like skull plays an important role in the dynamic movements (e.g. rotation) of the head and facial mimic expressions (e.g. smiling) toward a real-time and home-based facial rehabilitation system. The accurate reconstruction of a skull ensures a high level of accuracy for the definition of muscle insertion and attachment points, joint center location and contact surface estimation. Thus, a novel computational approach is needed to achieve this complex challenge.

Modern artificial intelligence (AI) techniques like deep learning have been recently developed to open new avenues for AI-based applications. In particular, new algorithms and model architectures have been proposed leading to successful applications in many fields such as image segmentation, object recognition, speech recognition, or robotics. Deep learning models range from a connection of dense layers to specific classes of architectures for image and signal data processing. In particular, convolutional neural network (CNN) model was developed by inspiring the visual cortex in animals to capture and process images. Recurrent neural network (RNN) was developed for time-series data. However, deep learning approach is still not applied to study the relationship between external head features and internal parameters of the skull. Consequently, this present study aimed to develop a deep

learning approach to reconstruct automatically the human skull shape from a head model. Two deep learning (e.g. regression neural network and LSTM) models were developed and evaluated.

II. METHODS

A. Skull shape generation workflow

A head-to-skull generation workflow was developed and shown in Figure 1. A database of head and skull was reconstructed using medical imaging, segmentation and 3D reconstruction methods. Then, head and skull features and descriptors were extracted from the reconstructed models. Two deep learning (regression neural network and long-short term memory (LSTM)) models were developed and evaluated using the extracted features and descriptors as their inputs. The system output was the subject-specific skull shape. The accuracy analysis was performed using a cross-validation process. Finally, the best and worst cases were reconstructed and analyzed.

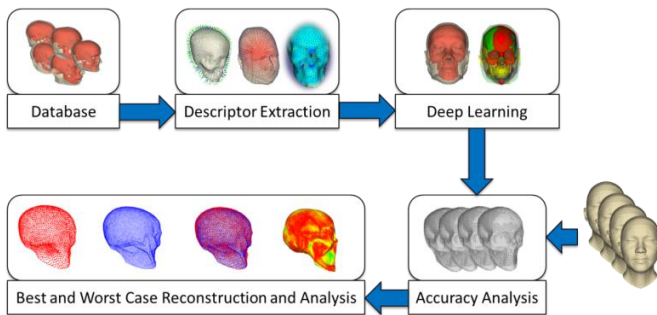


Figure 1. Overview of our skull shape generation workflow from head shape information

B. Database and feature engineering

The Cancer Imaging Archive (TCIA) database [4] was used in this study. This database includes the CT images of 298 patients. However, only 209 patients (160 males and 49 females, age ranging from 34 to 88 year olds) with full head and necks were included. A semi-automatic segmentation process was performed to extract and reconstruct 3D shapes of heads and skulls of 209 patients. A thresholding process was applied and then a manual post-processing was conducted for each CT dataset. Machine cube algorithm was applied to reconstruct the 3D geometries. These steps were conducted using 3D Slicer software. Finally, 3D geometries of head and skull were smoothed and post-processed using MeshLab software.

The first descriptor is the volume. Based on the covering shapes of the 3D reconstructed heads and skulls, their respective volumes and head-skull differential volumes were computed using available functions of the CGAL library [5].

Gaussian curvature descriptor was also computed for each pair of head and skull shapes using open source Libigl C++ library as the second descriptor. The third descriptor is the head-skull thickness. To compute this descriptor, each pair of head and skull shapes was resampled with the same number of sampling points. Sampling rays were defined from the global coordinate center and then moved to reach the covering shape of each pair of head and skull. Then, intersection points were extracted. Finally, the distance between each pair of head-skull feature points was computed and used as the head-skull thickness. The final descriptor is the distance from each feature point on covering shapes of head and skull to the original of the global coordinate system. Finally, all these distances were computed and saved for further processing.

C. Deep learning models

Two deep learning models were used and evaluated in this present study. The first model relates to a regression deep neural network. The second one deals with a long-short term memory (LSTM) network model. A hyperparameter tuning process was conducted to determine the optimal values for regression deep neural network and LSTM models.

The regression deep neural network includes several dense layers to describe and map the relationship between a set of independent variables X and a set of outputs Y . In this present study, the hyperparameter tuning was conducted to obtain an optimal set of hyperparameters including 5 hidden layers with 150 neurons for each layer, rectified linear unit (ReLU) function as activation function, and epochs and batch size of 1000 and 875 respectively.

The LSTM network is a recurrent neural network for solving the vanishing gradient problem. This deep learning model has specific gated structure to serve as memory to learn more efficiently the dependent relationship between input data set. Performed hyperparameter tuning was also conducted to determine the optimal set of hyperparameters (i.e. one hidden layer with 50 neurons, rectified linear unit (ReLU) and hard sigmoid functions as activation and recurrent activation functions and epochs and batch size of 100 and 875 respectively).

D. Accuracy analysis

A 10-fold cross-validation process was conducted. For each run, the database was divided into training (80%) and testing (20%) sets. The mean and root mean square errors were used for this accuracy analysis. A regression study on the variation of numbers of patients was also performed with a step size of 20 patients to determine the optimal number of patients needed

for our head-to-skull prediction problem. Note that the 10-fold cross-validation was repeated for each analysis. The root mean square error was used as evaluation metric. Based on the accuracy analysis, the best and worst predicted skull shapes were reconstructed and evaluated.

III. RESULTS

The mean error distribution of the regression deep neural network and long-short term memory model using the SD learning configuration from the 10-fold cross-validation process is shown in Figure 2. A better accuracy level was achieved with regression deep neural network model.

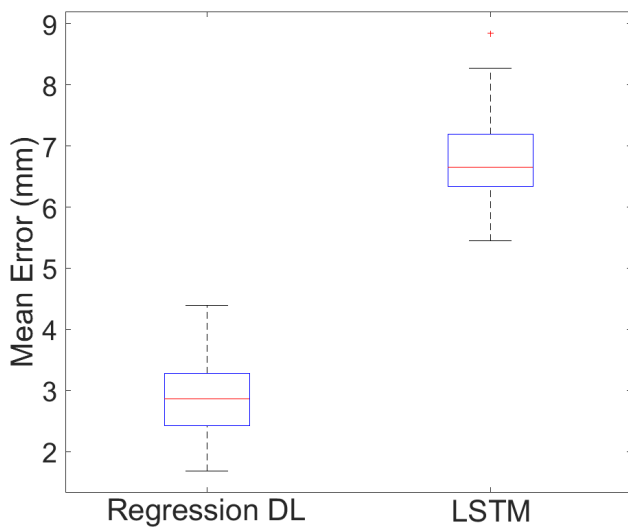


Figure 2. Mean error distribution of the regression deep neural network (DL) and long-short term memory models using SD learning configuration from the 10-fold cross-validation process.

The best and worst predicted skull shapes are shown in Figures 3 and 4 respectively. Regarding the worst case, the mean error between the AI-based skull and CT-based skull shape is around 3.99 mm. The mean and root mean square errors of the Hausdorff distance are 3.7 mm and 4.3 mm respectively. The maximal error is 15.6 mm. The volume deviation between predicted skull shapes and CT-based skull shapes is 104 cm³ (3.7%). Regarding the best prediction case, the mean error between the AI-based skull shape and CT-based skull shape is around 1.67 mm. The mean and root mean square errors of the Hausdorff distance are 2.5 mm and 3.1 mm respectively. The maximal error is 15.7 mm. The volume deviation between predicted skull and CT-based skull is 12 cm³ (0.5%).

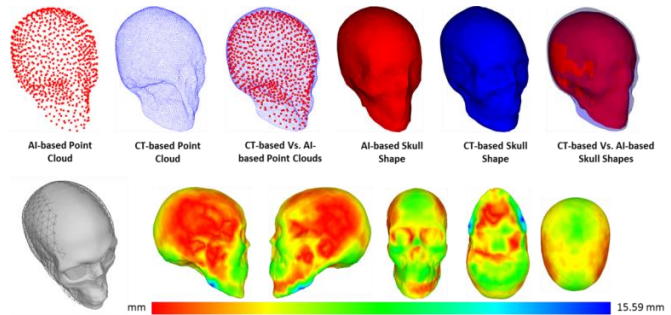


Figure 3. The worst predicted skull shape using regression deep learning model: upper part shows the comparison between AI-based predicted skull and CT-based skull shapes while bottom part shows the related Hausdorff distance deviation map.

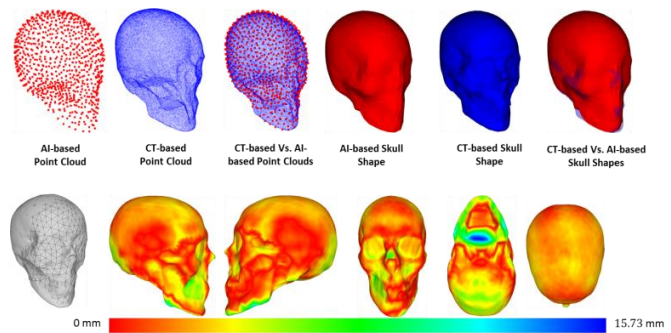


Figure 4. The best predicted skull shape using regression deep learning model: upper part shows the comparison between AI-based predicted skull and CT-based skull shapes while bottom part shows the related Hausdorff distance deviation map.

IV. DISCUSSION

Skull prediction from head surface information is a complex and challenging engineering task for the development of a computer-aided vision system for facial mimic analysis and rehabilitation. While skull-to-face prediction problem has been widely performed in forensic facial reconstruction [6-7], the head-to-skull prediction is still misunderstood. In this present study, this complex prediction problem was studied using deep learning models leading to a good level of accuracy (i.e. mean error ranges from 1.67 mm (1.14%) to 3.99 mm (2.72%)). Moreover, statistical shape modeling (SSM) has been widely studied in computational anatomy domain for automatic segmentation of biological organs like liver or lumbar spine. This approach was also used to describe the relationship between face and skull in our previous study [8]. However, small number of subjects was commonly used for statistical learning and inference. Moreover, the reconstruction accuracy is still not high with a relative error of around 10%. Generally speaking, while statistical methods aim to focus on the input and output relationships, deep learning methods focus on the prediction capacity to ensure good generalization ability with new data. This study suggested that regression deep learning

model coupled with some specific geometrical processing procedures allows human skull to be predicted from a head surface with a good level of accuracy. This opens new avenues for the rapid generation of human skull from visual sensors (e.g. Microsoft Kinect) toward a computer-aided vision system for facial mimic rehabilitation.

V. CONCLUSION AND PERSPECTIVES

A novel approach was proposed to predict human skull from head surface information. Obtained results suggested that regression deep learning model allows human skull to be predicted from a head surface with a high level of accuracy. This opens new avenues for the rapid generation of human skull from visual sensors (e.g. Microsoft Kinect) toward a computer-aided vision system for facial mimic rehabilitation. As perspectives, muscle network will be incorporated into the present workflow. Then, facial mimic movements will be tracked and animated for evaluating and optimizing the rehabilitation movements and exercises.

REFERENCES

- [1] Strapasson RAP, Herrera LM, Melani RFH. Forensic Facial Reconstruction: Relationship Between the Alar Cartilage and Piriform Aperture. *J Forensic Sci.* 2017 Nov;62(6):1460-1465. doi: 10.1111/1556-4029.13494.
- [2] Claes P, Vandermeulen D, De Greef S, Willems G, Suetens P. Statistically Deformable Face Models for Cranio-Facial Reconstruction. *Journal of Computing and Information Technology.* 2006; 14:21–30
- [3] Turner W, Brown R, Kelliher T, Tu P, Taister M, Miller K. A novel method of automated skull registration for forensic facial approximation. *Forensic Science International.* 2005; 154:149–158
- [4] Clark K, Vendt B, Smith K, Freymann J, Kirby J, Koppel P, Moore S, Phillips S, Maffitt D, Pringle M, Tarbox L, Prior F, The Cancer Imaging Archive (TCIA): maintaining and operating a public information repository., *J. Digit. Imaging.* 26 (2013) 1045–57. doi:10.1007/s10278-013-9622-7.
- [5] Fabri A, Giezeman GJ, Kettner L, Schirra S, Schönherr S. On the design of CGAL a computational geometry algorithms library, *Softw. Pract. Exp.* 30 (2000) 1167–1202.
- [6] Turner W, Brown R, Kelliher T, Tu P, Taister M, Miller K. A novel method of automated skull registration for forensic facial approximation. *Forensic Science International.* 2005; 154:149–158
- [7] Strapasson RAP, Herrera LM, Melani RFH. Forensic Facial Reconstruction: Relationship Between the Alar Cartilage and Piriform Aperture. *J Forensic Sci.* 2017 Nov;62(6):1460-1465. doi: 10.1111/1556-4029.13494.
- [8] Nguyen TN, Tran VD, Nguyen HQ, Dao TT (2020) A Statistical Shape Modeling Approach for Predicting Subject-specific Human Skull from Head Surface *Medical & Biological Engineering & Computing* 58:2355–2373

Feasibility study of the use of Fiber Bragg Gratings applied to the prevention of pressure ulcers

Audrey LEONG-HOI¹, Julien IMBS¹, Pierre PFEIFFER², Nicolas GILLARD¹, Jean-Paul DEPARTE³, Pauline COIGNARD³, Jacques KERDRAON³, Willy ALLEGRE³, Jean-Pierre RADOUX¹

¹ Altran, Research Department, 950 Boulevard Sébastien Brant, Bât Gauss CS 20143, 67404 Illkirch, France

² Laboratoire des Sciences de l'Ingénieur, de l'Informatique et de l'Imagerie (ICube), UDS-CNRS, 300 Boulevard Sébastien Brant, CS 10413, F-67412 Illkirch cedex, France

³ Centre Mutualiste de Rééducation et de Réadaptation Fonctionnelles de Kerpape, Laboratoire électronique, 56275 Ploemeur, France

audrey.leong-hoi@altran.com

Abstract - Pressure ulcers are sores that occur during prolonged immobilization in a lying or sitting position. They result from pressure associated with shearing. But other factors are also to consider, such as temperature and humidity. Initially, there is redness on skin that does not go away, but in later stages it can extend to muscle and bones. Pressure ulcers are most common in the elderly, people who are bedridden for long periods or in wheelchairs. Areas at risk are the sacrum, pins and heels. The aim of our project is to develop a multi-sensor device to prevent the development of pressure ulcers. The use of this device in hospitals or for people in wheelchairs or bedridden persons would allow a faster and more efficient monitoring. As a first step of our project, we have conducted a feasibility study on the use of Fiber Bragg Gratings (FBG) for pressure and shear measurements applied to pressure ulcer prevention. In this paper, we present a solution integrating FBG sensors for the measurement of pressure and shear forces.

Keywords: Pressure ulcer prevention, Fiber Bragg Gratings, pressure and shear measurements.

I. INTRODUCTION

Although often underestimated, pressure ulcers are a real public health issue. In France, the average prevalence of pressure ulcers among hospitalized patients is about 8.1% in 2014 [1], which further complicates the situation of the already vulnerable people. Besides, pressure ulcers seriously affect the quality of life of patients, causing both physical and mental suffering. Their treatment is painful and long but also expensive. There are currently very few effective ways to prevent pressure ulcers. In practice in hospitals, healthcare professionals try to prevent them by moving patients every two hours to alternate areas of prolonged support.

The use of a multi-sensor device could prevent the appearance of pressure ulcers. These sensors should therefore measure pressure, shear, temperature and humidity in the patient's risk areas. Indeed, pressure ulcers are wounds that form during prolonged immobilization, in a lying or sitting position, because of pressure that can be associated with shear. The originality of this project is to propose a bed sore prevention device based on optical fibers adapted to the patient's context, and therefore integrable and embeddable in an everyday object, such as a cushion for patients in wheelchairs or in a mattress topper for bedridden patients. But, before incorporating optical fibers in adapted materials, the first objective of this project is to study the feasibility of the use of a sensor based on Fiber Bragg Gratings (FBG) to prevent pressure ulcer occurrence. FBG generate interest in sensor technology, since they can measure physical values such as temperature or pressure. A first step consists in developing a FBG-based prototype able to measure vertical and horizontal deformations, corresponding respectively to pressure and shear. Once the feasibility is proven, we will have our calibrations and control measurements and then we will focus on the embedding of these FBG in a material and the impact of this integration in the measurements.

II. TECHNOLOGY BACKGROUND

A. Use of Fiber Bragg Gratings

1) Principle of the FBG

The principle of a Fiber Bragg Grating is based on the modulation of the refractive index of the optical fiber core over a defined length [2]. When the spectrum of a broadband source passes through the core of the optical fiber, only a narrow part of the incident spectrum is reflected at a resonant wavelength: the Bragg wavelength, noted as λ_B (Fig. 1).

The Bragg wavelength is defined by:

$$\lambda_B = 2n_e \Lambda \quad (1)$$

with n_e the effective core index of the optical fiber, and Λ the pitch of the grating. The operating principle of FBG sensors is based on the variation of the Bragg wavelength when the optical fiber is subjected to strain or temperature changes. This variation is noted $\Delta\lambda_B$.

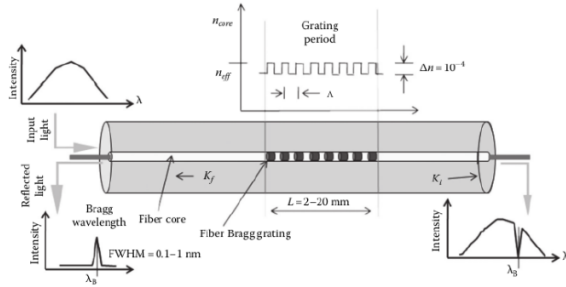


Figure 1. Operating principle of a FBG optical fiber [3].

2) Use of FBG as a temperature sensor

It can be shown that the shift of the Bragg wavelength $\Delta\lambda_B$ due to a change in temperature can be written as follows [3]:

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = (\xi + \alpha)\Delta T \quad (2)$$

with ξ the thermo-optical coefficient due to a variation in the refractive index. It is equal to $7.3 \cdot 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ at the temperature $T = 20^\circ\text{C}$ for an optical fiber of pure silica [4]. The coefficient α corresponds to the relative elongation of the Bragg grating pitch with respect to a temperature variation [3]. α is therefore the coefficient of thermal expansion and is equal to $0.55 \cdot 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ [3]. Besides, the thermal sensitivity of a FBG can be obtained by:

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\Delta T} = \lambda_B(\xi + \alpha) = k_T \quad (3)$$

Typical values of the FBG temperature response are 6.8, 10 and 13 $\text{pm}/^\circ\text{C}$ for Bragg wavelengths of 830, 1300 and 1550 nm respectively [4], [5].

3) Use of FBG as a pressure sensor

Pressure measurement is not obtained directly. It is first necessary to calculate the strain undergone by the optical fiber that we note ϵ , which corresponds to a deformation. In our study, we consider that the FBG is isotropic and homogeneous. By applying a uniaxial force (for example a vertical force), the fiber is subjected to a strain and is deformed along its axis. The cross section of the fiber is also reduced by the Poisson effect. The Poisson's coefficients are noted ν . It can also be shown that the variation of the refractive index as a function of

deformation can be expressed by the Pockels coefficients p_{ij} [6]–[8].

Finally, the Bragg wavelength shift due to uniaxial deformation can be written as follows [3]:

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = (\xi + \alpha)\Delta\epsilon \quad (4)$$

Sensitivity to deformation can be written as follows:

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\epsilon} = \lambda_B(1 - P_e) = k_\epsilon \quad (5)$$

with:

$$P_e = \left(\frac{n_e^2}{2}\right)[p_{12} - \nu(p_{11} + p_{12})] \quad (6)$$

Typical values for a germanium-doped optical fiber are [6], [7]:

- $p_{11} = 0.113$
- $p_{12} = 0.252$
- $\nu = 0.16$
- $n_e = 0.148$

Knowing the deformation ϵ of the fiber, the corresponding elongation can be calculated. Indeed, the relationship between deformation and the length of the fiber is:

$$\epsilon = \frac{\Delta L}{L} \quad (7)$$

For a Bragg wavelength of 1550 nm, the sensitivity to distortion is of the order of 1.3 $\text{pm}/\mu\epsilon$ [6], [7].

The total force applied to the fiber is therefore:

$$F = (m * g) - 4k\Delta L \quad (8)$$

The coefficient k is the stiffness constant of the springs used and $m * g$ is the weight applied to the optical fiber. The pressure P is easily determined, as it is the ratio of the force F applied to the bearing surface S of the system:

$$P = \frac{F}{S} \quad (9)$$

B. FBG-based prototype

For our experiment, a prototype able to measure vertical strain and horizontal shear forces was designed and engineered at the ICube Laboratory. The FBG used have a length L of 5 cm. A tunable laser is used with a sweeping range between 1545 and 1560 nm and a center wavelength λ_{B0} of 1554.22 nm (cf. Table 1).

The wavelengths sent by the laser pass through a circulator that transmits the light to the optical fiber (1 to 2: blue arrow). The Bragg wavelength is reflected by the grating and passes back

through the circulator (3: red arrow) to be sent to a detector. The operating principle of the circulator is shown in figure 2.

First, a rigorous approach consists in sending a light source in the optical fiber with a tunable laser to measure the Bragg wavelength associated with a known strain by putting known weights on the prototype for example. The IL Client software is used to acquire the Bragg wavelength.

TABLE I. SPECIFICATIONS OF THE FBG USED

Serial number	λ_{B0} [nm]	Sensibility (deformation) [m/ε]	Maximal deformation [ε]
6920170551	1554.220	1.30E-06	5.10 ⁻³

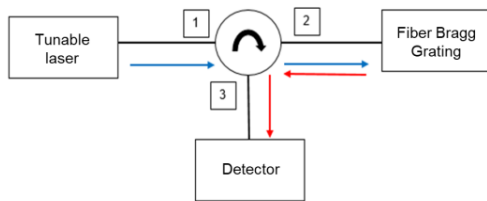


Figure 2. Operating principle of the circulator.

Two optical fibers are attached, each of them between two rigid attachment points. The bash-plate that applies pressure on one of the optical fibers is set on a rectangular support. This support is in contact with four springs, which allow the system to return to its initial state when no more force is applied. The complete system is shown in the figures 3 and 4.

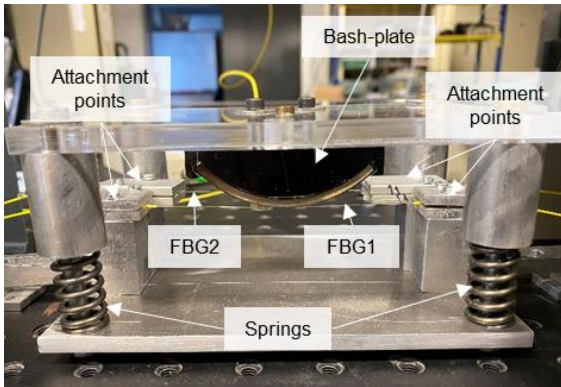


Figure 3. Support system (front view).

FBG1 and FBG2 are the optical fibers used to measure vertical and horizontal strains, respectively. Horizontal strains are considered as shears. The bash-plate presses on the FBG1 when a vertical force is exerted (cf. Fig. 5). The two rods deform the FBG2 when there are horizontal movements that corresponds to shears (cf. Fig. 6).

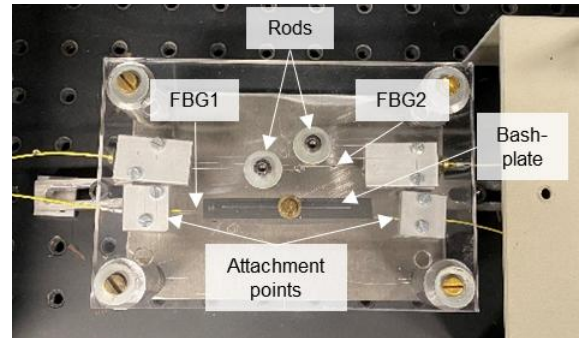


Figure 4. Support system (top view).

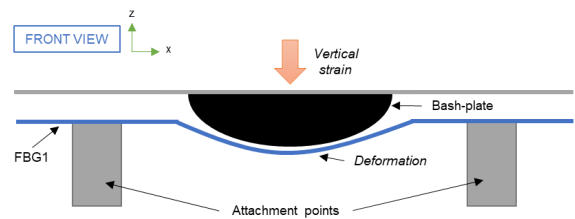


Figure 5. Scheme of the FBG1 deformation with a vertical force (front view).

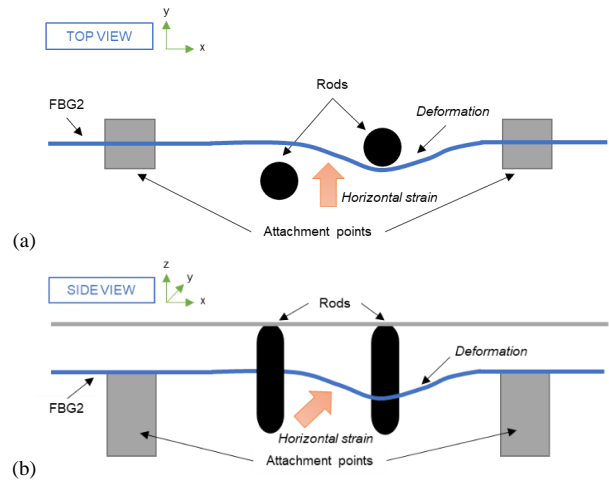


Figure 6. Scheme of the FBG2 deformation with a horizontal force (or shear) (a: top view, b: side view).

First, a measurement of the Bragg wavelength λ_{B0} is performed without any applied force. Then, different weights are put on the measuring system to determine the corresponding Bragg wavelength offset $\Delta\lambda_{B0}$.

III. RESULTS

The measurements results of the Bragg wavelengths without any applied force are given in Table 2.

Table 3 gives the measured center wavelengths (λ_{B0}) for different weights put on the bearing surface according to the temperature room (cf. Fig. 7).

TABLE II. BRAGG WAVELENGTH MEASUREMENTS

	λ_{B0} [nm]
Weight: 0 g (without any applied force)	1556.6916
	1556.6620
	1556.6315
	1556.7785
Mean	1556.6909
Standard variation	0.0633

TABLE III. MEASUREMENTS OF BRAGG WAVELENGTH FOR DIFFERENT WEIGHTS APPLIED ON THE SUPPORTING SUPPORT DEPENDING ON ROOM TEMPERATURE

Room temperature [°C]	Weight (g)	$\Delta\lambda_{B0}$ [nm]
23,7	0	1556,7085
	2329	1557,2309
	4658	1557,8358
	6987	1558,6462
24,3	0	1556,7088
	2329	1557,2484
	4658	1557,8538
	6987	1558,6387
24.6	0	1556,6705
	2329	1557,1929
	4658	1557,7628
	6987	1558,5835

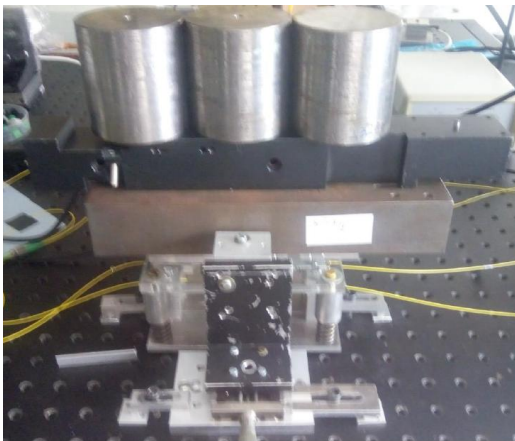


Figure 7. Photo of weights applied to the prototype.

In order to study the response of the FBG to strain, we measured the wavelength shifts when weights are exerted and then removed on the fiber. This experiment allows us to check

if the fiber returns to its initial position after being deformed. This allows us therefore to validate the setup of the prototype.

Figure 8 shows the variation of the wavelength as a function of the weights applied to FBG1. In red, the measurements were obtained by adding weights and in blue, by removing weights from the prototype. It can be noticed that both curves are almost superimposed, which can be assumed that the measurements are repeatable.

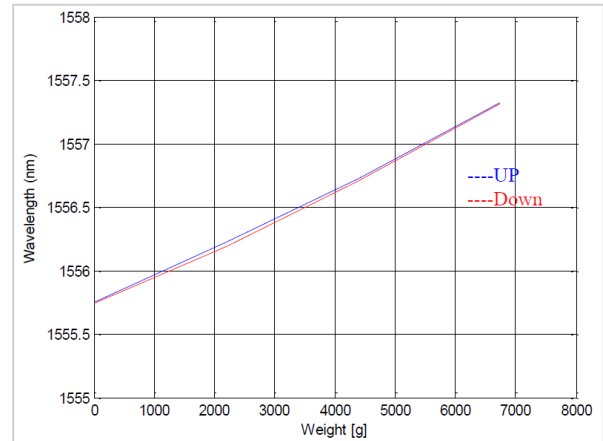


Figure 8. Wavelengths as a function of the weights applied to the FBG1.

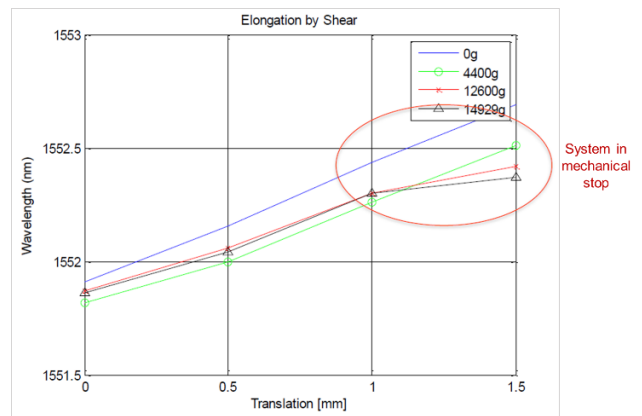


Figure 9. Wavelengths as a function of horizontal shift applied to the FBG2 with different weights.

In the same way, figure 9 shows the variation of the wavelength according to millimeter horizontal shift applied to the FBG2 with different weights put on the prototype. The study of horizontal shifts allows us to analyze the response of the fiber to shear. The different curves show a linear response of the system to shear despite the different weights applied as illustrated in figure 7. However, it can be noticed a deviation of the measurements after shifting the prototype of 1.5 mm (cf. red circle). Those errors in the measurements have been obtained certainly because of the mechanical stop in the system.

The sensitivity of the fiber to deformation is $1.3 \text{ pm}/\mu\epsilon$ at 1550 nm . ϵ can then be obtained with the equation (5). The stiffness constant of the springs used is $11\,960 \text{ N/m}$. The bearing surface on which the weights are applied is 0.015 m^2 . With these data, it is therefore easy to calculate, from the wavelength shift measurements, the deformation exerted on the FBG, and then the strain and the shear applied to the fiber.

IV. DISCUSSIONS

The results obtained are in agreement with the theory. Indeed, the linear dependence of the Bragg wavelength defined by equation (5) is verified. However, a slight drift of the Bragg wavelength from its original value (1554.22 nm) is observed. The FBG is fixed and tightened at two attachment points. Finally, Bragg wavelength measurements show good repeatability and reproducibility.

In the same way as we have shown in this article, the temperature can be calculated by measuring the wavelength shift after calibration of the FBG and then the deformation of the fiber (cf. equation (2)). However, the simultaneous measurements of strain and temperature will be more complicated. Indeed, the theory shows that a change in temperature or deformation has the same effect on the Bragg wavelength shift $\Delta\lambda$. Several methods have been proposed in the literature to discriminate between temperature and strain [9]–[12]. Experimental systems are more complex and would not necessarily be suitable for the project. Contrary to the strain and shear measurements which have to be performed in a finer way, the temperature measurement can be performed in a more coarse way. For this reason, a solution is to set up thermistors to measure temperature on different areas of the prototype to reduce the number and therefore the cost of FBG that are dedicated to the measurements of strain and shear.

V. CONCLUSIONS AND PERSPECTIVES

The use of FBG for pressure ulcer prevention is one possible solution. These optical fibers are very sensitive to deformations and can therefore be used for strain and shear measurements applications.

An important next step in this project will be to incorporate the FBG-based prototype in a material suitable for patients such as gel, foam or fabric. This will be a complicated process since it is necessary to ensure that the optical fiber does not break and that it does not damage the material (crack, breakage, etc...).

ACKNOWLEDGMENT

This project was initiated in 2019 and brings together several players such as Kerpape, the ICube Laboratory and Altran. This project is carried out within the "Handicap Innovation Territory" project (HIT), supported by the French Government as part of "Territoires d'innovation" (French program for innovative territories), administered by the "Banque des Territoires".

Thanks are extended to students of Télécom Physique Strasbourg for their helps.

REFERENCES

- [1] B. Barrois, D. Colin, F.-A. Allaert, et B. Nicolas, « Épidémiologie des escarres en France », *Rev. Francoph. Cicatrisation*, vol. 1, n° 3, p. 10- 14, juill. 2017, doi: 10.1016/S2468-9114(17)30366-3.
- [2] S.-C. Her et W.-N. Lin, « Simultaneous Measurement of Temperature and Mechanical Strain Using a Fiber Bragg Grating Sensor », *Sensors*, vol. 20, n° 15, Art. n° 15, janv. 2020, doi: 10.3390/s20154223.
- [3] M. Demirel, « Contribution à l'optimisation des mesures de température et de déformations par capteur à fibre optique à réseau de Bragg : application au procédé de fabrication des composites par infusion de résine », These de doctorat, Saint-Etienne, EMSE, 2009.
- [4] S. Vacher, « Capteurs à fibres optiques pour le contrôle de l'élaboration et la caractérisation mécanique des matériaux composites », These de doctorat, Saint-Etienne, EMSE, 2004.
- [5] Y.-J. Rao, « In-fibre Bragg grating sensors », *Meas. Sci. Technol.*, vol. 8, n° 4, p. 355- 375, avr. 1997, doi: 10.1088/0957-0233/8/4/002.
- [6] K. O. Hill et G. Meltz, « Fiber Bragg grating technology fundamentals and overview », *J. Light. Technol.*, vol. 15, n° 8, p. 1263- 1276, août 1997, doi: 10.1109/50.618320.
- [7] A. Othonos, « Fiber Bragg gratings », *Rev. Sci. Instrum.*, vol. 68, n° 12, p. 4309- 4341, déc. 1997, doi: 10.1063/1.1148392.
- [8] T. S. Narasimhamurty, *Photoelastic and Electro-Optic Properties of Crystals*. Springer Science & Business Media, 2012.
- [9] D.-P. Zhou, L. Wei, W.-K. Liu, et J. W. Y. Lit, « Simultaneous measurement of strain and temperature based on a fiber Bragg grating combined with a high-birefringence fiber loop mirror », *Opt. Commun.*, vol. 281, n° 18, p. 4640- 4643, sept. 2008, doi: 10.1016/j.optcom.2008.06.001.
- [10] M. G. Xu, J. L. Archambault, L. Reekie, et J. P. Dakin, « Thermally-compensated bending gauge using surface-mounted fibre gratings », *Int. J. Optoelectron.*, vol. 9, n° 3, Art. n° 3, 1994.
- [11] H. J. Patrick, G. M. Williams, A. D. Kersey, J. R. Pedrazzani, et A. M. Vengsarkar, « Hybrid fiber Bragg grating/long period fiber grating sensor for strain/temperature discrimination », *IEEE Photonics Technol. Lett.*, vol. 8, n° 9, p. 1223- 1225, sept. 1996, doi: 10.1109/68.531843.
- [12] Wei-Chong Du, Xiao-Ming Tao, et Hwa-Yaw Tam, « Fiber Bragg grating cavity sensor for simultaneous measurement of strain and temperature », *IEEE Photonics Technol. Lett.*, vol. 11, n° 1, p. 105- 107, janv. 1999, doi: 10.1109/68.736409.

Placement optimal des capteurs dans un environnement intelligent : application au maintien à domicile

Rym Ben Bachouch¹, Yoann Fousseret¹, Yves Parmantier¹

¹ Univ. Orléans, INSA-CVL, PRISME, EA 4229, F45072, Orléans, France

rym.ben-bachouch-jacquin@univ-orleans.fr

Abstract – Dans ce papier, nous présentons un plugin permettant le placement optimal de capteurs dans un habitat intelligent en exploitant la maquette numérique du bâtiment (BIM : Building Information Model). Ce plugin repose sur l'utilisation du viewer EveBim du CSTB pour le chargement de fichiers de type IFC représentant la maquette numérique du bâtiment. Ce plugin fait appel ensuite à un modèle mathématique basé sur un programme linéaire mixte, pour déterminer le placement optimal des capteurs dans une pièce en fonction des caractéristiques de celle-ci et des capteurs à placer. Les résultats montrent l'efficacité de l'algorithme proposé et du plugin développé. Nous obtenons une solution optimale affichant le placement des capteurs dans la maquette numérique du bâtiment, après quelques secondes de calcul. Ce placement a été expérimenté en situation réelle dans un appartement pilote dédié au maintien à domicile, équipé par des capteurs PIRs (infrarouge passif), situé à Bourges « GIS MADONAH ». Les données récoltées nous ont permis d'identifier et de retracer les activités des personnes occupant l'appartement pendant une semaine.

Mots clés : modélisation mathématique, maquette numérique du bâtiment, BIM, optimisation.

I. INTRODUCTION

Dans une ère où la technologie et les équipements connectés deviennent indispensables, on parle de plus en plus de la maison connectée et intelligente. En effet, les données du « Digital Market Outlook » estiment que plus du quart des ménages Français, seront équipés à l'horizon 2024. Les besoins de faire des économies d'énergie, de gagner du temps et d'améliorer le confort chez soi ont entraîné le développement de beaucoup d'applications et de solutions qui de nos jours, sont devenues accessibles à tous les budgets. Ces systèmes connectés permettent la gestion de la sécurité du domicile (déclenchement d'une alarme, fermeture des stores à distance, serrure connectée, etc.) et de l'énergie (régler un thermostat, automatiser la fermeture ou l'ouverture des volets, etc.). Ces équipements intelligents génèrent des données qui, en les fusionnant, permettraient d'identifier le nombre de personnes occupant un domicile, d'assurer un confort

énergétique, d'émettre des alertes, et d'assurer la sécurité des utilisateurs et de participer au maintien à domicile [1][2].

Le domaine des maisons intelligentes communément connu sous le terme « Smart homes » est en évolution permanente grâce au vieillissement de la population et le développement de la silver économie. Plusieurs travaux de recherche se sont penchés sur ce sujet d'une part pour apporter une assistance aux personnes dépendantes qui souhaitent rester chez elles [3], mais aussi pour identifier les situations urgentes, qui pourraient être dangereuses pour la personne [4]. Le suivi d'activités ainsi que l'assistance des personnes âgées dépendantes à domicile ou en EHPAD (Etablissement d'Hébergement de Personnes Agées Dépendantes) ne peut se faire sans un placement optimal des capteurs. En effet, ces derniers permettent de recueillir les données indispensables pour les algorithmes de détection d'activités et de supervision. Le placement des capteurs constitue donc, un facteur clé dans la réussite du suivi des activités et de l'assistance des personnes âgées dépendantes. Pour cela, nous nous sommes intéressés à la problématique du placement optimal des capteurs dans un habitat intelligent en intégrant la maquette numérique du bâtiment désignée par BIM (Building Information Model). En effet, un mauvais placement entraînerait des pertes importantes des mesures et donc, de la détection [5] [6].

Le placement optimal des capteurs dans un environnement intelligent est une thématique à laquelle quelques travaux de recherche se sont intéressés dans l'objectif de contrôler la consommation d'énergie [7], de bien paramétrer le placement des capteurs dans le réseau de distribution d'eau [8] [9] [10] et d'avoir un système robuste suite aux défauts rencontrés par les capteurs [11]. Dans [12], les auteurs étudient le placement optimal des capteurs pour récolter des informations relatives au sol et aux plantations. Les méthodes de la recherche opérationnelle ont été également utilisées pour étudier ce problème [13].

Dans ce papier, nous présentons tout d'abord la maquette numérique du bâtiment que nous utilisons dans le plugin proposé pour le placement optimal des capteurs. Nous présenterons par la suite un modèle mathématique basé sur la programmation linéaire mixte, pour le placement optimal des capteurs. Nous décrirons ensuite, le plugin qui permet le placement optimal des capteurs dans la maquette numérique du bâtiment (BIM). Pour finir, nous présentons une application dédiée au maintien à domicile réalisée dans un appartement

pilote, où le placement optimal des capteurs, permet grâce à la fusion de données d'identifier les activités des occupants.

II. LE BIM : BUILDING INFORMATION MODEL

Avec l'adoption de la maquette numérique, le secteur du bâtiment connaît actuellement une véritable révolution puisque le BIM répond aux nouvelles exigences économiques et écologiques du secteur. Il s'agit d'un fichier informatique qui permet une représentation digitale en plusieurs dimensions d'un projet de construction détaillant les caractéristiques physiques et fonctionnelles de celui-ci.

La maquette numérique BIM permet de vérifier la cohérence du projet avec le budget et les délais fixés. Elle permet également d'optimiser les coûts et favorise la communication entre les différents acteurs du projet puisqu'ils ont tous accès au même plan numérique du bâtiment [6].

Le BIM permet également de réaliser des simulations des performances énergétiques et environnementales des bâtiments.

Dans notre travail, nous utilisons une maquette numérique du bâtiment en 2D issue du viewer eveBIM¹ du CSTB (figure 1). Ce dernier permet de visualiser et d'analyser des maquettes numériques BIM en format standard de type IFC.

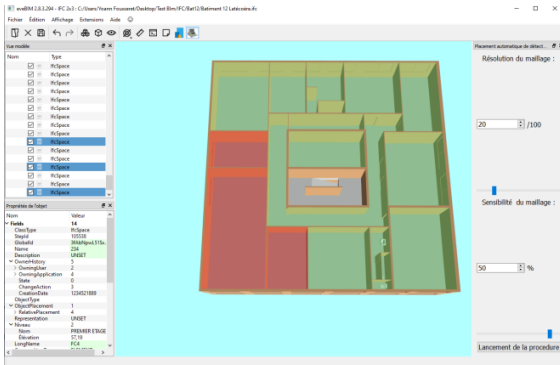


Figure 1. Exemple de fichier IFC issu de EveBIM

Nous exploiterons ces fichiers pour identifier et calculer le placement optimal des capteurs grâce à l'algorithme détaillé dans le paragraphe suivant.

III. ALGORITHME DE PLACEMENT OPTIMAL DE CAPTEURS

Nous avons développé un modèle mathématique basé sur une programmation linéaire mixte. Cet algorithme permet de prendre en compte en plus des critères développés dans [14] la typologie de la pièce, sa surface, les zones d'exclusion (fenêtres, portes, ...) ainsi que les caractéristiques des capteurs.

¹ Evebim.fr

Nous proposons les notations suivantes :

Ensembles:

(I, J, K) : Ensemble de zones indexées par (i, j, k)

S : Ensemble de capteurs d'indice s .

Paramètres:

$H_{i,j,k}$: Nombre minimum de détecteurs requis pour couvrir une zone (i, j, k) .

$\Omega_{s,(i,j,k)}$: Matrice binaire qui permet d'indiquer pour chaque zone, quels capteurs sont les plus adaptés.

M : Une grande valeur positive

C_s : Coût du déploiement d'un capteur s .

Nb_d_max : Valeur calculée à partir de la surface de la zone à couvrir divisée par le plus petit champ de vision des capteurs sélectionnés pour couvrir une zone.

Variables de décision :

$X_s = 1$ si le détecteur s est déployé, 0 sinon.

$Y_{(i,j,k),s} = 1$, si la zone (i, j, k) est couverte par le capteur s , 0 sinon.

$Q_{(i,j,k),(u,w,z),s}$: variable de décision auxiliaire.

Nous décrivons dans ce qui suit le modèle mathématique. La fonction objectif (1) minimise le coût total d'installation des capteurs. Il s'agit ici de couvrir toutes les zones à un coût minimum.

$$\text{MIN } Z = \sum_s C_s X_s \quad (1)$$

Les contraintes (2) permettent d'assurer un nombre minimum de capteurs par zone (i, j, k) . Le nombre minimum de capteurs par zone est une donnée saisie par l'utilisateur lors du paramétrage initial. Les contraintes (3) permettent de limiter le nombre de capteurs couvrant une zone (i, j, k) par la valeur Nb_d_max qui est le rapport entre la surface de la zone à couvrir et le plus petit champ de vision des capteurs sélectionnés pour couvrir la zone. Ceci permet de limiter le nombre de capteurs associés à une zone. En effet, sans ces contraintes, on peut se voir affecter plusieurs capteurs à une petite zone ce qui n'est pas optimal.

$$\sum_s \Omega_{s,(i,j,k)} Y_{(i,j,k),s} \geq H_{i,j,k} \quad \forall (i, j, k) \in (I, J, K) \quad (2)$$

$$\sum_s \Omega_{s,(i,j,k)} Y_{(i,j,k),s} \leq Nb_d_max \quad \forall (i, j, k) \in (I, J, K) \quad (3)$$

Les contraintes (4) et (5) garantissent que deux zones voisines désignées par les indices (i, j, k) et (u, w, z) sont couvertes par une combinaison différente de capteurs. Ainsi, suivant

l'activation des capteurs, on pourra distinguer la zone dans laquelle se trouve la personne.

$$Y_{(i,j,k),s} + Y_{(u,w,z),s} \leq 1 + M Q_{(i,j,k),(u,w,z),s} \quad (4)$$

$$\forall (i,j,k),(u,w,z) | (i,j,k) \neq (u,w,z) \in (I,J,K); \forall s \in S$$

$$\sum_{b \neq s} \max((\Omega_{b,(i,j,k)} - \Omega_{b,(u,w,z)}), 0) Y_{(i,j,k),b} + \sum_{b \neq s} \max((\Omega_{b,(u,w,z)} - \Omega_{b,(i,j,k)}), 0) Y_{(u,w,z),b} \geq 1 - M(1 - V_{(i,j,k),(u,w,z),s}) \quad (5)$$

$$\forall (i,j,k),(u,w,z) | (i,j,k) \neq (u,w,z) \in (I,J,K), \forall s \in S$$

Les contraintes (6) permettent de relier les deux variables de décisions. Les contraintes d'intégrité sont définies par (7), (8) et (9).

$$\max(\Omega_{s,(i,j,k)}, 0) Y_{(i,j,k),s} = \max(\Omega_{s,(i,j,k)}, 0) X_s \quad (6)$$

$$\forall (i,j,k) \in (I,J,K); \forall s \in S$$

$$X_s \in \{0, 1\}, \forall s \in S \quad (7)$$

$$Y_{(i,j,k),s} \in \{0, 1\}, \forall (i,j,k) \in (I,J,K); \forall s \in S \quad (8)$$

$$Q_{(i,j,k),(u,w,z),s} \in \{0, 1\} \quad (9)$$

$$\forall (i,j,k),(u,w,z) | (i,j,k) \neq (u,w,z) \in (I,J,K),$$

L'objectif principal de ce modèle est de calculer une couverture optimale de la pièce en indiquant l'emplacement des capteurs (mural ou plafonnier). La résolution de ce modèle est réalisée par un solveur libre GLPK². Nous obtenons des résultats en quelques secondes de calcul. Nous détaillons les expérimentations dans la section suivante.

IV. PLUGIN DE PLACEMENT OPTIMAL DE CAPTEURS

Le fonctionnement du plugin développé est illustré par la figure 2. Les tests ont été faits avec des capteurs de type PIRs du commerce (capteurs muraux et plafonniers) mais le plugin peut utiliser tout type de capteurs à partir du moment où les caractéristiques de ces derniers sont renseignées (champ de vision et type de placement, portée, ...). Les champs de vision des capteurs muraux sont représentés par des rectangles alors que ceux des capteurs plafonniers sont représentés par des octogones afin de simplifier les modèles.

Déroulement du processus

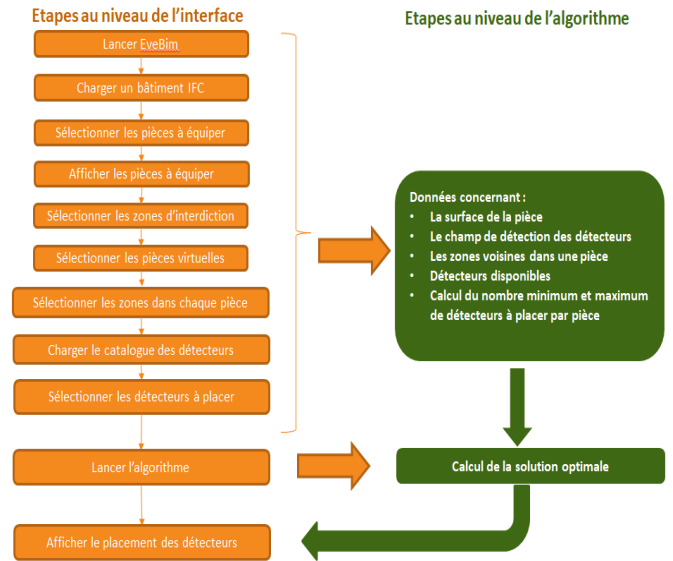


Figure 2. Fonctionnement du plugin développé

Nous commençons tout d'abord par lancer le viewer EveBim afin de charger un bâtiment (fichier de type IFC). Nous sélectionnons par la suite les pièces à équiper (figure 3). L'algorithme traitera les pièces séparément afin d'optimiser leur couverture.

L'utilisation de EveBim s'arrête à cette première étape. Toutes les étapes suivantes sont réalisées via le plugin développé. En effet, EveBim n'est utilisé que pour charger la maquette numérique du bâtiment.

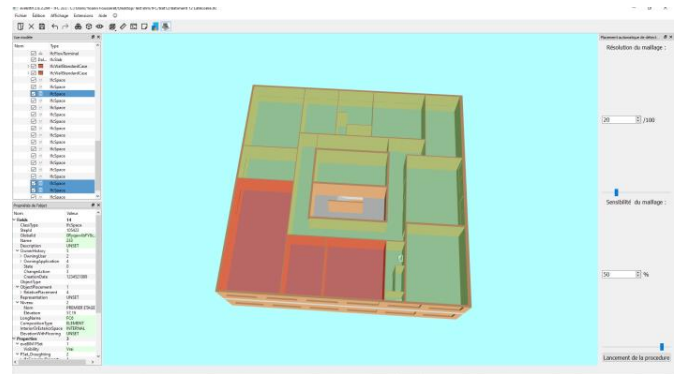


Figure 3. Charger un fichier IFC depuis EveBim

Une fois la ou les pièce(s) sélectionnée(s) (figure 4), nous les affichons afin d'indiquer les zones d'exclusion (en rouge sur la figure 5) qui correspondent aux emplacements des portes, des fenêtres, des blocs de climatisation, à l'éclairage ou tout autre élément qui interdirait le placement d'un capteur à un endroit donné dans la pièce.

² <https://www.gnu.org/software/glpk/>

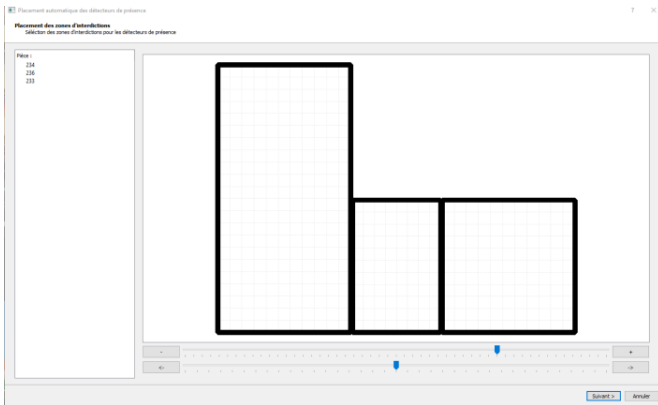


Figure 4. Afficher les pièces sélectionnées

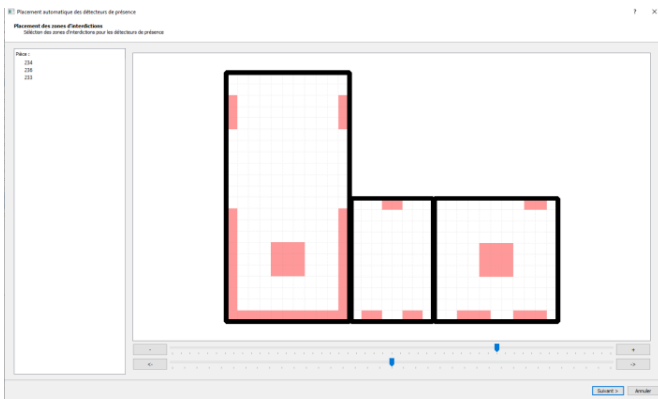


Figure 5. Sélectionner les zones d'exclusion

Nous sélectionnons par la suite les zones dans chaque pièce (figure 6). Cette étape est surtout nécessaire pour les grandes salles comme par exemple, une salle de réunion où nous souhaiterions identifier la zone bureau de la zone table de réunion. Les zones sont traitées séparément par l'algorithme qui va permettre la distinction entre les zones par une couverture constituée par une combinaison de capteurs différente.

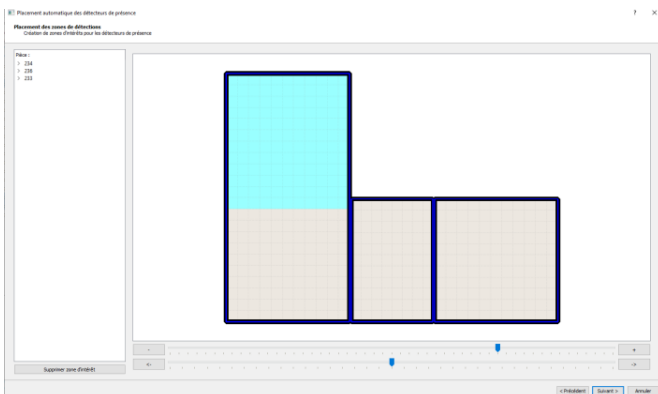


Figure 6. Sélectionner les zones et les pièces à équiper

On charge ensuite le catalogue des capteurs pouvant être placés dans les pièces sélectionnées. Chaque capteur est caractérisé par son champ de vision et son placement (mural ou plafonnier) (figure 7).

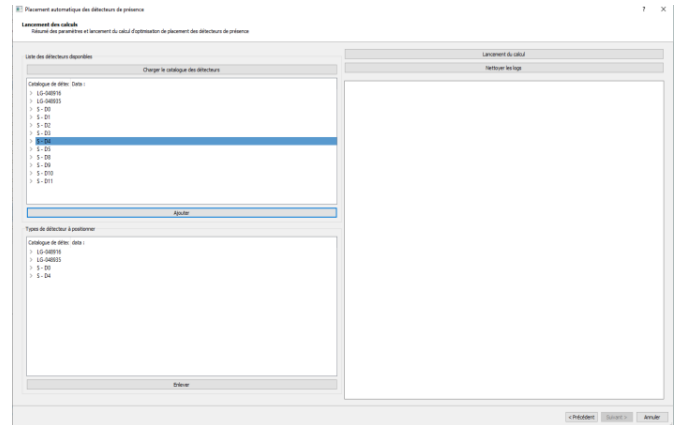


Figure 7. Chargement du catalogue de capteurs à placer

L'étape suivante consiste à lancer le calcul (figure 8) (le modèle mathématique présenté précédemment). Dans toutes les expérimentations réalisées, nous obtenons des résultats après quelques secondes de calcul.

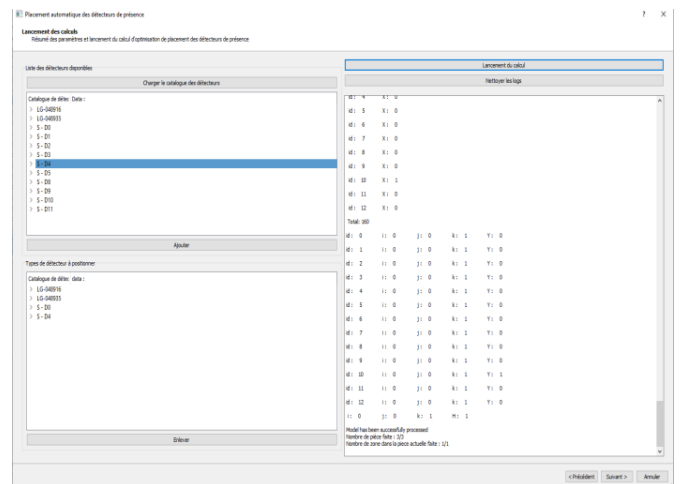


Figure 8. Lancement du calcul via l'algorithme

La solution optimale est ensuite affichée (figure 9). Chaque pièce est équipée par un nombre de capteurs déterminé par l'algorithme qui permet une couverture maximale de la surface de la pièce en fonction du zonage choisi par l'utilisateur. Nous affichons également le taux de couverture de chaque pièce ainsi que le taux de superposition entre deux champs de vision (cas ici de la grande pièce située à gauche) de deux capteurs dans une même pièce.

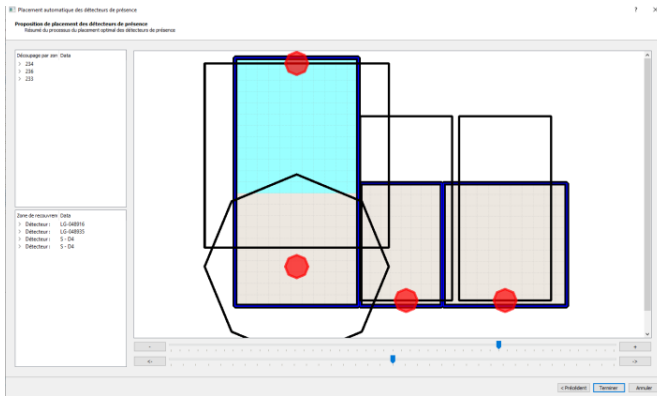


Figure 9. Solution obtenue

Ce plugin nous a permis d'identifier le placement optimal en vue d'équiper tout type de bâtiment à partir de sa maquette numérique. Nous détaillons dans la section suivante, une expérimentation réalisée dans un appartement pilote, équipé par le résultat obtenu par l'algorithme présenté ci-dessus et que nous avons exploité par la suite, pour identifier l'activité des personnes.

V. APPLICATION DU PLACEMENT OPTIMAL DE CAPTEURS POUR LE MAINTIEN A DOMICILE

Le plugin développé nous a permis d'identifier le placement optimal des capteurs dans un appartement pilote, labellisé centre relais de France silver économie devenu CNR Santé. Il s'agit du « GIS MADONAH » situé à Bourges dans les maisons de retraite Bellevue, l'un des plus grands EHPAD de France.

L'objectif de cette partie est d'utiliser le plugin et le modèle mathématique présentés ci-dessus afin d'identifier le placement optimal des capteurs au GIS MADONAH. Ceci, afin de pouvoir par la suite récupérer toutes les données générées pour pouvoir retracer les activités de la personne occupant l'appartement. L'idée étant de pouvoir superviser les activités avec un coût minimal de l'installation.

Cet appartement dispose d'une grande pièce avec un coin lit et un espace séjour, d'une cuisine ouverte sur le séjour et d'une salle de bain. La figure 10 illustre le plan de l'appartement et son équipement en capteurs. Le zonage a pu être réalisé grâce à des œillères imprimées en 3D, qui permettent de diviser les champs de vision des capteurs [15]. L'appartement a été équipé par des capteurs PIRs, une sonde QAI (mesure des quantités de CO₂, de composés organiques volatiles, de la température et de l'hygrométrie), et un éco compteur permettant la mesure de la consommation électrique sur plusieurs postes d'énergie. Les

données générées par toutes ces sources ont été exploitées et fusionnées par un algorithme basé sur la théorie des fonctions de croyances développé dans des travaux connexes réalisés au sein de notre laboratoire de recherche [16].

L'appartement ayant été occupé pendant une semaine entre le 28 Août et le 03 Septembre 2019, nous avons ainsi pu récolter 602 000 lignes de données qui ont été traitées en 5 heures par l'algorithme de fusion en post traitement, une fois les occupants partis, et ceci sans bug ni erreurs. Nous avons ainsi pu identifier les activités suivantes pour le Mercredi 28 Août 2019 :

- Arrivée à 12h01 dans la zone 5.
- Déplacement vers le lit (zone 1 et 2). Une présence a été détectée dans ces zones pendant 1mn30.
- Déplacement vers le couloir (zone 6)
- Déplacement vers le séjour (zone 8 et 9) avec une présence durant 30 secondes.

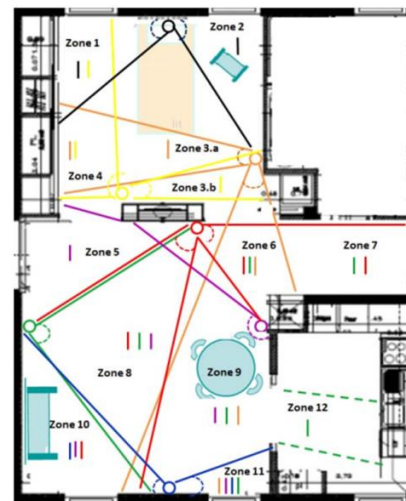


Figure 10. Plan du GIS MADONAH

Tous ces déplacements sont illustrés par la figure 11.

- Détection d'une présence dans deux zones différentes (zone 2 et zone 9), à 18h30 le même jour (figure 12).
- Détection d'une présence dans la zone du lit entre 21h05 et 2h10. Puis, une détection dans la zone chambre (zone 3 et 4) pendant 2 minutes et un retour au calme est constaté de 2h12 à 6h30.

Le lendemain, nous avons constaté une activité dans la zone 8 à 8h10 ce qui correspondrait à la prise du petit déjeuner. Dans un premier temps, lorsqu'il y a une détection dans deux zones différentes (à 18h30 par exemple), nous avons supposé une erreur de détection liée au traitement des données par l'algorithme ou à un faux positif d'un capteur PIR, puisque

nous avons supposé que l'appartement était occupé par une seule personne. Après renseignement auprès de la maison de retraite, il s'est avéré que l'appartement était occupé par un couple composé d'une personne dépendante et d'une personne valide, ce qui explique les doubles détections dans certains cas.



Figure 11. Activités réalisées par le couple dans le GIS MADONAH



Figure 12. Détection dans deux zones différentes

Le placement des capteurs obtenu grâce au plugin et au modèle mathématique développés, a permis d'équiper le GIS MADONAH avec une couverture optimale permettant de distinguer les zones en fonction des activités qu'elles représentent (lit, déjeuner, canapé...). Ainsi, grâce à l'algorithme développé dans [15], notre travail a pu être exploité dans une application dédiée au maintien à domicile qui a permis d'identifier les activités des personnes âgées dépendantes occupant l'appartement pilote.

Nous avons également dans le cadre de ce projet, développé une interface d'affichage permettant de localiser, en temps réel, dans quelle zone se trouve la personne avec les probabilités correspondantes. Elle affiche le plan du GIS MADONAH ainsi que les différentes zones définies. Par rapport au zonage présenté ci-dessus, nous avons apporté une modification afin d'assurer une meilleure couverture de la cuisine. Nous avons ajouté un capteur dans cette dernière, ce qui explique la différence des numéros de zones par rapport à ce qui a été présenté précédemment et l'interface développée. Des couleurs permettent de différencier la cuisine, le séjour, la table de la salle à manger, la chambre et l'entrée. L'algorithme de localisation développé repose sur un calcul de probabilité. En fonction des données passées et actuelles, nous pouvons estimer les probabilités de présence dans les zones. La figure 13 présente cette interface qui indique dans cet exemple, que la personne se trouve dans la zone 9 c'est-à-dire, qu'elle est en train de manger à table.



VI. CONCLUSION

Nous avons présenté dans cet article un plugin permettant le placement optimal de capteurs dans un bâtiment intelligent en utilisant la maquette numérique du bâtiment.

Le calcul du placement optimal des capteurs est effectué via un modèle mathématique basé sur la programmation linéaire. Nous avons pu prouver l'efficacité de cet algorithme qui calcule une solution optimale en quelques secondes et affiche le placement des capteurs dans les pièces sélectionnées dans la maquette numérique du bâtiment. De plus en plus de travaux se développent autour de la maquette numérique du bâtiment et le placement de capteurs reste un facteur clé dans la réussite de la fusion des données issues des capteurs placés dans les habitats intelligents pour identifier les activités des personnes. Notre objectif est d'utiliser le plugin développé pour équiper les bâtiments d'une façon optimale et réfléchie ce qui faciliterait par la suite la fusion des données. En effet, nous déterminons une installation avec un coût minimal et un nombre réduit de capteurs ce qui réduit la quantité de données à traiter. Ceci facilite la reconnaissance d'activité. Une application en situation réelle dans un appartement pilote équipé par des capteurs de diverses modalités selon le résultat obtenu par le

plugin, a montré l'intérêt de notre approche pour l'identification des activités des personnes dans un habitat intelligent.

Beaucoup de perspectives restent à explorer dans ce travail. Nous souhaitons étendre le placement de capteurs à des pièces ayant une forme biscornue et atypique (autre que forme carrée ou rectangulaire). Une autre perspective serait de minimiser les zones de bavures quand deux zones voisines sont couvertes par des combinaisons de capteurs différentes. On pourrait également récupérer directement les zones d'interdiction depuis le fichier IFC puisqu'elles y figurent. Des applications grand public des résultats issus de ce projet peuvent être également envisagées.

REFERENCES

- [1] H. Kim, H. Choi, H. Kang, J. An, S. Yeom, T. Hong, « A systemic review of the smart energy conservation system : from smart homes to sustainable smart cities », *Renewable and sustainable energy reviews*, vol. 140, 110-755, Avril 2021.
- [2] R. Ciffée, G. Sudha, S. Saranya, G. Karthick, « Zigbee based automation systems for homes with the deployment of smart sensors », *Materials today proceedings*, Février 2021.
- [3] R. Sokullu, M. A. Akkas, E. Demir, « IoT supported smart home for elderly », *Internet of things*, Vol. 11, 100239, 2020.
- [4] Z. Gu, « Home smart motion system assisted by multi-sensor », *Microprocessors and microsystems* », Vol. 80, 103591, Février 2021.
- [5] J. Liang, M. Huan, X. Deng, T. Bao and G. Wang, « Optimal transmitter and receiver placement for localizing 2D interested-region target with constrained sensor regions », *Signal processing*, vol. 183, 108032, Juin 2021.
- [6] S.M. Cardoso, D.B. Barros, E. Oliveira, B. Brentan and L. Ribeiro, « Optiam sensor placement for contamination detection : A multi-objective and probabilistic approach », *Environmental modelling and software*, vol. 135, 104896, Jan 2021.
- [7] K. R. Wagiman, M. N. Abdullah, M. Y. Hassan, N. Hanis, M. Radzi, « A new optimal light sensor placement method of an indoor lighting control system for improving energy performance and visual comfort », *Journal of building engineering*, Vol. 30, 101295, 2020.
- [8] N. Cheifetz, S. C. Sandraz, C. Féliers, D. Gilbert, O. Piller, V. Heim, « Un algorithme glouton pour le positionnement de capteurs qualité sur un grand réseau de distribution d'eau », *Techniques Sciences Méthodes , ASTEE/EDP Sciences*, pp.55-63. 2017.
- [9] R. I. Ogie, N. Shukla, F. Sedlar, T. Holderness, « Optimal placement of water-level sensors to facilitate data-driven management of hydrological infrastructure assets in coastal mega-cities of developing nations », *Sustainable cities and society*, Vol. 35, 385-395, 2017.
- [10] M. S. Korshidi, M. R. Nikoo, N. Taravatrooy, M. Sadegh, M. Al-Wardy, G. A. Al-Rawas, « Pressure sensor placement in water distribution networks for leak detection using a hybrid information-entropy approach », *Information Sciences*, Vol. 516, pp. 56-71, 2020.
- [11] L. Sela, S. Saurabh, « Robust sensor placement for pipeline monitoring : Mixed integer and greedy optimization », *Advanced engineering informatics*, Vol. 36, pp. 55-63, 2018.
- [12] S. Zou, F. Yang, Y. Tang, L. Xiao, Y. Zhao, « Optimized algorithm of sensor node deployment for intelligent agricultural monitoring », *Computers and electronics in agriculture*, Vol. 127, pp. 76-86, 2016.
- [13] Rebai M., Le Berre M., Snoussi H., Hnaïen F., Khoukhi L., « Sensor deployment optimization methods to achieve both coverage and connectivity in wireless sensor networks », *Computers and operations research*, Vol. 59, pp. 11-21, Juillet 2015.
- [14] Gholizadeh-Tayyar S., Ben Bachouch R., Fousseret Y., Parmantier Y., Ramdani N., « Optimal sensor deployment according to a new approach for target tracking in smart homes », *IRBM*, Vol. 41, Issue 6, pp 321-330, 2020.
- [15] A. Hadj-Henni, « Algorithmes de fusion pour la navigation en intérieur basés sur les fonctions de croyances », Thèse de doctorat, Nov 2019.
- [16] A. Hadj Henni, R. Ben Bachouch, O. Bennis, N. Ramdani, « Enhanced multiplex binary PIR localization using the transferable belief », *IEEE Sensors*, vol. 19, pp. 8146-8159, 2019.

Quelles pratiques de télésurveillance de maladies chroniques dans les espaces à dominante rurale peu densément peuplés ?

Voilmy D.¹, Guichard R.², Olivier M.¹, Tellier V.³, Schoevaerds D.⁴, Novella J.-L.⁵

¹Université de technologie de Troyes, UR LIST3N, Troyes, France

²Université Polytechnique hauts de France, LAMIH UMR CNRS 8201, Valenciennes, France

³ Direction de la Santé Publique, Province de Namur, Belgique

⁴Université Catholique de Louvain, Département de gériatrie, CHU UCL Namur, Belgique

⁵Université de Reims Champagne-Ardenne, EA 3797, Reims, France

dimitri.voilmy@utt.fr

Résumé

Le nombre et la complexité des maladies chroniques augmentent avec l'âge. Avec le vieillissement des populations, le nombre de malades chroniques et de situations cliniques complexes s'accroît de plus en plus sollicitant ainsi le système de santé de manière importante et nécessitant une coordination ajustée des soins. Le contexte transfrontalier de notre étude rajoute un élément de complexité supplémentaire : le territoire d'action est rural et relativement enclavé ; de plus, grâce à la ZOAST des Ardennes (Zone Organisée d'Accès aux Soins Transfrontaliers) des patients traversent la frontière pour recevoir des soins ce qui génère d'autres défis (transfert d'information notamment) auxquels le projet espère contribuer à répondre grâce entre autres aux nouvelles technologies. Cet exposé en trois parties questionne les pratiques médicales de télésurveillance. Dans un premier temps, nous décrivons les enjeux sociétaux des maladies chroniques et ensuite la problématique du suivi des maladies chroniques en secteur rural enclavé. Puis, nous présentons une revue de la littérature des pratiques professionnelles utilisant les technologies numériques dans le suivi de ces patients. Enfin, nous ouvrons la discussion et les perspectives pour améliorer la santé des patients chroniques, le confort et la collaboration des prestataires de soins à domicile.

Mots clés : télémédecine, maladies chroniques, ruralité, fragilité.

I. INTRODUCTION

Les maladies chroniques non transmissibles sont la première cause de mortalité dans le monde, elles sont responsables de d'environ deux tiers des décès et sont la source principale des dépenses de santé publique [1]. Selon l'OMS, une maladie chronique est une affection de longue durée (6 mois ou plus), qui, en règle générale, évolue lentement. Ces maladies deviennent parfois fort invalidantes et peuvent générer, notamment lorsqu'elles se multiplient chez un individu une fragilité importante [1]. Cependant, les progrès dans le

traitement de certaines de ces affections permettent d'en ralentir plus ou moins considérablement l'évolution. La prévalence des maladies chroniques est en hausse constante. En 2018 en France, l'assurance maladie a dénombré 10,4 millions de personnes affiliées au régime général bénéficiant du dispositif des Affections de Longue Durée (ALD), ce chiffre n'était que de 9,9 millions en 2014 et de 10,1 millions en 2015. En Belgique, l'enquête nationale de santé rapporte en 2018 qu'un tiers de la population de 15 ans et plus souffre d'une maladie chronique et près d'une personne sur deux après 65 ans [2].

Le vieillissement de la population est la cause principale de l'augmentation du nombre de malades chroniques [3]. Ce nombre devrait continuer à croître car selon les projections démographiques d'Eurostat publiées en 2011, les personnes âgées de 65 ans ou plus représenteront 29,5% de la population de l'union européenne en 2060 (17,4% en 2011). Le manque d'activité physique, une mauvaise hygiène de vie et la malnutrition sont également des facteurs de risque d'apparition des maladies chroniques, de leurs complications et des conséquences fonctionnelles. Le nombre d'affections chroniques chez une même personne augmente également avec l'âge avec en conséquence une complexification de la prise en charge, un déclin fonctionnel et une fragilité qui s'installe.

La prise en charge des maladies chroniques représente un coût économique important. Par exemple, les dépenses liées à l'insuffisance cardiaque sont estimées à plusieurs milliards de dollars dans les pays développés [4]. L'efficacité de la prise en charge médicale des maladies chroniques se heurte également à deux obstacles majeurs qui sont le retard de diagnostic et la non-observance thérapeutique [1]. Selon une enquête menée par l'Institut de Veille Sanitaire en 2006, une personne diabétique sur 5 n'était pas diagnostiquée. Pour la Société de Pneumologie de Langue Française, la Bronchopneumopathie chronique obstructive (BPCO) est sous diagnostiquée car seuls 10 à 30%

des sujets détectés lors d'études épidémiologiques en population générale sont préalablement connus. Un diagnostic et une prise en charge précoces peuvent permettre de ralentir et/ou de stabiliser la maladie et ainsi d'éviter des complications et maintenir l'autonomie des malades chroniques [5]. L'observance est le degré d'application d'une prescription médicale par le malade (posologie, nombre et horaire des prises médicamenteuses, durée du traitement, recommandations associées). Concernant la non-observance thérapeutique, en France, elle est en partie à l'origine des complications des maladies chroniques (insuffisance de traitement ou génération de problématiques iatrogènes) provoquant des ré-hospitalisations et une augmentation de la fragilité. Un patient est considéré comme observant s'il prend au moins 80% de son traitement correctement [1]. Cette non-observance est responsable d'une augmentation d'environ 8000 décès par an et induit des coûts estimés à environ 9 milliards d'euros chaque année en France [1]. Lorsque le nombre d'affections chroniques augmente, le nombre de médicaments prescrits s'accroît également ce qui rend plus complexe l'observance et augmente les risques d'interactions médicamenteuses néfastes non contrôlées. L'OMS estime que l'observance des traitements thérapeutiques est en moyenne de 50% dans les pays développés et inférieure dans la population précaire. Selon S. Euller-Ziegler [6] le risque de la non-observance thérapeutique est plus important en phase initiale de la maladie chronique car le patient doit faire face à l'annonce du diagnostic et à la perspective d'une thérapeutique à suivre sur le long terme. JM. Kramer & al [7] ont évalué pendant un an l'observance médicamenteuse chez 17 035 patients post-infarctus et sous traitement de bêta-bloquants. Ces patients étaient tous âgés de plus de 35 ans et souffraient au minimum d'une pathologie chronique telle que l'insuffisance cardiaque, l'hypertension artérielle, le diabète ou la BPCO. Les auteurs ont étudié l'observance thérapeutique selon différentes périodes allant de 30 jours, 90 jours, 180 jours, 270 jours et 360 jours après la sortie de l'hospitalisation. Les résultats de cette recherche démontrent que 69% des sujets étaient adhérents aux traitements au cours de la première période de l'étude. Cette adhésion diminue à 57%, puis à 52%, ensuite à 49% et enfin à 45% selon les périodes étudiées par les auteurs.

Face à ces constats, la création en début d'année 2019 du projet franco-belge *Health In Smart Rurality* – HIS2R vise à améliorer la santé des patients chroniques, le confort et la collaboration des prestataires, et à réduire les coûts pour le patient et la sécurité sociale. Ce projet utilise une solution logicielle sur une tablette et des instruments de mesure médicaux connectés afin de recueillir et de transmettre des informations de santé et des alertes, de manière sécurisée aux soignants. Avec l'appui de ces nouvelles technologies, le projet interroge la coordination des soins à l'échelle transfrontalière en zone rurale.

II. LA PROBLEMATIQUE DU SUIVI DES MALADIES CHRONIQUES EN ZONES RURALES ENCLAVEES

Le vieillissement de la population dans nos sociétés se traduit aujourd'hui par une sollicitation de plus en plus importante du système de santé en raison de l'accroissement du nombre de personnes souffrant d'une ou plusieurs maladies chroniques. Ce vieillissement impacte également notre système de soutien médico-social (aide à domicile et maison de retraite, repos) du fait de l'altération fonctionnelle liée aux pathologies présentes chez le sujet âgé. Ces deux volets de la prise en charge des malades chroniques sont d'autant plus complexes que le degré de fragilité des individus augmente. Parmi ces maladies chroniques, l'insuffisance cardiaque chronique (IC) et la BPCO sont particulièrement fragilisantes et génèrent un sentiment d'insécurité chez le patient et son entourage, voire chez leurs soignants. Ces deux pathologies ont été retenues dans le projet HIS2R à cause du risque élevé d'hospitalisation, de leur morbi-mortalité importante pouvant générer des alertes et l'existence de recommandations de prise en charge (Haute Autorité de Santé française, par exemple). Les patients qui en sont atteints peuvent voir leur état se dégrader brusquement ce qui peut engendrer des réhospitalisations et une perte d'autonomie.

Le projet clinique HIS2R s'intéresse aux patients âgés de plus de 65 ans souffrant d'une des deux pathologies retenues, vivant en zone rurale à domicile (où la densité des services médicaux et médicaux sociaux est plus faible) et amenés à traverser la frontière pour obtenir les soins dont ils ont besoin. Tout l'enjeu est donc d'assurer la continuité des soins à travers la frontière franco-Belge. Dans cette perspective, le projet centré sur la ZOAST (zone organisée d'accès aux soins transfrontaliers) des Ardennes – associe des partenaires des soins et des partenaires technologiques ainsi que les patients dans une démarche participative. De manière générale, afin d'optimiser l'organisation des soins, des programmes spécifiques ont été déclinés au niveau national pour certaines pathologies chroniques. En France, on peut citer les programmes PRADO (Programme d'accompagnement de retour à domicile). Ce service a été initié pour anticiper les besoins du patient liés à son retour à domicile après l'hospitalisation et fluidifier le parcours hôpital-domicile. Côté belge, des centres de coordination de soins et aides ont été développés dans la même perspective. Ces programmes ont pour objectifs de préserver la qualité de vie et l'autonomie des patients, d'accompagner la diminution des durées de séjour à l'hôpital, de renforcer la qualité de la prise en charge au domicile en lien avec le médecin traitant et d'améliorer l'efficacité du recours à l'hospitalisation en réservant les structures les plus lourdes aux patients qui en ont le plus besoin. L'organisation du système de soins et l'articulation sanitaire-médico-social contribuent ainsi de manière primordiale au maintien voire à l'amélioration de la santé de la population et notamment celle de la fraction la plus

âgée de celle-ci. Les tableaux de bord transfrontaliers de la santé (Interreg III IV et V) montrent que les territoires premiers de ce projet (Province de Namur, Département des Ardennes) présentent des caractéristiques sociales, économiques, géographiques et démographiques proches. Les zones rurales situées de part et d'autre de la frontière se caractérisent par une faible densité de population et de services liés entre autres aux problèmes de mobilité et d'emploi. En effet, ces zones rurales présentent des densités de population et de prestataires plus faibles que les moyennes nationales.

A contrario, on y trouve un pourcentage de personnes âgées et une précarité plus importante. 30% de la population de plus de 65 ans y vivant souffre de maladies chroniques dans un périmètre où il est difficile de trouver un établissement de santé de par les accès routiers et la faible offre des transports publics. Ces maladies accélèrent le déclin fonctionnel lié à l'âge et le recours des patients aux services de santé peut être retardé vu les distances, le peu d'accès routiers rapides et l'offre restreinte en transports publics alors que l'organisation de soins coordonnés est souvent complexe. De plus, cette zone géographique présente la spécificité suivante : certains patients éloignés des soins traversent la frontière pour être soignés au plus proche de leur lieu de vie. Ils retournent ensuite chez eux où ils reçoivent les soins de première ligne. Cette organisation implique cependant un référentiel d'organisation des soins duelle, avec une composante Belge et une composante Française nécessitant en soit de repenser la continuité des soins et surtout la mise à disposition des données de santé nécessaires à l'optimisation d'un programme de soins individualisé en zone transfrontalière.

La communication entre l'hôpital et les soignants de première ligne sur l'autre versant reste difficile (collecte, transmission, stockage des données) de même que l'accès à l'information concernant le patient vivant sur l'autre versant (évolution de paramètres comme le poids ou résultats d'examen complémentaires par ex.) rendant la continuité des soins plus complexe. Ainsi, la transmission d'informations actualisés, relatives aux patients et de manière transfrontalière pour un accès facilité et une détection précoce de changement de l'état de santé se révèle d'importance cruciale.

Un autre besoin serait d'étendre le concept de ZOAST - jusqu'ici « limité » à des conventions entre hôpitaux rendant accessibles leurs services aux résidents de territoires définis, de part et d'autre de la frontière - aux différentes composantes du système de santé : non seulement la première ligne mais aussi la prévention et la réhabilitation pour constituer ainsi un véritable territoire de santé transfrontalier. Les malades chroniques fragiles des zones transfrontalières rurales ont les mêmes besoins que les patients urbains mais la manière d'y répondre sera autre. Un des leviers d'intérêt pour diminuer les événements critiques et pour préserver la qualité de vie des patients est de pouvoir dépister rapidement les signes d'alerte. Une des pistes pour ce faire est d'utiliser les nouvelles technologies de

communication. Le projet HIS2R vise cette amélioration de la coordination des soins à l'échelle transfrontalière en zone rurale, avec l'appui de nouvelles technologies (objets connectés et transmission efficace et sécurisée de l'information). Cinquante patients souffrant d'insuffisance cardiaque chronique ou de bronchopathie chronique obstructive sont équipés d'un dispositif permettant de recueillir et transmettre des informations de santé et alertes, de manière sécurisée aux soignants. Un système de télé-vigilance et case managers permet de réagir en temps réel aux alertes. Les données du patient sont consultables de part et d'autre de la frontière franco-belge par les prestataires autorisés par le patient.

Un certain nombre de programmes se sont déjà intéressés à ces nouvelles technologies avec des résultats contrastés sur lesquels nous avons réalisés un travail de revue de la littérature.

III. REVUE DES CONNAISSANCES EN SUIVI DES MALADIES CHRONIQUES PAR LA TELEMEDECINE

A. Les pratiques médicales réalisées en télémédecine

Les Technologies de l'Information et de la Télécommunication sont optimisées dans des outils permettant d'augmenter les chances de diagnostics et de renforcer les conditions d'une prise en charge précoce des maladies chroniques [6]. Les progrès de la santé connectée sont susceptibles de favoriser une meilleure observance, car les malades peuvent plus facilement avoir accès et transmettre leurs données de santé à leur médecin [1]. L'utilisation des nouvelles technologies peut apporter des solutions non seulement dans un contexte clinique classique mais également dans des scénarios de soins innovants comme par exemple un suivi régulier à plus long terme après la phase clinique intensive [8]. L'e-santé est définie par l'OMS comme étant l'application des technologies de l'information et de la télécommunication dans le secteur de la santé et du bien-être. L'e-santé regroupe trois grands domaines [9]. Le premier concerne l'ensemble des systèmes d'information permettant de collecter des données sur la santé de la population. Le deuxième domaine est représenté par les différentes pratiques médicales réalisées en télémédecine. Ces actes médicaux sont de cinq types (Table I) :

TABLE I.

Types d'actes médicaux	Description de l'acte
Téléconsultation	Consultation d'un professionnel médical à distance au moyen de technologies de l'information et de la télécommunication
Télé-expertise	Mobilisée lorsqu'un professionnel médical sollicite à distance l'avis d'un ou de plusieurs professionnels de santé par l'intermédiaire de technologies de l'information et de la télécommunication

Types d'actes médicaux	Description de l'acte
Télesurveillance	Interprétation à distance par le personnel médical des données de santé recueillies par le patient au moyen de technologies de l'information et de la télécommunication
Téléassistance	Mobilisée lorsqu'un professionnel médical assiste à distance un autre professionnel de santé lors de la réalisation d'un acte
Régulation	Orientation à distance des patients dans le système de santé

La *m-santé* ou *mobile-santé* est le troisième domaine de la e-santé et est définie [10] comme « l'ensemble des pratiques médicales et de santé publique supporté par des appareils mobiles, tels que les téléphones mobiles, les tablettes, les dispositifs de surveillances des patients, les assistants numériques personnels (*PDA - Personal Digital Assistant*) et autres appareils sans fil ». Selon E. Sorbets & al [11], la santé connectée ou e-santé peut être une piste d'amélioration de l'observance thérapeutique.

Plusieurs auteurs ont évalué l'utilisation du téléphone portable comme objet du quotidien pour améliorer l'observance thérapeutique.

B. Le téléphone portable pour améliorer l'observance thérapeutique

DS. Wald & al [12] ont étudié pendant 6 mois l'effet de la communication par texto afin d'améliorer l'adhérence aux médicaments chez des patients recevant un traitement hypotenseur et/ou hypolémiant pour la prévention des maladies cardiovasculaires. Les auteurs de cette étude ont randomisé 301 sujets en deux groupes. Le groupe expérimentation était composé de 150 sujets dont la moyenne d'âge était de 60 ans. Chaque personne de ce groupe a reçu les soins habituels et des SMS (*Short Message Service*) personnalisés une heure après l'horaire auquel il était conseillé de prendre les médicaments. Les SMS ont été envoyés quotidiennement pendant les deux premières semaines de l'étude puis de manière aléatoire certains jours des deux semaines suivantes. Pendant les 22 autres semaines les sujets ont reçu un SMS hebdomadaire. Les participants devaient répondre après réception de chaque SMS par la lettre « y » si le médicament avait été pris, par la lettre « p » s'il avait été pris à la suite du SMS reçu ou par la lettre « n » s'il n'avait pas été pris. Le deuxième groupe était composé de 151 sujets dont l'âge moyen était de 61 ans. L'ensemble des personnes appartenant à ce groupe ont reçu les soins habituels mais pas de textos. Des mesures de la tension artérielle et du taux de cholestérol ont été effectuées auprès de tous les patients au début et à la fin de l'étude. Les résultats démontrent une amélioration de l'observance médicamenteuse de 16% dans le groupe intervention par rapport au groupe contrôle. Les auteurs

n'ont cependant pas observé de différence significative concernant la pression artérielle et le taux de cholestérol au bout de 6 mois.

RT. Lester & al [13] ont évalué l'effet de la communication par téléphone mobile (SMS) sur l'observance thérapeutique des patients sous traitement antirétroviral. Les sujets ont été répartis de manière aléatoire en deux groupes pour une durée d'étude de 12 mois. Le groupe d'intervention (273 personnes de 36,7 ans en moyenne) a reçu des textos en plus des soins habituels. Le groupe contrôle, (265 sujets de 36,6 ans en moyenne) a reçu des soins standards mais pas de SMS. Les auteurs ont évalué l'adhérence au traitement à 6 mois et 12 mois après le début de l'étude par questionnaire. Les participants ont été déclarés adhérents au traitement s'ils respectaient au moins 95% de la prescription médicamenteuse. Des prélèvements sanguins ont été réalisés à la fin de l'étude pour mesurer la charge virale de chaque sujet. Les résultats de cette recherche démontrent que l'observance thérapeutique a été améliorée et que la charge virale est plus faible dans le groupe intervention par rapport au groupe témoin.

KC. Chow & al [14] ont étudié l'effet de l'envoi de textos destinés à encourager le changement de style de vie afin de réduire les risques cardiovasculaires chez des patients coronariens. Les auteurs ont réparti de manière aléatoire 710 sujets dont l'âge moyen était de 57 ans, en deux groupes. Les 352 participants du groupe intervention ont reçu les soins habituels et des textos pendant 6 mois. Les SMS ont été envoyés 4 fois par semaine à différents moments du lundi au vendredi pendant des heures de bureau. Les messages étaient semi-personnalisés et contenaient des informations visant à améliorer le régime alimentaire, augmenter la pratique de l'activité physique et encourager l'arrêt du tabac pour les participants fumeurs. Le groupe contrôle, composé de 358 sujets, ont reçu les soins habituels mais pas de SMS. Des mesures de la tension artérielle, de l'IMC et du taux de cholestérol ont été effectués au début et à la fin de l'étude. La consommation des portions recommandées de fruits et légumes et la prise des médicaments au cours des 7 derniers jours ont été évaluées en début et fin d'étude par auto-déclaration. Les auteurs ont utilisé le GPAQ (*Global Physical Activity Questionnaire*) développé par l'OMS pour évaluer l'intensité, la durée et la fréquence de la pratique de l'activité physique. Les résultats de cette étude démontrent une diminution significative de la pression artérielle, de l'IMC et du taux de LDL – *Low Density Lipoproteins* – Lipoprotéine de très basse densité qui transporte le cholestérol vers les tissus périphériques [15] chez les sujets du groupe expérimental par rapport au groupe contrôle. Les premiers ont augmenté leur d'activité physique et réduit leur consommation de tabac par rapport au groupe témoin. D'après un questionnaire permettant d'évaluer l'acceptabilité et l'utilité du programme de soutien par SMS, environ 80% des sujets du groupe intervention ont déclaré que ce programme était utile et motivant en ce qui

concerne le régime alimentaire et l'activité physique. Chaque participant du groupe témoin ont reçu un total de 96 SMS, ce qui correspond à un coût d'environ 10 dollars américain par sujet. Selon les auteurs de cette étude la messagerie texte offre un moyen simple et peu coûteux de fournir un programme de soutien et d'assurer la continuité des soins après l'hospitalisation.

C. *La télémédecine pour l'observance thérapeutique et l'auto-surveillance*

RH. Friedman & al [16] ont mesuré l'effet d'un système de communication téléphonique automatisée destiné à surveiller et conseiller les patients souffrant d'hypertension. Les auteurs ont démontré que l'utilisation d'un tel système permet d'augmenter l'observance du traitement thérapeutique et de diminuer la pression artérielle par rapport au groupe témoin (soins traditionnels sans communication téléphonique automatisée). JGF. Cleland & al [17] ont étudié l'effet d'un dispositif de télémédecine chez des personnes souffrant d'insuffisance cardiaque. Trois groupes de patients ont été constitués. Les trois groupes reçoivent des soins habituels. Les patients d'un premier groupe intervention ont été formés à utiliser des objets connectés permettant de mesurer la masse corporelle et la tension artérielle, et de réaliser un électrocardiogramme en utilisant des électrodes à bracelet. Les données enregistrées par ce système ont été envoyées par internet à des professionnels de la santé. Un soutien téléphonique infirmier était disponible pour un second groupe et des soins habituels seuls ont été administrés au troisième groupe. Les résultats de cette étude démontrent une diminution plus importante de la durée et du nombre d'hospitalisations pour le premier groupe.

A. Billiard & al [18] ont évalué l'effet d'un dispositif d'auto-surveillance de la glycémie chez des sujets diabétiques. Selon cette étude, la télétransmission des données à un médecin permet d'améliorer le contrôle de la glycémie. B Rami & al [19] ont également étudié l'influence d'un système de télémédecine sur le contrôle glycémique chez 36 adolescents atteints de diabète de type 1. Ces adolescents ont été randomisés en deux groupes et les recherches ont été effectuées en deux phases de trois mois. Durant la première phase, le premier groupe a utilisé le système de télécommunication et le second groupe a noté les valeurs de glycémie sur un carnet. Les deux groupes ont échangé la méthode de suivi de la glycémie lors de la deuxième phase de l'étude. Le dispositif de télémédecine utilisé lors des expérimentations a envoyé les valeurs de glycémie aux professionnels de la santé. Les patients ont reçu en retour un sms contenant les consignes d'adaptation du traitement contre le diabète. Les auteurs ont démontré que le contrôle de la glycémie était amélioré lors de l'utilisation du système de télémédecine.

D. *La télémédecine 2.0 avec intelligence artificielle*

Les premiers projets des années 2000 sont considérés de première génération [5] et la majorité d'entre eux s'apparentent davantage à du suivi téléphonique entre les professionnels de la santé et les patients, plutôt qu'à l'utilisation de capteurs intelligents permettant un suivi des variables physiologiques de manière non intrusives. La télémédecine 2.0 est apparue à partir des années 2010 avec le développement des technologies de l'information et de la communication, d'internet et de l'intelligence artificielle. L'ensemble des projets de télémédecine de seconde génération s'appuie sur des dispositifs multi-capteurs connectés [5].

IS. Anand & al [20] ont développé un algorithme incorporé dans un système de mesure afin de prédire le risque de décompensation chez les personnes souffrant d'insuffisance cardiaque. Cette étude s'est déroulée en 2 phases. La première a permis de concevoir le dispositif et de constituer une base de données en effectuant des mesures sur 114 patients. Suite à cette étape de développement, 200 sujets supplémentaires ont été recrutés afin de le valider. L'algorithme utilisé est capable de détecter l'aggravation de l'insuffisance cardiaque avant l'apparition des symptômes cliniques. Les résultats montrent que l'appareil développé possède une sensibilité élevée et un faible taux de fausse détection. Les auteurs ont démontré que cet outil pouvait être utilisé pour surveiller les patients insuffisants cardiaques afin de réduire les ré-hospitalisations. Cependant, les mesures permettant la validation n'ont pas été comparées à un outil de référence. En octobre 2013, une plateforme de télémédecine nommée E-CARE a été mise en place au sein d'un service de médecine interne du CHU de Strasbourg [5]. Cette plateforme doit permettre d'optimiser le suivi des patients en détectant les signes précurseurs de décompensation ou d'insuffisance cardiaque aigue. Les outils de mesure utilisés sont un tensiomètre, un thermomètre, une balance et un oxymètre de pouls, ce choix pertinent est identique dans le projet HIS2R (infra).

Les capteurs connectés communiquent par une liaison 4G ou Wifi avec une tablette afin de transférer et d'enregistrer les données sur un serveur internet. Ces données peuvent être consultés par les patients ou les professionnels de la santé. Lors des deux premiers mois, plus de 150 mesures ont été réalisées à l'aide de chaque capteur et comparées à des outils de références utilisés en milieu hospitalier. Les auteurs ont démontré une bonne concordance entre les appareils de mesure et ont conclu à la validation du choix technologique de ce projet. Lors de la seconde phase, débutée en 2014, le système E-CARE est utilisé par le service de médecine interne du CHU de Strasbourg afin de constituer une base de données de référence et de concevoir des seuils d'alerte. Une enquête de satisfaction et d'utilisation pratique des appareils auprès des professionnels de la santé et

des patients fut également réalisée. Enfin, le déploiement de la plateforme E-CARE au sein des établissements de soins de suite, des maisons de retraite et au domicile des patients est actuellement en cours dans les villes de Strasbourg et d'Angers.

Durant les expérimentations effectuées dans le domaine de l'insuffisance cardiaque, la plateforme fut également utilisée et validée dans le domaine du diabète, nommé DIABETe, pour optimiser le suivi à domicile des patients diabétiques en détectant les situations à risque de décompensation du diabète et de ses complications. Les résultats de cette étude réalisée avec la participation de 100 sujets diabétiques ne sont pas encore publiés. La plateforme de surveillance à distance pourrait être intégré à l'application pour smartphone DIABEO pour un équilibre glycémique optimisé. L'application permet de communiquer les relevés de glycémie, de calculer l'apport en glucide après avoir renseigné les aliments consommés pendant les repas et de planifier l'activité physique à réaliser. Une première étude [21] a évalué son efficacité dans l'amélioration du contrôle du diabète de type 1. Les 144 patients ont été répartis aléatoirement en trois groupes pendant une durée de 6 mois. Les sujets du premier groupe ont inscrit les relevés de glycémie sur un cahier. Le second et le troisième groupe ont reçu un smartphone équipé de l'application DIABEO. Les personnes du groupe 2 n'ont pas utilisé la fonction de téléconsultation mais de façon identique au groupe 1, elles ont eu un rendez-vous lors du troisième et du sixième mois avec un diabétologue. La fonction de téléconsultation a été utilisée par les individus du groupe 3 toutes les deux semaines. Selon les résultats de cette étude, l'utilisation du système de télémédecine a permis d'améliorer la gestion des taux d'HbA_{1c} (Hémoglobine glyquée reflétant la glycémie moyenne sur 3 mois). Le système DIABEO affine les données et permet le calcul précis de la dose d'insuline recommandée. Les auteurs ajoutent que le soutien des patients par de courtes consultations téléphoniques 2 fois par mois a accru l'impact bénéfique du dispositif.

E. L'activité physique encouragée par les technologies

Les nouvelles technologies peuvent également encourager les patients à adopter des comportements favorables à la santé comme par exemple pratiquer de l'activité physique.

L. Moreau & al [22] se sont intéressés à l'utilité de la télémédecine dans le cadre d'un programme de réentraînement à l'effort à domicile. Les 32 patients atteints de BPCO ont été randomisés en 2 groupes afin de suivre un programme de réentraînement d'une durée de 3 mois. Ce programme était composé de 3 séances minimum par semaine, 50 minutes par séance dont 30 minutes au seuil ventilatoire (dyspnée liée à une ventilation augmentant plus vite que la consommation d'oxygène). Les sujets du premier groupe ont reçu un cardio-fréquencemètre traditionnel et les sujets du second groupe ont utilisé un cardio-fréquencemètre connecté à un smartphone

permettant d'envoyer les données au médecin après chaque séance. L'ensemble des patients ont bénéficié d'une visite médicale de supervision tous les 15 jours. Les résultats de cette étude témoignent que le groupe de patients utilisant le système de télémédecine ont davantage augmenté le temps et la puissance de réentraînement. La poursuite de l'activité physique à 2 ans est également supérieure pour ce groupe. Selon les auteurs, le cardio-fréquencemètre connecté a permis aux patients de devenir véritablement acteurs de leur réhabilitation. L'utilisation des capteurs portables, de petite taille et de plus en plus performants sont essentiels dans le développement des différents systèmes de télémédecine [23]. B. Massot & al [24] ont par exemple développé un dispositif portable de surveillance de l'activité cardiaque. Ce dispositif permet d'effectuer un électrocardiogramme, d'enregistrer la fréquence cardiaque et d'évaluer la variabilité de la fréquence cardiaque.

Ces divers capteurs non invasifs (tels qu'oxymètre, thermomètre, tensiomètre, balance et glucomètre) potentiellement connectés, à une tablette par exemple, avec des mesures parfois amplifiées ou filtrées sont désormais disponibles sur le marché et permettent de faciliter et améliorer le suivi de patients fragiles.

F. La télésurveillance de sujets fragiles âgés ruraux

L'étude clinique du projet HIS2R porte sur la détection, par le patient, d'évènements et leur transmission au personnel de référence identifié. La télésurveillance au domicile des patients s'opère avec quatre capteurs permettant d'évaluer de façon quotidienne des paramètres de santé utiles au suivi de ses deux états pathologiques insuffisance cardiaque et BPCO. La durée de l'étude est de 18 mois avec une inclusion de 3 mois et un suivi des 50 participants sur un an. Les schémas de traitement sont initiés par les prestataires habituellement en charge du patient, le médecin spécialiste en collaboration avec le généraliste qui constitue le référent médical de premier niveau pour tout ajustement thérapeutique. Une balance connectée donne une mesure quotidiennement du poids qui constitue un marqueur d'intérêt dans le suivi de l'insuffisance cardiaque et dans le suivi de la fragilité. Un tensiomètre connecté fournit une évaluation tensionnelle quotidienne. Le but est de pouvoir détecter les dérives hypertensives qui amplifient l'insuffisance cardiaque et à ce titre nécessiter un ajustement thérapeutique. Cette évaluation quotidienne permettra également de détecter un profil tensionnel trop faible. Un thermomètre connecté relève une température utile d'un repérage précoce des aggravations infectieuses sur BPCO. Un oxymètre de pouls connecté contrôle la saturation en oxygène et la fréquence cardiaque du patient. Ce dispositif est utile au suivi et la surveillance de la BPCO et de l'insuffisance cardiaque. Les informations sont quotidiennement transmises au case manager via la tablette installée au domicile du patient pour la prise de mesure des paramètres de santé via

des dispositifs médicaux connectés et la mise à disposition en temps réel des résultats. Ces informations sont également accessibles tant au patient qu'à tout professionnel de santé qui le prend en charge, avec son accord et dans les limites du secret professionnel. Le case manager – soignant avec un profil infirmier – est chargé de suivre chaque patient de façon personnalisée et individualisée. Il dispose pour chaque patient d'un algorithme sécurisé lui permettant, en fonction des écarts aux paramètres attendus fixés par le médecin, de réagir précocement.

IV. DISCUSSION ET PERSPECTIVES

Nous avons pu constater que la gestion des soins de manière transfrontalière se révèle complexe sur la zone du projet HIS2R pour des raisons liées à la ruralité, les problèmes de mobilité des patients mais aussi de transfert de l'information médicale pour un suivi optimal. Cette complexité s'accroît lorsqu'il s'agit d'affections de longue durée chez des patients fragiles dont l'état de santé peut basculer d'un moment à l'autre. De plus, pour ces pathologies telles que la BPCO ou l'Insuffisance cardiaque, nous savons que des progrès dans l'état de santé nécessitent l'adoption de comportements favorables à la santé. Ainsi la surveillance régulière de paramètres, comme le poids ou la tension par exemple, permettrait aux professionnels de repérer et anticiper les signes d'une décompensation et d'optimiser la thérapeutique de manière continue.

Les études récentes se basent sur une analyse multi-variée des informations récoltées et la fusion de données afin de gérer des alarmes dites « intelligentes ». Les électrocardiogrammes (ECG) de surface sont reconstruits à partir des signaux relevés. L'étape suivante est celle d'une étude de la réponse électromécanique à partir de capteurs qui peuvent être implantés. Le but de ces études consiste à suggérer des méthodes de traitement de ce signal et aussi d'extraire une information utile notamment à la phase préopératoire d'implantation des sondes ou dans l'analyse des données de post-implantation. Comme on le voit, actuellement les systèmes sont optimisés afin de fournir aux médecins des informations et des indicateurs qui leur permettent de suivre l'évolution de l'activité des sujets et de déduire l'effet des traitements prescrits. Ces systèmes reposent sur des plateformes de monitoring analysant les données fournies par une variété de capteurs. Grâce aux techniques d'interopérabilité, ces capteurs sont intégrés dans l'environnement de la personne âgée.

Il est par ailleurs essentiel de prendre en compte les ressentis des patients eux-mêmes à l'usage de ces solutions technologiques, mais aussi ceux de leurs proches et ceux des prestataires d'aides et de soins eux-mêmes. Des études sur un bouquet de technologies de repérage de la fragilité montrent que

les personnes âgées et leurs familles ont une bonne impression de l'utilité d'un télésuivi au domicile [25]. En complémentarité, l'analyse qualitative de l'utilisabilité et des attentes des patients permettent de comprendre leurs remarques positives ou négatives sur les capteurs, les interfaces de logiciel et d'application Web

Dans ce projet transfrontalier de télésurveillance, plusieurs étapes restent à franchir. Dans un but thérapeutique, il est important que le patient soit acteur dans la gestion de son état de santé. En effet, cela pourrait induire une meilleure observance thérapeutique pour une amélioration de sa qualité de vie avec sa pathologie. Rendre le patient acteur passe par une compréhension de son parcours et de son quotidien avec la maladie. C'est pourquoi les prochaines phases du projet produiront une étude qualitative des besoins des patients pour questionner ses expériences mais aussi ses attentes ou encore ses craintes. Ces résultats serviront de support dans la conception et la mise en place du système de suivi ainsi que la gestion des alertes. Pour une prise en compte efficace de ces alertes, l'étude s'appuiera aussi sur les besoins et expériences des professionnels de santé. C'est pourquoi l'étude qualitative inclura également ces professionnels au contact des patients. Enfin, une étude plus globale sera engagée sur le système au sein du foyer des personnes malades afin d'évaluer et d'améliorer le suivi des patients, leur sentiment de sécurité et le bien-être de leurs aidants.

REMERCIEMENTS

La recherche clinique *Health in smart rurality* – Acronyme : HIS2R – est coordonnée par le Professeur Jean-Luc Novella (URCA/CHU de Reims) et le Professeur Didier Schoevaerdts (CHU UCL Namur), sous protocoles CPP n°2020-119 et RGPD. Nous adressons tous nos plus vifs remerciements à Marie-Paule Lerude dans toutes les phases d'ordonnancement du projet. HIS2R est un projet financé par le Fonds Européen de Développement Régional (FEDER – Interreg V) et la Wallonie dans le programme transfrontalier de « Coopération territoriale européenne » France-Wallonie-Vlaanderen.

REFERENCES

- [1] Jaffiol, C., Godeau, P. & Grosbois B. (2016) Prise en charge des maladies chroniques : Redéfinir et valoriser le rôle du médecin généraliste. Académie Nationale de médecine.
- [2] J. Van der Heyden, R. Charafeddine. Enquête de santé 2018 : Maladies et affections chroniques. Bruxelles, Belgique : Sciensano. Numéro de rapport : D/2019/14.440/27. Disponible en ligne : www.enquetesante.be
- [3] Chassang, M. & Gautier, A. (2019) Les maladies chroniques. Conseil Economique, Social et Environnemental. 2019-14 NOR : CESL1100014X.
- [4] <http://www.ceuropeens.org/article/le-vieillessement-de-la-population-dans-lue-projection-50-ans-621>; consulté le 27/02/2021.

- [5] Andrés, E., Hajjam, M., Talha, S., Meyer, L., Jeandidier, N., Hajjam, J., Hervé, S., Zulfiquar, A.-A. & Hajjam A. (2018) Télémédecine dans le domaine de l'insuffisance cardiaque. Etat des lieux et focus sur le projet de télémédecine 2.0 E-Care. Perspectives dans le domaine de la diabétologie. Médecine des maladies Métaboliques – Vol. 12 – N°2.
- [6] Euller-Ziegler, S., Berr, C., Briancon, S., Godard, J., Grosclaude, P., Limeul, J.Y., Monnet, E., Morin, A., Piant, J. & Roussey, M. (2016) Diagnostic et prise en charge précoces des maladies chroniques. Haut Conseil de la Santé Publique. Documentation française, HCSP Paris.
- [7] Kramer, J.M., Hammill, M.A., Anstrom, K.J., Fetterolf, D., Snyder, R., Charde, J.P., Hoffman B.S., Lapointe, N.A. & Peterson, E. (2016) National evolution of adherence to beta-blocker therapy for 1 year after acute myocardial infarction in patients with commercial health insurance. *Am Heart J* 2006;152. 454e1-8.
- [8] Castelnovo, G., Mauri, G., Simpson, S., Colantonio, A. & Goss, S. (2015) New Technologies for the Management and Rehabilitation of Chronic Diseases and Conditions. *BioMed Research International*. Article ID 180436.
- [9] Bourdel, L. & Cambon, L. (2019) Les domaines de l'e-santé. E-santé, télésanté, santé 2.0 : de quoi parle-t-on ? Actualité et Dossier en Santé Publique. N° 108 septembre 2019.
- [10] WHO Global Observatory for eHealth. MHealth : New Horizons for Health Through Mobile Technologies. Genève : World Health Organization, "Global Observatory for eHealth Series", 2011, vol. 3.
- [11] Sorbets, E. (2016) Santé connecté et observance médicamenteuse. *La presse médicale* 2016; 45: 856–858. <http://dx.doi.org/10.1016/j.lpm.2016.06.026>.
- [12] Wald, D.S., Bestwick, J.P., Raiman, L., Brendell, R. & Wald, N.J. (2014) Randomised Trial of Text Messaging on Adherence to Cardiovascular Preventive Treatment (INTERACT Trial). *Public Library Of Science ONE* 9(12): e114268. doi:10.1371/journal.pone.0114268.
- [13] Lester, R.T., Ritvo, P., Mills, E., Kariri, A., Karanja, S., Chung, M.H., Jack, W., Habyarimana, J., Sadatsafavi, M., Najafzadeh, M., Marra, C.A., Estambale, B., Ngugi, E., Ball, T.B., Thabane, L., Gelmon, L., Kimani, J., Ackers, M. & Plummer, F.A. Effects of a mobile phone short message service on anti-retroviral treatment adherence in Kenya (Weltel kenya1): a randomized trial. *Lancet* 2010;376:1838-45.
- [14] Chow, K.C., Redfern, J., Hillis, G.S., Thakkar, J., Santo, K., Hackett, M.L., Jan, S., Graves, N., De Keiser, L., Barry, T., Bompont, S., Stepien, S., Whittaker, R., Rodgers, A. & Thiagalingam, A. Effect of Lifestyle-Focused Text Messaging on Risk Factor Modification in Patients With Coronary Heart Disease: A randomized Clinical Trial. *JAMA* 2015;314:1255-63.
- [15] Voisin, M. Etude du métabolisme du cholestérol dans la progression et la résistance des cancers mammaires et identification de nouvelles cibles thérapeutiques. Université Paul Sabatier – Toulouse III, 2015. Français. NNT : 2015TOU30274. tel-02005733
- [16] Friedman, R.H., Kasis, L.E., Jette, A., Smith, M.B., Stollerman, J., Torgerson, J. & Carey, K. (1996) A Telecommunications System for Monitoring and Counseling Patients With Hypertension. Impact on Medication Adherence and Blood Pressure Control. *The American Journal of Hypertension*. 1996; 9:285-292.
- [17] Cleland, J.G.F., Louis, A.A., Rigby, A.S., Janssens, U. & Balk, A.H.M.M. (2005) Noninvasive Home Telemonitoring for Patients With Heart Failure at High Risk of Recurrent Admission and Death. *Journal of the American College of Cardiology*. Vol. 45, No. 10, 2005. doi:10.1016/j.jacc.2005.01.050.
- [18] Billiard, A., Rohmer, V., Roques, M.A., Joseph, M.G., Suraniti, S., Giraud, P., Limal, J.M. & Marre, M. (1991) Telematic Transmission of Computerized Blood Glucose Profiles for IDDM Patients. *DIABETES CARE*, VOL. 14, NO. 2.
- [19] Rami, B., Popow, C., Horn, W., Waldhoer, T. & Schober, E. (2006) Telemedical support to improve glycemic control in adolescents with type 1 diabetes mellitus. *European Journal of Pediatrics*. 165: 701–705. DOI 10.1007/s00431-006-0156-6.
- [20] Anand, I.S., Wilson Tang, W.H., Greenberg, B.H., Chakravarthy, N., Libbus, I. & Katra, R.P. (2012) Design and Performance of a Multisensor Heart Failure Monitoring Algorithm: Results From the Multisensor Monitoring in Congestive Heart Failure (MUSIC) Study. *Journal of Cardiac Failure*. Vol. 18 No. 4. doi:10.1016/j.cardfail.2012.01.009
- [21] Charpentier, G., Benhamou, P.Y., Dardari, D., Clergeot, A., Franc, S., Schaepelynck-Belicar, P., Catargi, B., Melki, V., Chaillous, L., Farret, A., Bosson, J.-L. & Penfornis, A. (2011) The Diabeo Software Enabling Individualized Insulin Dose Adjustments Combined With Telemedicine Support Improves HbA1c in Poorly Controlled Type 1 Diabetic Patients. *Diabetes Care* 34:533–539, 2011.
- [22] Moreau, L., Weitzenblum, E., Lonsdorfer, E. & Laplaud, D. (2019) Utilité de la télémédecine dans le cadre d'un programme de réentraînement à l'effort à domicile. *Revue des maladies respiratoires*. Vol 26, N° HS1 - janvier 2009 p.47. Doi : RMR-01-2009-26-HS1-0761-8425-101019-200812087.
- [23] Altini, M., Polito, S., Penders, J., Kim, H., Van Helleputte, N., Kim, S. & Yazicioglu, F. (2011) An ECG Patch Combining a Customized Ultra-Low-Power ECG SoC with Bluetooth Low Energy for Long Term Ambulatory Monitoring. Conference : Proceedings of Wireless Health 2011.
- [24] Massot, B., Risset, T., Michelet, G. & Mcadams, E. (2015) A wireless, low-power, smart sensor of cardiac activity for clinical remote monitoring. *Institute of Electrical and Electronics Engineers*. DOI: 10.1109/HealthCom.2015.7454552.
- [25] Guettari T., Voilmy D., Raymonet A., Piau A., Novella J-L., et al. (2019) Corpus multimodal enregistré par des personnes âgées à domicile et l'élaboration d'un IHM adapté. Journées d'Etude sur la TéléSanté, Sorbonne Universités, May 2019, Paris, France. (hal-02161077)

A Lambda Architecture for Imbalance Prediction with Smart Cane

Oussema Fakhfakh¹, Imen Megdiche^{1,2}, Réjane Dalcé^{1,2}, Thierry Val^{1,3}

¹Institut de Recherche en Informatique de Toulouse, France

²Institut National Universitaire Jean François Champollion, ISIS Castres, France

³Université Toulouse 2 Jean Jaurès, France

oussema.fakhfakh@irit.fr , imen.megdiche@irit.fr, rejane.dalce@irit.fr, thierry.val@irit.fr

Abstract - Providing medical staff with a system for imbalance prediction can be a way to track frailty and to monitor patient's state more accurately, since imbalance is assessed as a warning sign of frailty. The purpose of this paper is to propose a complete architecture able to track imbalance from IoT devices, store their data in an adapted environment and process them with advanced analytics. Our solution consists of a Lambda Architecture that collects data from a smart Cane used by elderly people and processes in real-time and batch ways these data to predict imbalance.

Keywords: *Lambda Architecture, Deep Learning, Imbalance Prediction, frailty.*

I. INTRODUCTION

With the technological advancement and the emergence of Internet of Medical Things (IoMT) tools, several solutions based on these concepts have been developed in order to tackle the problem of frailty detection. While existing solutions focused on fall detection, this approach is unfortunately not ideal when it comes to frailty detection: to trigger the system, the elderly must fall which may lead to injuries, both physical and psychological. In a worst-case scenario, the fall possibly leads to death. It is therefore crucial to intervene earlier in order to minimize damage, by focusing on symptoms that may indicate the onset of frailty, for instance imbalance. The study in [1] indicated that imbalance can be considered a warning sign of frailty.

This paper introduces a complete architecture that covers the gathering of data from an IoMT device, its storage and processing. This architecture aims to generate indicators of frailty for the elderly users of the IoMT device. Our proposal is of lambda architecture type covering the requirements of analyzing both in real time and in batch big data of IOT. This kind of architecture has proved its efficiency for real time and batch analysis in other context such as Smart Grids [3].

The paper is structured in three sections. In section II we present our lambda architecture. In section III we present a brief picture on the exploitation of data and we conclude in section IV.

II. A LAMBDA ARCHITECTURE FOR IMBALANCE PREDICTION

A. Architecture overview

Our proposed architecture complies with the concept of

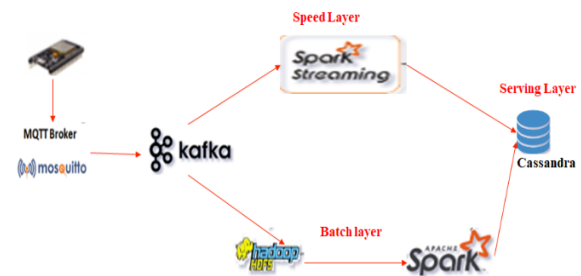


Figure 1. A Lambda Architecture for Imbalance Prediction

Lambda Architectures. A lambda architecture is a data storage and processing to handle massive quantities of veloce data that takes advantages of both batch and stream-processing techniques. For the purpose of imbalance prediction, our proposed architecture is able to store the massive IoT data coming from smart cane, which are used continuously by elderly people. These data are processed in real time by deep learning models which are able to predict if there is imbalance (but also fall) and serve this data to therapists. This architecture can handle data of several participants (data are stored according to GDPR requirements after collecting participants' consents). The massive quantity of data collected constitute a corpus for walking study.

In Figure 1, we depict an overview of our architecture composed of sensor data that are ingested by two layers : (i) *the speed layer* is able to treat in real time the data according to previously defined processes, in our case, we predict for each data if there is imbalance or not with a previously designed model, (ii) *the batch layer* will store data and process them in batch, in our case we fine-tune deep learning models. The serving layer is dedicated for

data consumption by final users, in our case the doctors can access dashboards of our processed data.

In the following sections, we explain in detail all the components of this architecture.

B. Sources of ingested data

In order to study the imbalance, our lambda architecture should collect labelled data to be able to train machine learning models and produce intelligent models for imbalance prediction. The ingestion is namely composed of raw motion data generated by a smart stick and a labelling mechanism. The labeling process is ensured by a web application that can be used when observing walking people. In the following, we describe both components: (i) the smart stick which extends the work of [2] and (ii) the labeling application.

1) Smart Stick

Our smart stick is presented in Figure 2. At the bottom of the stick we find an embedded system based on an ESP32 board. It contains a 3D Accelerometer measuring linear acceleration and a 3D magnetometer capturing the variation of the magnetic field. We have then nine raw features collected from the stick: (lx,ly,lz) for acceleration, (mx,my, mz) for magnitude and (raw, pitch, yaw). Our embedded system is presented in Figure 3. The ESP32 is a single chip combo that supports short-range wireless communication namely WiFi and BLE. The cane also supports LoraWAN communication technology thanks to the integration of an RFM95 chip and the LMIC library.



Figure 2. The Smart Cane prototype



Figure 3. The embedded system

2) Labeling Web Application

We developed a web application named “Walkane”, as shown in Figure 4, that serves for the observers of the walking experimentations. For retirement homes, the therapists can use this application while running the Tinetti tests or, more generally, when supporting elderly people. The “Walkane” application can generate several experimentation campaigns. Based on the environment in which the experience will take place, the user configures

through the application the list of characteristics of the environments such as doors, slopes, stairs, falls and so on. During the walk experimentation, the observer will tag the various events and label manually if the imbalance occurs. The output of the Walkane application completes the cane data with a feature for the environment and the binary label of imbalance (0/1) which is the target of the prediction. The synchronization between both data is set up using the BLE connection supported by the ESP32 board. Concretely, once the observer selects the cane of the observed user, a message is sent via the BLE interface to ask the ESP32 to start the measurements and the data recording from the sensors integrated therein. When the experiment ends, the same mechanism is repeated with another value of the message to stop recording.



Figure 4. Configuration of the Walkane Application

C. Storage and processing modules

In our lambda architecture, we combined different modules:

- **MQTT Broker:** Data sources of the big data architecture receiving records from the sensors mounted in the smart cane.
- **Kafka:** Messaging system linking the data sources and the Speed layer.
- **Spark Streaming:** This component illustrates the speed layer. Spark streaming allows data to be processed in real time and then to be stored in HDFS (Hadoop storage system) and Cassandra (NoSql Store). It is also able to perform predictions in real-time records using a trained deep learning model and to store the prediction results in Cassandra.
- **HDFS:** This file system is responsible for persisting the sensor data arriving in real time from Spark Streaming in order to build historical

records. It is also responsible for retrieving annotation files from the web application.

- **Spark:** Spark Engine is responsible for performing the batch processing. The batch processing consists of carrying out two tasks :(i) Merging sensor's data and annotation's data in order to retrieve the final set of data, (ii) Training a deep learning model on historical data and evaluating it in order to inject it into Spark Streaming for real-time prediction. Evaluation results will be stored in Cassandra as well.
- **Cassandra:** It is the database responsible for storing the data received in real time and for serving the prediction results to the final users via a dashboard for example.

In the following, we explain the interconnections between the different modules.

Table 1. Configuration of the Kafka connector

Configuration item	Definition
name	Connector name
connector.class	This item is responsible for specifying that Kafka will be connected to MQTT. In our case, the connector class is set to MqttSourceConnector
tasks.max	The maximum number of tasks performed by this connector
kafka.topic	The kafka topic which will receive data from the broker MQTT
mqtt.client_id	Id of Kafka client
mqtt.clean_session	Boolean value: either the application will still receive data on connection in case of MQTT broker disconnection or no
mqtt.connection_timeout	The time interval after which the connection fails if kafka or MQTT Broker is not functional
mqtt.keep_alive_interval	A time interval measured in seconds. If during this period no data flows over an open connection the MQTT client will generate a PINGREQ (connectivity request) to confirm that the connection is open and working
mqtt.server.uri	The address of the Mqtt broker, in our case it is localhost:1883 corresponding to mosquitto
mqtt.topic	The MQTT topic in which Kafka must register as a consumer or a client

1) Cane – MQTT Broker

As mentioned earlier, the MQTT broker is in charge of receiving the data from the cane. We have chosen the popular **Mosquitto** as our broker. Since the cane supports both LoRa and WiFi links, we have chosen to report the data over the WiFi in order to evaluate the pipeline. A more suitable approach based on LoRa is currently under study but is outside the scope of the paper. The chosen approach relies on the cane being a 802.11 STA, and communicating with a server socket on a computer. This server socket then publishes the data on Mosquitto. We take advantage of the presence of a BLE interface on the cane to control the experiment.

2) MQTT Broker – KAFKA

Once the data is available at the broker, Kafka is in charge of collecting it from the relevant topic and storing it in a

temporary storage (Retention disk). Being based on the Pub/Sub concept, Kafka is well suited for this role as it makes both data recuperation and injection into the Big Data Architecture easier. We exploited the Apache Kafka Connect connector with the configuration given in Table 1. Kafka considers the data as a stream of bytes: processing them as sensor records will be done by Spark Streaming.

3) KAFKA – Spark Streaming

Once Kafka receives the data, it injects it into the speed layer for real-time processing and the Batch layer to perform advanced treatment.

In our case, Spark Streaming is the speed layer. Spark Streaming performs the format conversion in order to retrieve the measurements from bytes received by Kafka, makes real-time prediction on the data using a prediction model trained in the batch layer and stores the data alongside the predictions in Cassandra and HDFS.

4) Spark Streaming – HDFS

Spark Streaming uses the Hadoop Storage System HDFS to store the sensor data and the annotation files. HDFS has been chosen because Spark is part of the Hadoop ecosystem: we can therefore expect relatively easy integration.

In HDFS, data is organized in directories and various file formats are available. We selected the csv format for the sensor data. The annotation spreadsheets generated by the web application are asynchronously copied to the annotations directory in order to perform batch processing with the records coming from the cane.

5) HDFS – Spark

The HDFS-Spark connection performs the batch processing which begins by merging the Sensor data file and Annotations data file. This operation relies on the timestamp field present in the files: in both files, a sample is collected every 100ms. The file obtained after this concatenation is used to train the deep learning model that is used by Spark Streaming for real-time predictions. The model predicts the Imbalance column.

6) Spark Streaming – Cassandra

Cassandra is a NoSQL database responsible for storing prediction results following the real-time processing and the batch processing.

The received records by Spark Streaming, are pre-processed and organized in order to be stored in a Cassandra table. Regarding Cassandra, we had to create a keyspace, which is a database, containing several tables. Afterwards, we create a table called SensorData in Cassandra to populate data coming from sensors mounted in the cane.

Cassandra is also responsible for storing predictions made on real-time records. These instantaneous predictions are carried out thanks to the model trained on the batch layer (based on historical data persisted in HDFS) and injected into the Speed layer (consisting of Spark Streaming). This task is part of the future improvements to perform to our solution.

7) Spark – Cassandra

Spark reads data in batch mode from HDFS, pre-processes it, merges the sensor data and annotation information and finally carries out predictions. These predictions aim at predicting information that is useful to the medical staff. For now they are stored in a Cassandra table along with the F1_score, Accuracy and Loss are computed.

8) Spark – Spark Streaming

As we have mentioned above, Spark is also responsible for training data containing the sensor features as well as the imbalance label. Afterwards, this trained model will be injected to Spark Streaming after being saved in h5 format in order to perform real-time predictions. This interconnection was not set-up in the context of this project. It represents as well a potential improvement of our solution.

III. EXPERIMENTAL RESULTS

A. Experimental Scenarios

Due to the current pandemic COVID-19, we were not able to gain access to the partner nursing home, EHPAD AGIR, Castres, France. Instead, we had to recruit researchers and engineering students in order to perform the scenarios. Similarly, we will focus on short range tests using WiFi links since our ability to test outside was severely limited by the lock down. Four young adults participated in the realization of the tests listed in Table 2.

B. Deep Learning model and results

To experiment these data, we developed an extended version of the Artificial Neural Network proposed in [1]. The major differences brought are: (i) the number of neurons in the input layer that depends on the environment features selected by the user when filling in the campaign settings in the web application, (ii) among the hidden layers we placed a dropout layer in order to tackle the over-fitting problem, (iii) some hyper-parameter optimizations are added to the new version of the model.

This model was experimented on the dataset collected from the second scenario. The dataset was divided into 1710 records for training and 840 records for test (70%,30%). Despite the small amount of data, the achieved accuracy on test set exceeds 94% while the test loss is evaluated to be almost 0.18. Our results are encouraging,

Table 2. Experimental scenarios

Scenarios	Hurdles	Events	venue
Scenario1	-Stairs -2 doors	-Normal walking - Go down-stairs - Go up-stairs	Hall upstairs
Scenario2	-Stairs -2 doors	-Normal walking - Go down-stairs - Go up-stairs - 2 imbalances	Hall upstairs
Scenario3	-Slope -2 doors	-Normal walking - Go down the slope - Go up the slope	Connected Health Laboratory

they confirm the potential of deep learning techniques in predicting imbalance based on motion data.

IV. CONCLUSION AND PERSPECTIVES

This paper has shown a big data architecture in the form of a data tunnel which aims to detect a possible imbalance in the person motion and therefore to inform the geriatrician or the doctor of a possible frailty state. After having being fed into the Big data architecture, the data will be injected into the Artificial Neural Network in order to predict the imbalance. This model will be used in the speed layer to perform real-time tracking of possible cases of frailty. It will also be used in the batch processing layer to update the predictions over the entire dataset. Finally, the prediction results will be linked to a web interface facilitating access to the results by end users. Among the improvements that we plan to carry out on our solution, we aim to complete the interconnection between Spark and Spark Streaming in order to perform real-time predictions.

ACKNOWLEDGMENT

We would like to thank Toulouse Tech Transfer that financed the CIPAD project.

REFERENCES

- [1] O. Fakhfakh, I. Megdiche, R. Dalcé, and T. Val. "Imbalance Prediction Among Elderly People Using Deep Learning". In 17th IEEE International Conference on Computer Systems and Applications AICCSA 2020, HOPE, An-talya, Turkey.2020.
- [2] A. Lachtar, T. Val, and A. Kachouri. Elderly monitoring system in a smart city environment using LoRa and MQTT.IET Wireless SensorSystems, 2043-6386: 2019.
- [3] A. A. Munshi and Y. A. I. Mohamed, "Data Lake Lambda Architecture for Smart Grids Big Data Analytics," in *IEEE Access*, vol. 6, pp. 40463-40471, 2018.

Early detection of pressure ulcers from a simulation of temporal pressure data with reperfusion.

Gillard N.¹, LEONG-HOI A.¹, Departe J.P.², Coignard P.², Kerdraon J.², ALLEGRE W.²

¹Altran Technologies, France

²Centre Mutualiste de Rééducation et de Réadaptation Fonctionnelles de Kerpape, France

Nicolas.gillard@altran.com

Abstract – *Pressure ulcers are a great handicap for those who develop one. Pressure ulcers can take a long time to heal especially if detected late. These affliction needs a lot of time from the medical personnel and thus a great amount of money. In order to detect pressure ulcers early on we use a simulation of a human buttocks in order to simulate the reaction of it to pressure. This simulation take into accounts the most recent findings about pressure ulcers. In particular, the stiffening phenomenon of the muscle when a pressure is applied for a long time, and the reperfusion phenomenon. We can then simulate pressure captors on the outside interface of the buttocks in order to use these measurements for detection. We compare different algorithms for the early detection of pressure ulcers and show the need to take the measurement variation in time for a better detection.*

Keywords: *Pressure ulcer prevention, pressure ulcer detection, reperfusion.*

I. INTRODUCTION

Pressure ulcers are a deterioration of skin and deep tissues most of the time near a bone prominence or linked to a medical device or another device. The deterioration can leave the skin alive or form an open ulcer and may be painful. The injury is the result of an intense extended pressure and/or in combination with shearing. The ability of the soft tissue to withstand pressure and shearing may be modified by a lot of factors such as nutrition, perfusion, comorbidities and the condition of the soft tissues [1]. Furthermore, the pressure ulcers costed to the french health insurance fund 693 M€ in 2011 [2].

The detection of pressure ulcers is currently an important field of pressure ulcer prevention. Methods have been developed in order to detect pressure ulcers early in the development process. For example, methods using infrared [3] and ultrasound [4,5] can detect pressure ulcer in the first stage but don't monitor the health of the patient's buttocks continuously. These methods can help detect pressure ulcers a few hours after the first cell damage.

In order to detect pressure ulcer as early as possible a method measuring tissues impedance has been developed [6, 7, 8, 9]. This method is able to detect pressure ulcer early in their development because it can monitor continuously the tissues health. While this method can detect pressure ulcer early it needs a captor with direct vision on the area that can develop a pressure ulcer.

This paper aims to present a detection method based on mechanical efforts measurement. The captors needed can then be placed under a bed or a cushion and need not be placed directly in contact with the area subject to pressure ulcer. Furthermore, we will discuss how the reperfusion phenomena can impact the detection performance of such a detection method.

II. PRESSURE ULCER SIMULATION AND DETECTION

A. Buttock simulation

In an effort to evaluate new algorithms for the detection of pressure ulcers, we designed a simulation of pressure ulcers.

We used the FEBIO software [10] in order to make a simulator able to simulate mechanical efforts in the skin, adipose tissue, the muscle and the bones. For the bones, the muscle and the adipose tissue we used Moonley-Rivlin [11] models and for the skin we used an Ogden model [12]. The muscle, adipose tissue and the skin are modeled with cubes meshed with smaller elements and the bones are modeled by a sphere as shown (Fig. 1).

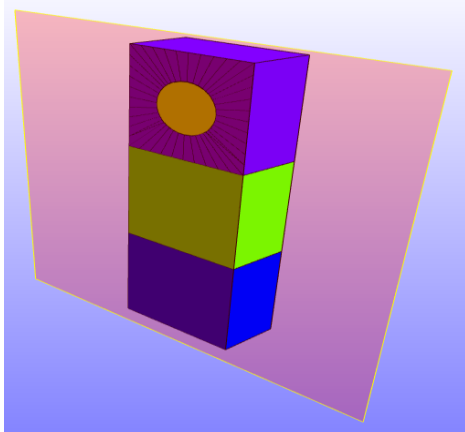
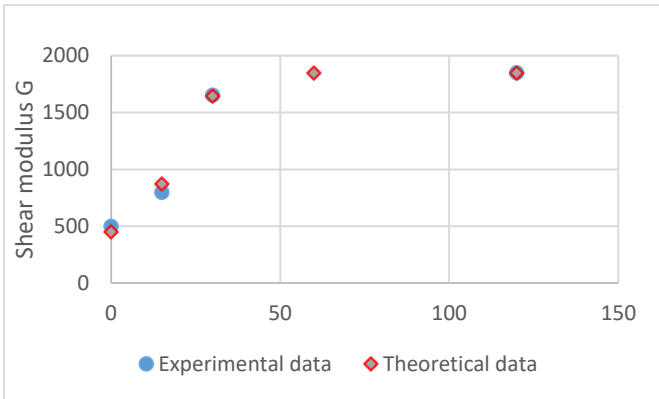


Figure 1. Illustration of the geometry of the simulated buttocks. We used



cubes for the muscle the adipose tissue and the skin and a sphere for the muscle.

Furthermore, we used a stiffening formulae (Eq. (1)) for muscle tissues extrapolated from experimentations made by [13] on muscular tissues.

$$G(t) = \min \left[G_i + 1.55/35 * P * \left(\exp \left(t * \frac{P}{1750} \right) - 1 \right) - \exp(-1) \right], G_i + 1.55/35 * P \right]. \quad (1)$$

With G_i the shear modulus of the tissue without pressure applied on it, P the pressure applied on a volume element and 1.55/35 and 1750 values calculated in order to fit best the experimental data. The parameter t is the time elapsed since the start of the application of the pressure (in minutes).

The comparison of the approximation and the experimental data are shown for a pressure applied of 35 kPa (Fig. 2) and 70 kPa (Fig. 3).

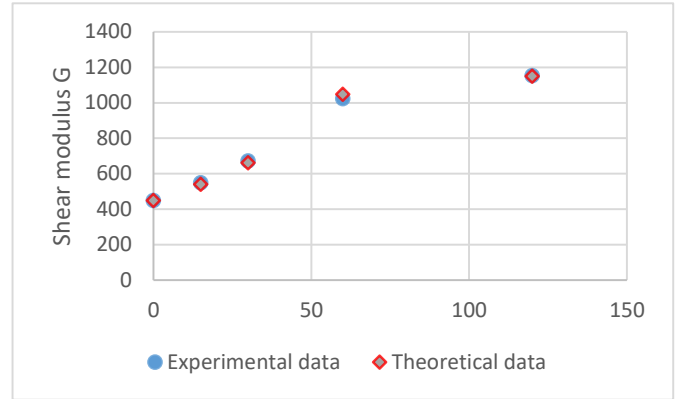


Figure 2. Comparison of experimental data of [13] and our approximation for the evolution of the shear modulus of the muscle (in kPa) in function of a time t (in minutes) when a pressure of 35 kPa is applied on the muscle.

Figure 3. Comparison of experimental data of [13] and our approximation for the evolution of the shear modulus of the muscle (in kPa) in function of a time t (in minutes) when a pressure of 70 kPa is applied on the muscle.

B. Pressure ulcer simulation

The development of pressure ulcers is due to tissue deformation and local ischemia (stopping of the oxygen influx). This ischemia is caused by pressure too strong for the blood vessels which will deform the blood vessel limiting the blood flow possibly stopping it totally. We will consider that a value of 10 kPa of pressure is able to stop the blood flow entirely in a volume element of human tissue.

However, it has been shown that the reperfusion phenomena has an important impact on pressure ulcers development [14]. The return of the blood flow (reperfusion) can lead to either a healing of the damaged cells or a worsening of the damage.

It has been shown in particular that reperfusion can help healing the damaged cells if the time of ischemia is short, but if this time is longer than a reference time t_{isch} the reperfusion will lead to an enhancement of the damages caused by the mechanical stresses.

We will consider that cell death without reperfusion is caused by a pressure superior than 10 kPa for 2 h on the same volume element. We will calculate the degree of damage inflicted to a volume element with (Eq. (2))

$$\text{damage} = \text{pressure} * \text{time} , \quad (2)$$

with the pressure in kPa and the time in minutes.

Thus, a volume element will be considered dead if the damage of this element is greater $10 * 120 = 1200$ kPa.min. This equation (Eq. (2)) correspond to a pressure ulcer vision without the reperfusion phenomena. In order to implement the reperfusion phenomena we will add the time limit t_{isch} from wich reperfusion cannot heal the cells anymore. We will take here $t_{isch} = 60$ min, wich leads to

$$\text{damage} = \text{pression} * \text{time} * (\text{time of ischemia} - t_{isch}), \quad (3)$$

with the pressure in kPa and the time in minutes.

This equation (Eq. (3)) will take into account the reperfusion phenomena in the calculus of the damage of a cell. The damage calculated with the Eq. (3) is then greater than the one calculated with Eq. (2) when the time of ischemia is greater than 60 minutes and is lower otherwise.

C. Early detection of pressure ulcers

We simulated pressure captors on the exterior of the skin of the buttocks for varying buttocks sizes, mechanical properties and pressure applied for a duration of 2 h by timesteps of 15 minutes. For these simulations we calculate the damage for each volume elements and if at least one damage value exceed the threshold of 1200 kPa.min the buttocks is considered damaged otherwise it is considered healthy. We used random parameters uniformly distributed (Table I) in order to produce 42 simulations of 2 hours and we took data from 75 to 120 minutes after the application of the pressure.

TABLE I.

	Minimum value	Maximum value
Applied pressure	2 kPa	20kPa
Tissue height	0.8	1.2
Bones radius	0.15	0.4
Skin $\alpha 1$	3	10
Skin $\mu 1$	0.5 MPa	5 MPa
Skin D1	0.1 MPa	1 MPa
Adipose tissue C01	1 kPa	3 kPa
Adipose tissue C10	1 kPa	3 kPa
Adipose tissue D10	5 MPa	50 MPa
Muscle C01	2 kPa	5 kPa
Muscle C10	1 kPa	3 kPa
Muscle D1	0.5 MPa	5 MPa

For the Moonley-Rivlin model, the parameters c10 and c01 compose the shear modulus as such $\mu = 2(C10 + C01)$, the parameter D1 is the bulk modulus and for the Ogden model the shear modulus is $\mu = 2 \mu 1 \alpha 1$.

We used 2 algorithms and found the threshold minimizing the error. The results (Table II) are made by using a threshold on the mean pressure measured by the simulated captors in order to detect the damage in the buttocks.

TABLE II.

	Damaged buttocks	Healthy buttocks
Damage detected	86	45
No damage detected	75	550

The results (Table III) are made by using a threshold on the peak pressure measured by the simulated captors in order to detect the damage in the buttocks.

TABLE III.

	Damaged buttocks	Healthy buttocks
Damage detected	70	31
No damage detected	91	564

We can see that the algorithms based on instantaneous measurement are efficient at best with a 15.9% error for the mean pressure algorithm and 16.1% error for the peak pressure algorithm. We then designed algorithms in order to take into account the time component of the problem. We used algorithms based on the vision of reperfusion used for the determination of damage in the buttocks (Eq. (3)). We show here the results of 2 different algorithms with a threshold optimized in order to minimize the error. For the results (Table IV) we used an algorithm calculating the ischemia time in the interface cells with a pressure threshold of 2.5 kPa in order to count as a cell with ischemia. The difference in pressure with the actual threshold for ischemia is due to the lower pressures in the external skin compared to the rest of the buttocks. With this ischemia we used the following formulae in order to have a function on which to base the detection:

$$\text{interface_damage} = \text{pression} * \text{time of ischemia}, (4)$$

with the pressure in kPa and the time in minutes.

We then applied a threshold on the time over a pressure threshold of 2.5 kPa on every simulated pressure captors in order to decide if the buttocks is detected as healthy or damaged.

TABLE IV.

	Damaged buttocks	Healthy buttocks
Damage detected	87	25
No damage detected	74	570

We can see (Table IV) that the error is at 13.1%, inferior to the error for the best static algorithm. Table IV also show the damaged buttocks have been detected more frequently with the use of a time oriented algorithm. The damage has been detected in a proportion of 54% of the actually damaged buttocks when at best we detected the damage in 53% of the cases with the static algorithms.

Another tested algorithm is using the mean value of the interface_damage (Eq. (4)) and an ischemia threshold of 2.5 kPa, the results are shown below (Table V).

TABLE V.

	Damaged buttocks	Healthy buttocks
Damage detected	85	46
No damage detected	76	579

We can see (Table IV) that the error is at 15.5%, inferior to the error for the best static algorithm but higher than the error of the previous time-threshold algorithm. The false negatives are also similar to the better static algorithm. Thus, this time-based algorithm is better at detecting pressure ulcers than the static algorithms.

Taking time into account in the detection algorithms can help having a reduced error in the detection of damaged buttocks. By choosing properly we also have the possibility to choose between focusing on overall error, with the last algorithm (Table V), or choosing to detect as much as damaged buttocks as possible in order to start the healing process as soon as possible (Table IV).

III. CONCLUSION AND PERSPECTIVES

We showed here that in order to account for reperfusion in pressure ulcer detection from pressure measurements we need to take into account the evolution of the pressure. In fact, while a detection algorithm based on static measurement will rarely have false alarms, it will also not detect a great part of the pressure ulcers. In order to improve the early detection of pressure ulcers we propose time-based algorithms. These algorithms can improve overall accuracy of the detection without changing the rate of false alarm, or reduce drastically the false alarm rate without improving the accuracy.

Both these improvement can help reduce the impact of pressure ulcers on patients. By allowing to start the healing process earlier, our algorithms can reduce the time needed to heal and the seriousness of the pressure ulcers.

In the future we will implement a more precise geometry for the buttocks in order to verify the findings in this paper and to further refine the detection algorithm for pressure ulcer.

It will also be interesting to tests the detection algorithm in a clinical situation in order to test its efficiency in giving insight on when to move a patient from the seated positon.

ACKNOWLEDGMENT

This project is carried out within the "Handicap Innovation Territory" project (HIT), supported by the French Government as part of "Territoires d'innovation" (French program for innovative territories), administered by the "Banque des Territoires".

REFERENCES

- [1] L.E. Edsberg J. M. Black, M. Goldberg, L. McNichol, L. Moore, and M. Sieggreen., "Revised National Pressure Ulcer Advisory Panel Pressure Injury Staging System Revised Pressure Injury Staging System", *Journal of wound, ostomy, and continence nursing: official publication of The Wound, Ostomy and Continence Nurses Society*, 2016.
- [2] Caisse Nationale de l'Assurance Maladie des Travailleurs Salariés (C.N.A.M.T.S.), "Améliorer la qualité du système de santé et maîtriser les dépenses : propositions de l'Assurance maladie pour 2014. Rapport au ministre chargé de la Sécurité sociale et au Parlement sur l'évolution des charges et produits de l'assurance maladie", CNAMTS, Paris, 2013.
- [3] D. Judy, B. Brooks, K. Fennie, C. Lyder, C. Burton, "Improving the Detection of Pressure Ulcers Using the TMI ImageMed System", *Advances in Skin & Wound Care*, 2011.
- [4] N. Aoi, K. Yoshimura, T. Kadono, G. Nakagami, S. Iizuka, T. Higashino, J. Araki, I. Koshima, H. Sanada, "Ultrasound Assessment of Deep Tissue Injury in Pressure Ulcers: Possible Prediction of Pressure Ulcer Progression", *Plastic and Reconstructive Surgery*, 2009.
- [5] J.-F. Deprez, E. Brusseau, J. Fromageau, G. Cloutier, O. Basset, "On the potential of ultrasound elastography for pressure ulcer early detection" *Medical Physics*, 2011.
- [6] Z. Moore, D. Patton, S. L. Rhodes, "Subepidermal moisture (SEM) and bioimpedance: a literature review of a novel method for early detection of pressure-induced tissue damage (pressure ulcers)", *Internal Wound Journal*, 2016.
- [7] S. L. Swisher, M. C. Lin, A. Liao, E. J. Leeflang, Y. Khan, F. J. Pavinatto, K. Mann, A. Naujokas, D. Young, S. Roy, M. R. Harrison, A. C. Arias, V. Subramanian, M. M. Maharbiz, "Impedance sensing device enables early detection of pressure ulcers in vivo", *Nature Communications*, 2015.
- [8] A. Pal, D. Goswami, H. E. Cuellar, B. Castro, S. Kuang, R. V. Martinez, "Early detection and monitoring of chronic wounds using low-cost, omniphobic paper-based smart bandages", *Biosensors and Bioelectronics*, 2018.
- [9] S.I. Kang, S. Noyori, H. Noguchi, T. Takahashi, H. Sanada, T. Mori, "Development of an Electrical Impedance Tomography Spectroscopy for Pressure Ulcer Monitoring Tool: Preliminary study", 2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC), 2020.
- [10] S.A. Maas, B.J. Ellis, G.A. Ateshian and J.A. Weiss, "FEBio: Finite Elements for Biomechanics", *Journal of Biomechanical Engineering*, 134(1):011005, 2012.
- [11] R. S. Rivlin, "Large elastic deformations of isotropic materials. IV. Further developments of the general theory", *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series A, Mathematical and Physical Sciences*, p. 379–397, 1948
- [12] R. W. Ogden, "Large Deformation Isotropic Elasticity – On the Correlation of Theory and Experiment for Incompressible Rubberlike Solids", *Proceedings of the Royal Society of London. Series A, Mathematical and Physical Sciences*, p. 565–584, 1972.
- [13] A. Gefen, N. Gefen, E. Linder-Ganz and S. S. Margulies, "In vivo muscle stiffening under bone compression promotes deep pressure sores", *Journal of Biomedical Engineering*, p. 512-524, 2005.
- [14] S. Loerakker, E. Manders, G. J. Strijkers, K. Nicolay, F. P. T. Baaijens, D. L. Bader and C. W. J. Oomens, "The effects of deformation, ischemia, and



reperfusion on the development of muscle damage during prolonged loading”, *Journal of Applied Physiology*, p. 1168–1177, 2011.

Automatic Emotions Recognition in Audio Signals

Emilie Tavernier, Catherine Marechal, Laurie Contevelle, Lamine Bougueroua
EFREI Paris, AlliansTIC, Villejuif, France
emilie.tavernier@efrei.net
[\[catherine.marechal, laurie.contevelle, lamine.bougueroua\]@efrei.fr](mailto:{catherine.marechal, laurie.contevelle, lamine.bougueroua}@efrei.fr)

Abstract

Automatic emotions recognition is a great research subject nowadays. It applies in different fields as robotic, data analysis, E-health. We can use different supports for emotions recognition: text, vision and voice. These three sources complement each other to analyse the emotional state of someone. In the field of health especially, this can be extremely helpful to detect pathologies early, like depression, so that doctors can prescribe rapidly appropriate healthcare.

This paper deals with classification methods of eight emotions with voice recordings. Machine learning algorithms are used. Particularly, the quadratic Support Vector Machines (SVM) gives the best results. We use supervised training (voice recordings are labelled according to the emotion) and features as the maximum, the means, and the variance of various acoustic properties... We use labelled databases of English voice recordings for our emotional classification study. The results depend on the number of emotions to be detected and on the type of emotion.

Keywords: *Speech emotion recognition, IA, SVM, MFCC*

I. INTRODUCTION

Affective Computing (AC) attempts to bridge the communication gap between human users and computer with "soulless" and "emotionless" feeling. The inability of systems to recognize, express and feel emotions limits their ability to act intelligently and interact naturally with us.

Moreover, the interest in understanding emotions is multi-disciplinary and covers a long history of research. The importance of modelling emotions has multiple benefits across applications such as E-health [1], E-learning [2], advanced driver-assistance systems [3], etc.

From a computational perspective, different vectors of emotions can be analysed. This includes facial expressions [4], speech [5] and multimodal approaches [6]. Facial emotion recognition especially is often used as all the people of the world share the same facial expressions for seven primary emotions (anger, contempt, disgust, enjoyment, fear, sadness, and surprise) [4]. However, depending on the country legislation, camera cannot be used in places considered private.

As an alternative, real-time voice analysis by algorithms could be considered less intrusive to determine the emotional state of someone. The aim of our study is to design and develop systems that can measure the emotional state of a person based on acoustic characteristics. In the practical case, sound signals recorded in real-time can be associated with predefined emotions. If negative emotions (sadness, anger...) are detected, an alarm can trigger adequate actions from humans or machines.

Currently, one of the main difficulties for emotion detection is the choice of features and their number. To reduce the features number, the PCA (Principal Component Analysis) method is largely used [7]. Among the most popular algorithms used for emotional detection are SVM and Hidden Markov Models (HMM) scheme [8, 9, 10] or both [11] with Mel-Frequency Cepstral Coefficients (MFCC) features extraction [12].

In this paper, we use global and "semi-local" features for which the signal is split into three parts. More complex methods of "semi-local" features as voiced/unvoiced, phonemes or phrasing [7, 13] are also used for speech emotion recognition.

In this paper, section II details the workflow and architecture of our emotion recognition system (software, data, algorithm...). In section III, we present our results and in section IV, we give the conclusion and perspective of our work.

II. METHODOLOGY

For this study, we used a database of 1379 labelled recordings (single sentence) by 20 actors from both sexes, with a sample rate of 48kHz. The emotions featuring in our database were anger, sadness, calm, surprise, joy, disgust, neutrality and fear. Recording has been clean by removing silences at the beginning and at the end of the signals and normalizing them so that they have all similar amplitude. There were no apparent needs for filtering noise.

Data were imported into MATLAB's Audio Datastore and features such as the *pitch*, *Mel-Frequency* and *Gammatone Cepstral Coefficients* (MFCC and GTCC) were extracted using

MATLAB's *audioFeaturesExtractor*¹. Additionally, we used Praat² software to compute additional features: the *shimmer* and *jitter*. MATLAB's and Praat compute local features on small temporal windows resulting in an important volume of data. To keep computational cost reasonable, we transformed them in global features by computing statistics over them (mean, standard deviation, range...) or "semi-local" features (statistics covering sections of the signal). Like this, we obtained a set of 1188 features that we will now call 1188 aFE.

The features were then given as inputs to a classification model training algorithm. We tested all algorithms of MATLAB's Classification learner app on features sets with various sizes. For the rest of the study, we retained Quadratic SVM as the overall top performing one (closely tied with Cubic SVM). We used a 5-fold cross-validation and accuracy score to evaluate our models as our dataset were overall well balanced.

The figure 1 summarizes the overall architecture of the model, distinguishing the parts from MATLAB from external sources.

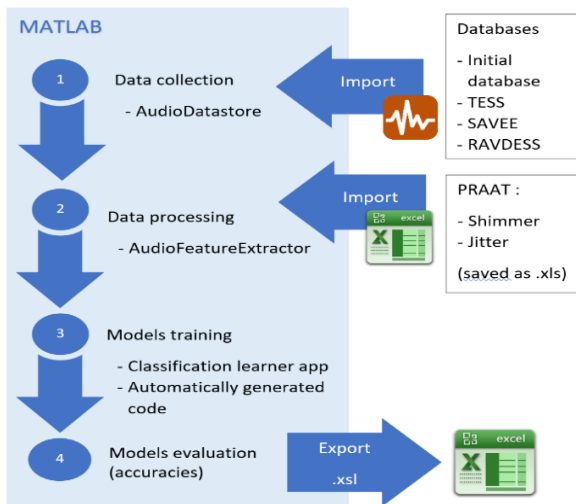


Figure 1. Architecture proposed

III. RESULTS

While training models to classify the eight emotions (anger, sadness, calm, surprise, joy, disgust, neutrality and fear), we reached a maximum of 60.1% of accuracy on 1188 aFE set.

In order to identify more precisely which emotions were more challenging, we decided working on binary models instead.

A. Binary classification: 1 emotion vs others

First, we trained models to classify a single emotion against the rest (seven other emotions of the database). The sets were balanced. Here is a recap of the learning parameters for the experiment:

- Algorithm: Quadratic SVM
- Features: 1188 aFE (mean, max, median, std, range, var)
- Evaluation: 5-folds cross-validation
- Signal pre-processing: normalisation and silence removal

Additionally, to better understand our features individual influence on the models, we tried training models using only one feature at a time. With this, we wanted to see if some features were especially good to identify an emotion by themselves. These experiments resulted in about 12000 models whose accuracy score ranged from 29% to 74%.

We were not able to identify miracle features, but we used these scores to make rankings of the features per emotions. From there we trained binary models on each emotion using their top 10, 40 and 200 ranked features and compared them to our initial model trained on the set 1188 aFE.

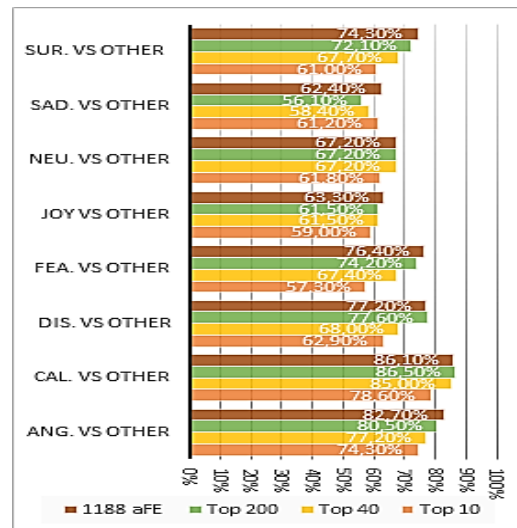


Figure 2. Accuracies obtained with various features sets

¹ <https://fr.mathworks.com/help/audio/ref/audiofeatureextractor.html>

² <https://www.fon.hum.uva.nl/praat/>

The results on figure 2 for the models trained with 200 features are quite close to the ones for the set 1188 aFE (except for sadness). This clearly shows potential and calls for experimenting more on feature reduction, maybe comparing it with standard methods such as PCA.

B. Binary classification: 1 emotion vs 1 emotion

To have a clear vision of which emotions tend to be confused between each other, we trained binary models to classify one-emotion vs another. The training parameters for this section were the same as in part II.A.

VS	Cal.	Dis.	Fea.	Joy	Neu.	Sad.	Sur.
Ang.	87%	83%	91%	89%	89%	89%	84%
Cal.		90%	93%	92%	74%	77%	92%
Dis.			92%	83%	80%	78%	86%
Fea.				78%	78%	78%	76%
Joy					77%	82%	77%
Neu.						65%	84%
Sad.							83%

Figure 3. Accuracies obtained on binary models (1 emotion vs. 1 emotion)

The results in figure 3 show that most confusion happens for neutrality and sadness. We can notice also that surprise and fear tend to be confused too.

In order to improve these results, we tried to divide our signal to compute “semi-local” features on each portion. In fact, global features may be too generic and miss a lot of information and we got the idea that some emotions could be more audible at some specific time in a locution. For instance, someone surprised would likely rise his voice toward the end of a sentence.

The most interesting results regarding this hypothesis were obtained when dividing each signal in three equal parts and training models on each individual part. We remind that in this study, a signal corresponds to a sentence.

Considering the accuracies we obtained when training on one section at a time (beginning, middle and end), it appears overall that the beginning of the sentence is the least informative emotion wise while the end contains most of the relevant acoustic cues. Moreover, training models solely on the end section rather than the whole sentence resulted in a gain in accuracy for several emotions (figure 4). For instance, we gained 7% of accuracy for the binary model “anger vs calm” which initially scored 87% when training on the whole sentence.

³ <https://www.kaggle.com/uwrkagglerravdess-emotional-speech-audio>

This method however resulted in a loss of accuracy for most models implying fear or joy.

We think that these results advocate for further experimentations using “semi-local” features and may justify in the future the effort to train a model to split sentences as a first layer to an automatic system for emotion recognition.

VS	Ang.	Cal.	Dis.	Neu.	Sad.	Sur.
Ang.		+7%	+5%	+3%	-4%	+5%
Cal.	87%		-1%	+6%	0%	0%
Dis.	83%	90%		+5%	+2%	+1%
Neu.	89%	74%	80%		+4%	+2%
Sad.	89%	77%	78%	65%		-1%
Sur.	84%	92%	86%	84%	83%	

Figure 4. Gains in accuracy for models trained on the end of a sentence (red/blue) over accuracies obtained on whole sentence (yellow/green).

IV. CONCLUSION AND PERSPECTIVES

Many fields use Automatic Emotions Recognition as robotic, data analysis, E-health, analysing different supports as text, vision or/and voice. In the field of health, the emotion detection is very helpful to early detect signs of disease for a rapid patient care.

In this study, we experimented on automatic detection of eight emotions based on acoustic signals using classification methods. We studied emotions from 1379 audio-files recorded by actors. We used the supervised algorithms quadratic SVM, global or “semi-local” features for three kinds of models. One of them is the multi-classes model of eight emotions and we obtained 60.1% accuracy. The others are the binary models identifying one emotion among the others. From this, we established a ranking of features per emotions. We used this ranking to reduce the number of features. Finally, the binary models of one emotion vs another allowed us to identify which emotions are more difficult to distinguish from each other, for example neutrality and sadness or fear and surprise. We also established that the end of a sentence is the most important part to detect the emotion. This very interesting result allows reducing the analysed data.

For the future of this work, we consider swapping to open-source databases so that our result can be reproducible and compared to other papers. The RAVDESS³ dataset is the closest

to the one we used and it would be a good candidate. TESS⁴ and SAVEE⁵ are other possibilities though they were recorded with less actors so the results obtain on these would risk being less generalizable.

Our attempt to reduce the number of features were encouraging though unconventional. It would be interesting to compare it to other algorithms for features selections such as PCA.

Finally, according to our results, it would be interesting to explore signal segmentation methods such as sentence detection to compute “semi-local” features for real-time emotions detection on speech analysis.

REFERENCES

- [1] Tlija, A., Istrate, D., Bennani, A., et al., “Monitoring chronic disease at home using connected devices”. In: 13th Annual Conference on System of Systems Engineering (SoSE), pp. 400–407. IEEE (2018), <http://doi.org/10.1109/SYSOSE.2018.8428754>.
- [2] Trifa A., Hedhili A., Lejoued Chaari W, “Knowledge tracing with an intelligent agent, in an E-learning platform”. In the journal of "Education and Information Technologies", Springer. Pp. 711–741 (2019). <https://doi.org/10.1007/s10639-018-9792-5>.
- [3] Hernandez, J., et al., “AutoEmotive: bringing empathy to the driving experience to manage stress”. In: DIS 2014, 21–25 June 2014, Vancouver, BC, Canada. ACM (2014). <http://dx.doi.org/10.1145/2598784.2602780>.
- [4] Paul Ekman Group, Fear, 2021, Paul Ekman Group LLC, <https://www.paulekman.com/universal-emotions/>. Accessed: 2021-02-18.
- [5] Deng J., Xu X., Zhang Z., Frühholz S., Grandjean D., Schuller B. “Fisher Kernels on Phase-Based Features for Speech Emotion Recognition”. In: Jokinen K., Wilcock G. (eds) Dialogues with Social Robots. Lecture Notes in Electrical Engineering, vol 427. 2017. Springer, Singapore. https://doi.org/10.1007/978-981-10-2585-3_15.
- [6] C. Marechal, D. Mikolajewski, K. Tyburek, P. Prokopowicz, L. Bouguer-Oua, C. Ancourt, et al., "Survey on ai-based multimodal methods for emotion detection" in High-Performance Modelling and Simulation for Big Data Applications, Springer, pp. 307-324, 2019. https://doi.org/10.1007/978-3-030-16272-6_11.
- [7] Marie Tahon, Laurence Devillers. “Towards a Small Set of Robust Acoustic Features for Emotion Recognition: Challenges”. IEEE/ACM Transactions on Audio, Speech and Language Processing, Institute of Electrical and Electronics Engineers, 2016, IEEE/ACM Transactions on Audio, Speech and Language Processing, 24, pp.16 - 28. <https://hal.inria.fr/hal-01404146>.
- [8] Milton A., Sharmy Roy S., et al., “SVM Scheme for Speech Emotion Recognition using MFC Feature”. In : Internal Journal of Computer Application Vol. 69-No.9, May 2013.
- [9] Sun, L., Fu, S. & Wang, F. Decision tree SVM model with Fisher feature selection for speech emotion recognition. J AUDIO SPEECH MUSIC PROC. 2019, 2 (2019). <https://doi.org/10.1186/s13636-018-0145-5>.
- [10] Koduru, A., Valiveti, H.B. & Budati, A.K. Feature extraction algorithms to improve the speech emotion recognition rate. Int J Speech Technol 23, 45–55 (2020). <https://doi.org/10.1007/s10772-020-09672-4>.
- [11] Swain, M., Sahoo, S., Routray, A. et al. Study of feature combination using HMM and SVM for multilingual Odiya speech emotion recognition. Int J Speech Technol 18, 387–393 (2015). <https://doi.org/10.1007/s10772-015-9275-7>.
- [12] P. P. Dahake, K. Shaw and P. Malathi, "Speaker dependent speech emotion recognition using MFCC and Support Vector Machine," 2016 International Conference on Automatic Control and Dynamic Optimization Techniques (ICACDOT), Pune, 2016, pp. 1080-1084, <https://doi.org/10.1109/ICACDOT.2016.7877753>.
- [13] Moataz El Ayadi, Mohamed S. Kamel. and Fakhri Karray. Survey on speech emotion recognition: Features, classification schemes, and databases". Pattern Recognition, Volume 44, Issue 3, 2011, Pages 572-587, ISSN 0031-3203, <https://doi.org/10.1016/j.patcog.2010.09.020>.

⁴ <https://www.kaggle.com/ejlok1/toronto-emotional-speech-set-tess?>

⁵ <https://www.kaggle.com/ejlok1/surrey-audiovisual-expressed-emotion-savee>

Combiner cultural probes et entretiens avec des soignants pour co-concevoir une solution robotique mobile sociale

Olivier M.^{1,2}, Rey S.², Voilmy D.¹, Ganascia J-G.³, Lan Hing Ting K.¹

¹Université de technologie de Troyes, UR LIST3N, Troyes, France

²Berger-Levrault, Direction de la Recherche et de l'Innovation Technologique, Boulogne-Billancourt, France

³Sorbonne Université, UPMC Université Paris 06, LIP6 UMR 7606, Paris, France

marion.olivier@berger-levrault.com

Abstract - *L'évolution démographique s'accompagne d'une augmentation d'une population vieillissante avec une espérance de vie supérieure aux années précédentes. Cependant, l'âge grandissant est bien souvent corrélé à la présence de maladies chroniques ou de polypathologies affectant l'autonomie. Lorsque l'autonomie de la personne âgée se dégrade, l'avis médical permet l'accès à des services et établissements de santé (EHPAD, accueil de jour, centre de réadaptation, SSIAD, SSAD). L'objectif de notre recherche est d'étudier l'organisation sociale au sein d'établissements accueillant des personnes âgées et l'impact de l'introduction d'un robot social. Dans une démarche de co-conception avec les professionnels, l'observation des comportements, régis par des règles et normes sociales, permettra, de manière cohérente avec notre démarche empirique, de questionner les conditions nécessaires à la conception d'une interaction homme-robot acceptable. L'enquête ethnographique, annulée pour cause de confinement, nous a amené à utiliser la méthode des « cultural probes » combinée à des entretiens, pour mieux cerner le travail quotidien des professionnels de santé. L'analyse des données récoltées permet d'identifier 5 thèmes récurrents - Temps et personnel, la situation sanitaire, Communication / Attention, Guidage, Activités - pour lesquelles nous avons répertorié, dans cet article, les problèmes rencontrés et idées de solution avec l'utilisation d'un robot social.*

Keywords : Robotique sociale, Interactions Homme-Robot, Conception participative, Analyse empirique, Cultural probes.

I. INTRODUCTION

En France, hormis les périodes de guerres, l'espérance de vie n'a cessé d'augmenter depuis la fin du XIX^{ème} siècle [1]. En effet, les progrès divers en médecine, pharmacologie et chirurgie ont permis une baisse de la mortalité due aux maladies infectieuses. De plus la mise en place de politiques de santé publique a aussi amené la population à vieillir en meilleure santé et plus longtemps. Ainsi, notre espérance de vie a presque doublé entre 1890 et 2017, passant de 44 et 41 ans à 85,6 et 79,7 ans respectivement pour les femmes et les hommes [2]. Les projections pour le futur sont similaires, puisqu'il est estimé

qu'à l'horizon 2050, un tiers de la population française sera âgée de 60 ans et plus [3,4].

Cette évolution socio-démographique questionne de nouveaux enjeux sanitaires et sociaux au profit d'une éthique du *care* [5] et de l'accès aux soins. En effet, avec une augmentation de la population vieillissante et des pathologies liées au grand âge, nous pouvons imaginer une sollicitation accrue des systèmes de soins [6,7].

Actuellement, la prise en charge de la personne âgée en EHPAD se fait sur la base d'échanges entre famille, résident et équipe pluridisciplinaire afin d'adapter le projet d'accompagnement. Cependant, les observations de terrain nous montrent des procédures existantes difficiles à mettre en place car trop chronophages. Les soignants en sous-effectif n'ont malheureusement pas le loisir d'accorder plus de temps aux aînés que celui nécessaire aux soins [18]. Ainsi, il n'est pas rare d'observer des troubles dépressifs chez les personnes âgées quand elles souffrent d'un sentiment d'abandon [9], mais aussi chez les soignants, pour qui l'épuisement résulte d'une fatigue de compassion [10].

Pourtant, des observations montrent des bienfaits concrets, tant pour le soigné que le soignant, lorsque l'accent est mis sur l'éthique de la sollicitude [11,12]. Comme le définit Paperman [13] : « L'éthique du *care* souligne l'importance des relations sociales organisées autour de la dépendance et de la vulnérabilité ». Cette éthique de la sollicitude amène une réflexion autour du « prendre soin » alliant attention et responsabilités pour le bien-être des individus et leurs interactions.

C'est dans ce contexte que nous nous interrogeons sur les apports potentiels des Technologies et l'Information et de la Communication (TIC) en termes d'interactions, tant pour le personnel soignant que pour les résidents. Effectivement, nous voulons étudier l'introduction d'un robot social au sein d'établissements accueillant des personnes âgées et ses répercussions sur l'ordre social en place. Les comportements, régis par des règles et normes sociales, ou encore des règles professionnelles pour les soignants, nous serviront de support

dans notre posture empirique et réflexive, pour examiner la question de la conception des interfaces d'interaction avec ces machines.

À partir d'une enquête ethnographique s'intégrant dans une approche participative [14,15], nous nous interrogeons, sur l'introduction d'un robot mobile social conçu et utilisé de manière éthique pour interagir avec des groupes de personnes au sein de ces établissements et sur les interactions naturelles produites en présence de cette machine.

I. ETAT DE L'ART

A. Interaction Humain-Robot

L'Interaction Humain-Robot (IHR) apparaît dans les années 1980 et vise à étudier les différents rapports entre les êtres humains et les robots. Ce champ de la recherche est vaste car il regroupe de nombreuses disciplines : Interaction Homme Machine (IHM), sociologie, informatique, psychologie, neurosciences, proxémique, ...

En effet, le facteur humain influence positivement et négativement l'interaction homme-robot. Par exemple, Eyssel & Hegel en 2012 [16] se sont basés sur le fait qu'il est plus facile de communiquer ou d'interagir avec une personne du même genre plutôt qu'avec le genre opposé au nôtre, et ont démontré qu'il en était de même lors d'une interaction homme-robot. Callaway & Siman'an [17] l'ont prouvé en manipulant le genre d'une voix synthétique pour montrer son influence dans l'interaction homme-machine. Le genre représenterait une première spécificité de paramétrage dans la machine influençant l'interaction. Selon Spatola [18], il existe des facteurs à prendre en compte dans le développement d'un robot :

- Sa forme – plus ou moins anthropomorphe
- Son mode de communication – les différents canaux de communication
- Son autonomie – relative au temps passé sans aide humaine
- Sa capacité d'interaction – en termes de degré de complexité d'un dialogue

L'anthropomorphisme fait l'objet de nombreuses études dans le domaine de l'IHR. Dès 1970, les travaux de Mori [19] ont établi l'hypothèse d'une corrélation entre le degré d'anthropomorphisme et l'acceptabilité d'un robot, sans toutefois l'avoir prouvé de façon empirique. Cette recherche nous illustre les limites de l'anthropomorphisme, avec « la vallée de l'étrange » (*Uncanny Valley*). La courbe théorique d'acceptation des robots indique que plus le design est humanoïde, plus le robot est accepté. Cependant, si on dépasse un certain point dans la ressemblance, nous sommes dans la « vallée de l'étrange » : la ressemblance est alors tellement étonnante qu'elle en devient étrange, et cette fois l'acceptation chute. Selon Shneiderman [20] il est important de faciliter les interfaces d'interaction et de prise en main du robot afin d'éviter que les personnes anthropomorphisent d'avantage celui-ci, en lui prêtant des qualités rendant leurs attentes excessives. D'après

Duffy [21], l'anthropomorphisme ne doit pas viser la construction d'un humain artificiel mais plutôt permettre une meilleure intégration dans l'organisation sociale déjà établie. L'auteur définit la notion de sociabilité artificielle en lui associant 5 compétences émotionnelles de base : conscience de soi, gestion des émotions, motivation, empathie et compétences sociales. Cela représenterait, en somme, une capacité à surveiller ses propres émotions et celles des autres, de les distinguer et de les utiliser pour guider son comportement [22].

Pour développer les capacités d'un robot, les développeurs utilisent la méthode de l'apprentissage par imitation, comme le fait le jeune enfant au début de sa vie. [23]

Ozaki & al. [24,25] ont dernièrement étudié la mise en capacité d'un robot social réceptionniste à prédire et anticiper les réactions des clients afin d'éviter de déranger une personne qui ne voudrait pas interagir ou, au contraire, engager l'interaction. Les auteurs se basent notamment sur des modèles de proxémique établis par Michalowski & al [26].

B. Capacités interactionnelles

Dans notre cas, le robot doit montrer des capacités sociales appropriées pour l'interaction, c'est-à-dire, une facilité couplée d'une efficacité de communication (avec des signaux de communication stéréotypés comme secouer la tête ou suivre du regard). Pour répondre à ces prérogatives, Duffy [21] nous donne quelques lignes directrices pour un robot d'interaction sociale :

- Utiliser les conventions de communication sociale - comprises et intelligibles pour l'ensemble des utilisateurs
- Eviter la vallée de l'étrange dans le design du robot [19]
- Utiliser des mouvements proches du naturel (avec fluidité)
- Trouver l'équilibre entre la fonction et la forme (corrélation entre capacité et apparence du robot)
- Doter la machine d'une communication émotionnelle
- Rendre le robot le plus autonome possible
- Développer le robot sur les limites de l'humain - son utilisation doit répondre à une problématique réelle déterminée en amont de l'introduction du robot
- Faciliter le développement de l'identité propre au robot - le robot devient un acteur propre, participant à la scène sociale [27]

II. OBJET DE L'ÉTUDE

Nous avons choisi d'utiliser le robot TIAGo Iron développé par Pal Robotics pour sa technologie ouverte (Robot Operating System), adaptable aux projets de recherche.

Le premier temps de notre étude se consacre à l'observation des comportements sociaux et des pratiques réelles de travail [28,29] en établissement médico-social dans le champ de la gériatrie. En amont de l'introduction de la machine, il nous apparaît primordial, d'une part de comprendre les pratiques

actuelles de travail, en termes de prise en charge, de soins, d'interactions entre soignants et résidents, et d'autre part d'étudier ses emplois potentiels en concertation avec les résidents et professionnels d'un établissement accueillant un public fragile et ce, dans leur environnement naturel et à partir de l'observation d'interactions réelles. Ces données d'observations tenteront de répondre à la question de recherche : en quoi le robot pourrait leur être utile et/ou agréable dans leur vie quotidienne ?

De plus, toute interaction est composée de règles et de codes sociaux propres aux lieux ou aux statuts des participants [30]. Nous avons donc décidé d'étudier ces échanges sociaux dans le but d'intégrer les règles qui les régissent dans la conception d'une interaction homme-robot acceptable et ainsi permettre, hypothétiquement, à la machine de s'adapter à la situation sociale. Cette étude préalable des pratiques professionnelles auprès de la personne âgée s'inspire de la sociologie de l'interaction, et notamment de la méthode d'observation ethnographique d'Erving Goffman [31].

L'immersion devait démarrer en 2020. Cependant, les établissements ont annulé les visites du fait de la pandémie. En effet, la propagation du virus Covid-19 a encouragé le gouvernement à réorganiser de nouveau un confinement. Les directions d'établissements, soucieuses de protéger leurs résidents ont alors arrêté toute visite de personnes extérieures. Avec cette impossibilité d'observer le quotidien et les pratiques réelles de travail des professionnels, nous nous sommes alors demandé comment récolter des données qualitatives alors que nos accès aux établissements et participants étaient restreints.

La méthode des *cultural probes* [32] nous est apparue être une bonne solution, à la fois pour maintenir un contact régulier avec les participants, ainsi que pour récolter des données qualitatives pendant cette période particulière. Ces « sondes culturelles » se représentent comme des kits de collecte d'informations et sont distribués aux participants. À leur retour, elles permettent au chercheur une « fenêtre » sur la vie du participant, et, dans notre cas, de mieux cerner le quotidien de travail des professionnels. Elles nous ont également servi de support lors des entretiens *a posteriori* avec les participantes, pour explorer diverses thématiques évoquées dans leurs réponses.

La figure 1 nous montre un aperçu temporel de la réalisation de cette combinaison de méthodes.



Figure 1 Organisation de la méthodologie dans le temps

III. MÉTHODOLOGIE

A. *Cultural probes*

Utilisée dans la phase amont d'un processus de conception, elle émerge en 1997 dans le projet *Presence* [32]. Gaver, Dunne et Pacenti cherchent de nouveaux moyens d'interaction pour permettre une meilleure inclusion des personnes âgées dans leur communauté locale. Les recherches ont été menées dans trois pays différents ce qui excluait pour eux la démarche ethnographique du fait de la distance et de la langue. Le but était donc bien de cerner la culture des participants et de leur quartier, à distance et de manière informelle. En effet, cette méthode de la « sonde culturelle » permet une approche axée sur la conception pour comprendre les utilisateurs en mettant l'accent sur l'empathie et l'engagement. Les sondes représentent des collections de tâches évocatrices destinées à susciter des réponses inspirantes de la part des participants. Plutôt qu'une information complète à leur sujet, on rassemble des indices fragmentaires sur leur vie et leurs pensées. Dans notre cas, nous avons axé les activités de manière à mieux comprendre le quotidien de travail.

Nous avons recruté 4 participantes professionnelles d'un même établissement en novembre : une psychologue, deux aide-soignantes et une infirmière. Nous avons créé un kit de 10 activités ludiques et rapides à faire pour questionner leur quotidien de travail et leur vision *a priori* de l'immersion d'un robot dans leur établissement. Notre pochette rassemblait l'ensemble des activités et s'accompagnait de matériel de création (crayons et feutres, stylos, stickers, colle). (Figure 2)

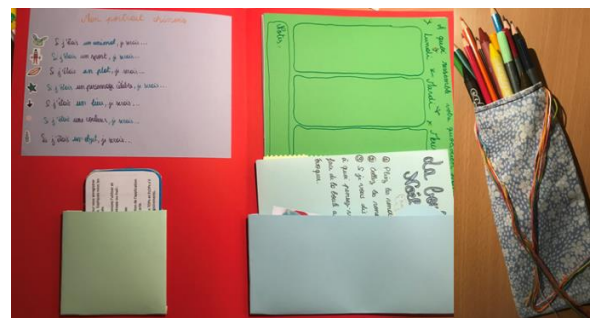


Figure 2 Pochette contenant les activités

Pour créer les différentes activités, nous avons d'abord établi les objectifs de chaque exercice. Puis nous avons déterminé des consignes claires ainsi que le design concret de l'activité.

Au total, 10 activités ont été créés :

Un portrait chinois permettait de compléter des phases (ex : « Si j'étais un animal, je serais... ») pour une présentation ludique du participant.

Un emploi du temps hebdomadaire était à remplir pour mieux cerner le quotidien et la charge de travail hebdomadaire.

Les participants étaient encouragés à remplir des cartes « 3 Tops et 3 Flops » pour mettre en avant 6 moments marquants de la journée (3 négatifs et 3 positifs), sur plusieurs jours, afin

d'étudier les pratiques de travail et difficultés perçues du quotidien.

Une activité ludique et manuelle amenait les personnes à construire une boule de Noël en papier (nous étions en décembre) et inscrire sur chaque faces ce que leur inspire les termes d' « éthique professionnelle ». L'objectif étant d'identifier les représentations autour de cette notion.

Ne pouvant pas nous déplacer dans l'établissement, il nous a semblé utile de demander une cartographie des lieux avec une légende à compléter (« là où je passe le plus de temps » « mon endroit préféré », ...) pour identifier les lieux clés de l'établissement.

Une activité, illustrée d'enfants autour d'un toboggan, intitulée « c'est mon tour » demandait aux participants, comment était géré la priorisation et quelles étaient les règles de priorisation, pour nous permettre d'étudier les règles sociales et morales de priorisation, négociation.

Une activité de dessin/collage demandait aux professionnels d'imaginer des cas d'usages et représenter des scénarios avec le robot dans leur établissement.

Nous demandions aussi sur un autre support, de remplir des bulles sur les discussions pendant le repas afin d'explorer les moments de pause.

Les interactions de la journée étaient aussi demandées pour identifier les parties prenantes à prendre en compte pour l'introduction du robot.

Enfin, une dernière activité permettait aux volontaires d'écrire une carte postale au robot en complétant les phrases « Aujourd'hui tu aurais pu m'être utile pour... », « Par contre, je ne t'imagines pas m'aider à faire... », afin de faire émerger des situations d'utilisation du robot ou des contraintes à l'utilisation.

B. Entretiens et observations

Les entretiens semi-structurés ou semi-directifs [33] utilisés pour ce recueil de besoin ont pu se dérouler à la suite d'observations participantes mais aussi pendant celles-ci, à la suite des réouvertures des différents établissements.

Ces entretiens portaient en premier lieu sur les pratiques de travail quotidiennes de l'interviewée. Nous demandions d'abord au participant de se présenter, ainsi que son activité professionnelle quotidienne, puis nous questionnions les difficultés rencontrées au cours de la journée et les solutions mise en place pour palier ces difficultés. Nous amenions ensuite la réflexion sur la mise en place d'une technologie robotique et comment un robot social mobile pourrait venir s'insérer et aider ces pratiques professionnelles. Pour terminer, nous interrogeons le professionnel sur les aspects éthiques et les questionnements que pouvaient lui évoquer la mise en place d'une telle technologie.

Les entretiens étaient réalisés soit pendant les observations, soit de manière séparée pour les participantes aux cultural probes.

Pour les participantes aux cultural probes, l'entretien se déroulait à la suite du retour des activités. Nous pouvions ainsi nous appuyer sur certaines tâches comme support de discussion pour faire développer d'avantage le professionnel. (« vous avez précisé en Flop : "Difficulté à maintenir l'attention", pourriez-vous m'expliquer ? »)

Pour les observations, à la manière de Goffman [31], nous avons mené cette phase de l'étude comme observateur participant [34] au sein de l'établissement. Nous proposons de définir ces observations par l'étude de la représentation (au sens de *performance* de Goffman) menée par le collectif d'acteurs présents dans le cadre de l'établissement de santé.

L'observation participante laisse la liberté au chercheur d'aller questionner les acteurs, de revenir avec eux sur une action qui vient de se dérouler. Cela permet de sortir l'acteur du cadre de sa représentation (un acte de soin par exemple) pour un travail réflexif de ses propres pratiques en se positionnant sous un angle de spectateur pour questionner ensemble la situation – Quelle façade adopter dans cette situation ? Comment rester en congruence avec le socialement acceptable ? Qu'attend-on de moi ? Nous pensons que cette méthode peut être pertinente lorsqu'il est question d'aborder des sujets relevant de l'éthique du *care* [35].

C. Données analysées

Pour cet article, nous avons utilisé les données de 4 cultural probes et de 8 entretiens. Ces données ont pu être recueillies dans deux établissements différents : un EHPAD et un Accueil de Jour, avec la participation de deux psychologues, un animateur, une aide médico-psychologique, deux infirmières, deux aide-soignantes et une personne en service civique.

Avec la ratification des interviewées, nous avons pu enregistrer certains entretiens pour faciliter l'analyse *a posteriori*. Pour combiner les données des cultural probes et des entretiens, nous avons décidé de les transcrire (sur post-it) pour ensuite les analyser.

Dans un premier temps, les données relatives aux pratiques professionnelles ont été isolées en amont pour créer des *persona*.

Camille Dussart
27 ans
Psychologue de l'EHPAD

« C'est bien, c'est novateur pour les résidents, c'est intéressant car ils le verront comme quelque chose qui ne juge pas »

Camille est psychologue au sein de l'établissement, elle est donc au contact des résidents de manière régulière et personnalisée. Ses journées sont toujours différentes, elle ne connaît pas la routine puisqu'elle fait face aux problèmes personnels des résidents mais aussi des familles et du personnel de l'établissement. Concrètement elle se balade de chambre en chambre afin de discuter avec les résidents et déceler par exemple des symptômes dépressifs. Elle anime aussi en parallèle des ateliers mémoire à raison d'une fois par semaine.

Exigences de l'activité

- Adaptabilité
- Maintenir un contact régulier avec les résidents
- Connaître les routines et s'adapter à chaque personne

Proximité avec les résidents

● ● ● ● ●

Ses idées d'utilisation du robot :

- Faire le tour des résidents et demander « comment ça va aujourd'hui ? »
- Donner la météo, la date du jour et rappeler les activités programmées
- Proposer des jeux de leur époque : dames, bataille, nain jaune,...
- Faire le tour et repérer des chutes
- Rappeler au résident qu'il doit aller manger
- Un réel outil de socialisation : les personnes s'interrogeraient entre elles à son sujet

Ses craintes

- Les chutes
- La prise en compte des problèmes de locution

Figure 3 Exemple de persona

Ces *persona*, accompagnés de scénarios trouveront leur utilité dans la suite de la démarche de co-conception en session de groupe. Les *persona* ne sont pas des portraits de personnes réelles mais sont inspirés de comportements observés ou d'informations donnés en entretiens [36, 37]. Les données recueillies concernant les pratiques de travail nous servent ainsi de support pour la construction de ces portraits. (Voir un exemple en figure 3)

Dans un second temps, nous avons rassemblé les verbatims relatifs aux problèmes et idées de solutions avec un robot sur des post-its, puis nous les avons assemblés sous forme de carte mentale pour permettre de différencier plusieurs thèmes récurrents dans les données recueillies (voir figure 4).



Figure 4 Analyse thématique

Le but de cette analyse thématique est de résumer un corpus. Ce corpus est, dans notre cas, représenté par les enregistrements d'entretiens et de données issues des cultural probes. A la lecture des transcriptions, plusieurs ensembles pouvaient se regrouper selon différents thèmes :

- Temps et personnel
- Situation sanitaire
- Communication / Attention
- Guidage
- Activités

Pour l'ensemble de ces thèmes nous avons répertorié les problèmes et les solutions avec utilisation du robot.

IV. CONNAISSANCES DÉGAGÉES

A. Temps et manque de personnel

Lorsque nous avons invité les professionnels à revenir sur des difficultés de leur quotidien, les personnels soignants ont, à l'unanimité, évoqué le manque de personnes et de ce fait le manque de temps :

« Il manque du personnel alors il faut se dépêcher (...) Comme elles sont prises par le temps elles font à leur place alors qu'elles ne le devraient pas. »

« Le manque de temps en fait, c'est une accumulation de petites choses simples à faire mais comme nous sommes quatre pour tout le service... »

Ainsi, nous pouvons imaginer un robot déchargeant les soignants de certaines activités (hors celles de soins) afin de laisser plus de marge temporelle au personnel. Cela nous alerte également sur le fait de prendre garde à ne pas ajouter une tâche supplémentaire mais bien d'insérer le robot dans une pratique déjà établie, en ayant, au préalable, compris celle-ci. Cela passera par une interface simplifiée à destination du personnel pour mettre en marche le robot et de façon à ce que celui-ci reste autonome le plus longtemps possible (actif, sans aide humaine).

Le surmenage évoqué par les professionnels n'est pas uniquement la conséquence de tâches physiques mais c'est également dû aux sollicitations incessantes des résidents.

« On leur répète toujours tout à longueur de journée... »

Face à ce problème récurrent évoqué dans les entretiens, plusieurs personnes ont émis l'idée d'un robot d'information permettant aux personnes de se repérer dans le temps et l'espace (voir figure 5).

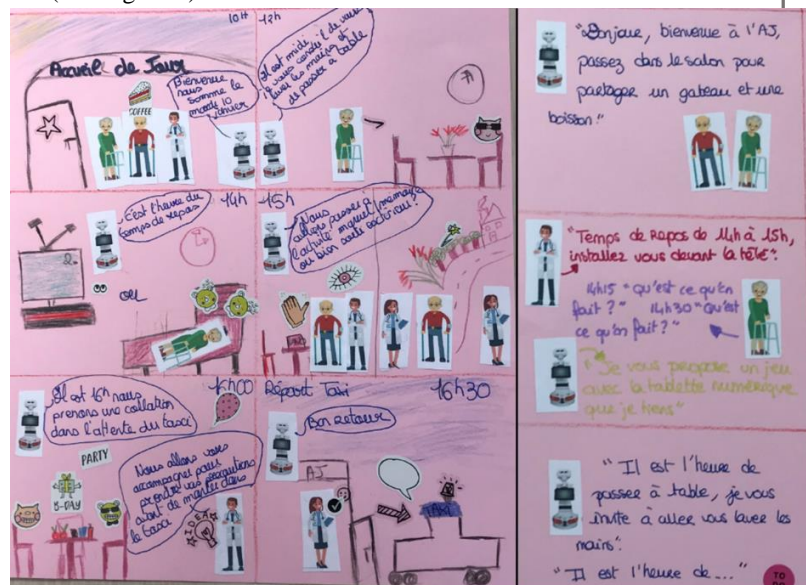


Figure 5 Bandes dessinées de deux participantes aux cultural probes

Le robot répondrait aux sollicitations récurrentes des personnes en leur indiquant par exemple l'heure ou l'activité à venir. On peut penser que ces sollicitations par les personnes fragiles sont une manière de se rassurer par une présence humaine qui les rassure, il sera donc très intéressant d'analyser les observations avec une réponse robotique.

B. Situation sanitaire

La fatigue morale du personnel est accentuée par les conditions actuelles liées au contexte sanitaire que l'on connaît.

« Il faut faire la police avec le port du masque et répéter les gestes barrière en permanence »

Auprès des personnes âgées également, on ressent une lassitude puisque les observations montrent que peu d'entre elles sont motivées à assister aux animations collectives.

« On sent une lassitude, une grande fatigue, c'est dur de les motiver »

Pour remédier à cela les personnes interrogées concèdent que l'appui d'un robot social pourrait être une aide pour répéter les gestes barrière ou bien être vecteur de motivation pour participer aux activités en groupe. Cela réduirait les nombreuses demandes qui fatiguent moralement.

« Psychologiquement on le vit un petit peu mal mais on essaie de faire du mieux possible. »

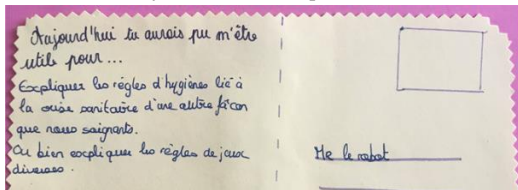


Figure 6 Extrait d'une carte postale à compléter par une participante aux cultural probes

C. Communication/Attention

On nous a aussi démontré que la crise avait été un levier à l'entrée du numérique dans la vie de certaines personnes âgées. En effet, avec l'aide de l'animateur elles ont pu rester en contact avec leur famille. Le robot pourrait alors lui aussi venir en support pour maintenir ce lien notamment à l'aide des appels en visioconférence.

Le quotidien et le confort du résident importe beaucoup pour ces professionnelles interrogées, soucieuses du bien-être de chacun. Dès le début de la journée, le résident est au cœur des pensées de ces professionnelles de care. Une aide-soignante nous a ainsi fait part de son malaise quant au réveil des résidents.

« On est obligé d'ouvrir les portes parce qu'ils ont bien envie de dormir c'est normal, sauf que pour nous il faut qu'à telle heure soient faites les choses »

Cette même participante, au fil de sa réflexion, nous a émis le souhait d'un robot qui viendrait réveiller/stimuler en douceur le résident par une musique ou des paroles douces par exemple, en

amont de leur intervention en chambre pour éviter d'avoir à réveiller eux-mêmes la personne.

La stimulation verbale semble être une idée pour stimuler les personnes âgées, mais aussi parfois pour les canaliser.

« Des fois le résident reste ébahi, il attend il ne sait même pas pourquoi. (...) Si le robot voit qu'il ne mange pas, il peut lui rappeler de prendre la cuillère et l'encourager. »

« Le robot pourrait rassurer la personne qui s'impatiente (...) parler du programme de la journée, de la météo... »

D. Guidage

Pour ces personnes avec parfois des difficultés cognitives, s'orienter devient difficile. Souvent, la personne se déplace mais lorsqu'elle se retrouve dans le couloir elle ne sait que faire ensuite. Dans ces moments, les idées ont convergé vers un robot permettant le guidage de la personne jusqu'à la place.

« Il faudrait que le robot sache le plan de table et les amène. L'idée c'est de guider la personne : reconnaître le résident et l'emmener. »

« Proposer à la personne de l'amener au coin salon pour se reposer »

E. Activités

Il n'est pas rare d'observer, dans les sessions d'animation de groupe à l'EHPAD ou pour les groupes de personnes de l'Accueil de Jour, des profils très différents. Cette hétérogénéité peut avoir une incidence sur l'ensemble du groupe.

« Il arrive qu'une personne perturbe le groupe entier »

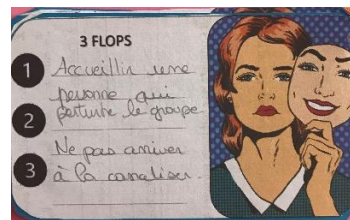


Figure 7 Réponse aux "Flops de la journée" pour une participante au cultural probes

Pour gérer ces comportements difficiles, plusieurs soignants pensent que des activités cognitives ou individuelles pourraient aider à canaliser la personne pour les rendre plus disponibles au groupe ou inversement.

« Elle pourrait être occupée avec le robot et éviter de perturber le groupe, ça la canaliserait pour que ça nous libère pour le groupe »

« ou inversement si la personne est pas réceptive, qu'on mette une activité de groupe avec le robot pour qu'on s'occupe de la personne qui en a besoin »

V. PERSPECTIVES

L'enquête ethnographique est toujours en cours dans différents établissements. A partir des données récoltées jusqu'à présent, la prochaine étape consistera à créer des scénarios d'utilisation du robot. Concrètement, les scénarios feront office de présentation et de support de discussion de groupe, dans un processus itératif d'ajustement.

Ces scénarios sont des histoires racontant l'activité des utilisateurs étudiés [38]. En effet, la conception participative basée sur les scénarios permet une inclusion précoce des utilisateurs.

Ces discussions de groupe se feront lors de focus groups organisés au sein du Living Lab ActivAgeing de l'UTT, en prenant soin de constituer des groupes représentatifs avec des acteurs provenant de différents établissements : professionnels de santé, aidants, personnes âgées. Le focus group est une forme d'entretien de groupe permettant de capitaliser des communications entre les participants à la recherche, dans le but de générer des données [39].

L'interaction entre les participants fait partie de la méthode et est explicitement utilisée pour recueillir des données de recherche. Cela signifie qu'au lieu de demander à chaque personne de répondre à une question à tour de rôle, les personnes sont encouragées à parler : poser des questions, échanger des anecdotes et commenter les expériences et point de vue de chacun.

Cette démarche est particulièrement utile pour explorer les connaissances et expériences des participants. Elle peut être utilisée pour examiner, non seulement ce que les personnes pensent, mais également comment et pourquoi elles pensent de cette façon.

Lorsque nous aurons ensemble fait des choix pour un usage et une interaction homme-robot acceptable nous pourrons alors tester le robot.

Cela nous permettra d'observer les comportements et les interactions autour de cette machine.

Nous imaginerons plusieurs formes d'interactions à observer lors de l'introduction du robot.

D'abord dyadique :

- Les personnes parlent entre elles, au sujet du robot qui représente alors un participant non ratifié à l'interaction (selon Goffman [40])
- Une personne s'adresse au robot et vice versa, l'interaction se fait entre participants ratifiés

Mais aussi, triadique :

- L'interaction et les tours de parole se font entre le robot, un soignant et une personne âgée par exemple (un des participants à qui on ne s'adresse pas mais entend la conversation se représente comme un participant non ratifié selon Goffman également)

En parallèle, les travaux sur le robot se concentreront sur la reconnaissance vocale ainsi que la navigation.

VI. DISCUSSION ET CONCLUSION

La démarche des Cultural probes a permis à l'auteure principale de maintenir un contact régulier avec les volontaires, tout en récoltant des données qualitatives dans une période où il était impossible de les observer.

Nous avons trouvé cette méthode tout à fait satisfaisante pour amorcer un premier travail avec le personnel. De plus, les kits se sont révélés être de très bons supports de discussion lors des entretiens. Les retours des volontaires étaient positifs, elles ont toutes apprécié participer et ont trouvé le format très ludique.

Du fait du confinement, les kits ont dû être confectionnés à la main avec le matériel à disposition. Cela a permis de montrer aussi l'investissement du chercheur (apprécié également par les participantes). Cependant cela fut également très chronophage pour seulement 4 participantes.

Nous pensons que cette méthode est utile pour récolter des données qualitatives uniquement lorsqu'il est impossible de mettre en place une immersion, sinon on risque de perdre beaucoup de temps dans le projet de recherche.

L'observation participante permet quant à elle une réelle immersion du chercheur en lui laissant la possibilité de commencer son analyse pendant l'observation (rédaction de réflexion dans un carnet de bord) et questionner juste après la représentation les différents acteurs de la scène sociale observée.

Les connaissances dégagées à partir des données d'observation récoltées, ainsi que cette discussion réflexive quant aux méthodes utilisées, constituent une base utile pour nos prochaines étapes de recherche.

REMERCIEMENTS

Ce projet est financé par Berger-Levrault dans le cadre d'une thèse en contrat CIFRE encadrée par le professeur Jean-Gabriel Ganascia (LIP6, Sorbonne Université) et Dimitri Voilmy (UR LIST3N, Université de technologie de Troyes).

Merci aux établissements et participants volontaires qui me consacrent du temps, me laissent les observer et répondent à mes questions avec tant de gentillesse.

REFERENCES

- [1] Blanpain N., «De 2,8 millions de seniors en 1870 en France à 21,9 millions en 2070?», in *France, portrait social*, coll. «Insee Références», édition 2018.
- [2] Papon, S., & Beaumel, C. (2020). Bilan démographique 2019. La fécondité se stabilise en France.

- [3] United Nations, (2019). World populations prospects. <https://population.un.org/wpp/Graphs/DemographicProfiles/Pyramid/250>
- [4] Tournadre, N. (2002). La population de la France métropolitaine en 2050: un vieillissement inéluctable. *Economie et statistique*, 355(1), 57-71.
- [5] Tronto, J., & Maury, H. (2009). Un monde vulnérable. Pour une politique du "care". *Lectures, Les rééditions*.
- [6] Muller, F., Denis, B., Valentin, C., & Teillet, L. (2004). Vieillesse humaine: évolution démographique et implications médicales. *Nutrition clinique et métabolisme*, 18(4), 171-174.
- [7] Chassang, M. & Gautier, A. (2019). Les maladies chroniques, avis du CESE [document PDF], *JO de la république française*. doi : https://www.lecese.fr/sites/default/files/pdf/Avis/2019/2019_14_maladies_chroniques.pdf
- [8] Éloi, M. & Martin, P. (2017). La personne au centre de la prise en charge en EHPAD : entre règles, pratiques et représentations. *Revue française des affaires sociales*, 21-40. doi:10.3917/rfas.171.0021.
- [9] Kuhnel, M. L., El Iraki, I., Tranchant, M., & Aspe, G. (2010). Prévalence de la dépression en EHPAD: nécessité d'une approche gérontopsychiatrique. *NPG Neurologie-Psychiatrie-Gériatrie*, 10(57), 111-115.
- [10] Thomas, P., Barruche, G., & Hazif-Thomas, C. (2012). La souffrance des soignants et fatigue de compassion. *La revue francophone de gériatrie et de gérontologie*, 19(187), 266-273.
- [11] Bailleul, M., & Marie-Bailleul, G. (2020). Éthique de la sollicitude dans une unité cognitivo-comportementale: des «proofs of care» aux «outils pour le care». *NPG Neurologie-Psychiatrie-Gériatrie*.
- [12] Guérin S. Pour une éthique concrète de la sollicitude; 2016[<https://www.espace-ethique.org/ressources/article/pour-une-ethique-concrete-de-la-sollicitude>. Consulté le 3 septembre 2020].
- [13] Paperman, P. (2010). Éthique du care : un changement de regard sur la vulnérabilité. *Gérontologie et société*, 2(2), 51-61. <https://doi.org/10.3917/gs.133.0051>
- [14] Blomberg, J., & Karasti, H. (2012). Positioning ethnography within participatory design. *Routledge international handbook of participatory design*, 86-116.
- [15] Crabtree, A. (1998, November). Ethnography in participatory design. In *Proceedings of the 1998 Participatory design Conference* (pp. 93-105).
- [16] Eyssel, F., & Hegel, F. (2012). (s) he's got the look: Gender stereotyping of robots 1. *Journal of Applied Social Psychology*, 42(9), 2213-2230.
- [17] Callaway, C., & Sima'an, K. (2006). Wired for speech: How voice activates and advances the human-computer relationship. *Computational Linguistics*, 32(3), 451-452.
- [18] Spatola, N. (2019). L'interaction Homme-Robot, de l'anthropomorphisme à l'humanisation. *L'Année psychologique*, 119(4), 515-563.
- [19] Mori, M., MacDorman, K. F., & Kageki, N. (2012). The uncanny valley [from the field]. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 19(2), 98-100.
- [20] Shneiderman, B. (1993). 7, 1 A nonanthropomorphic style guide: overcoming the Humpty Dumpty syndrome. *Sparks of innovation in human-computer interaction* (1993), 331.
- [21] Duffy, B. R. (2003). Anthropomorphism and the social robot. *Robotics and autonomous systems*, 42(3-4), 177-190.
- [22] Goleman, D. (1995). *Emotional Intelligence* Bantam Books. New York.
- [23] Moga, S. D. (2000). *Apprendre par imitation: une nouvelle voie d'apprentissage pour les robots autonomes* (Doctoral dissertation, Cergy-Pontoise)
- [24] Ozaki, Y., Ishihara, T., Matsumura, N., Nunobiki, T., & Yamada, T. (2018, August). Decision-making prediction for human-robot engagement between pedestrian and robot receptionist. In *2018 27th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN)* (pp. 208-215). IEEE
- [25] Ozaki, Y., Ishihara, T., Matsumura, N., & Nunobiki, T. (2019). Can User-Centered Reinforcement Learning Allow a Robot to Attract Passersby without Causing Discomfort?. *arXiv preprint arXiv:1903.05881*.
- [26] Michalowski, M. P., Sabanovic, S., & Simmons, R. (2006, March). A spatial model of engagement for a social robot. In *9th IEEE International Workshop on Advanced Motion Control, 2006*. (pp. 762-767). IEEE.
- [27] Goffman, E., & Kihm, A. (1973). *La mise en scène de la vie quotidienne* (Vol. 2). Paris: Minuit.
- [28] Randall, D., Harper, R., & Rouncefield, M. (2007). *Fieldwork for design: theory and practice*. Springer Science & Business Media.
- [29] Schmidt, K. (2018). Practice and technology: on the conceptual foundations of practice-centered computing. In *Socio-informatics: A Practice-based Perspective on the Design and Use of IT Artifacts* (pp. 47-103). Oxford University Press.
- [30] Watzlawick, P., Beavin, J. H., Jackson, D. D., & Morche, J. (1972). *Une logique de la communication*
- [31] Goffman, E. (1975). *Stigmate. Les usages sociaux des handicaps*. Paris, Éditions de Minuit.
- [32] Gaver, William & Dunne, Anthony & Pacenti, Elena. (1999). Design: Cultural Probes. *Interactions*. 6. 21-29. 10.1145/291224.291235.
- [33] Britten, Nicky. (1995). Qualitative Interviews in Medical Research. *BMJ (Clinical research ed.)*. 311. 251-3. 10.1136/bmj.311.6999.251.
- [34] Bastien, S. (2007). Observation participante ou participation observante? Usages et justifications de la notion de participation observante en sciences sociales. *Recherches qualitatives*, 27(1), 127-140.
- [35] Hennion, A., & Vidal-Naquet, P. A. (2015). «Enfermer Maman!» Épreuves et arrangements: le care comme éthique de situation. *Sciences sociales et santé*, 33(3), 65-90.
- [36] Cooper, A., Reimann, R., Cronin, D., & Noessel, C. (2014). *About face: the essentials of interaction design*. John Wiley & Sons.
- [37] Nielsen, Lene, *Personas*. In: Soegaard, Mads and Dam, Rikke Friis (eds.). *The Encyclopedia of Human-Computer Interaction, 2nd Ed. Aarhus, Denmark: The Interaction Design Foundation, 2013:*
- [38] Carroll, J. M. (Ed.). (1995). *Scenario-based design: envisioning work and technology in system development*. John Wiley & Sons, Inc..
- [39] Kitzinger, J. (1995). Qualitative research: introducing focus groups. *Bmj*, 311(7000), 299-302.
- [40] Goffman, E. (1987). *Façon de parler*, traduit par A. Kihm, Paris: Éditions de Minuit, coll. «Le Sens commun ».

Conception and implementation of a call system for autonomous mobile robot

Beloualid S., Voilmy D.

University of Technology of Troyes, UR LIST3N, Troyes, France
siham.beloualid@utt.fr , dimitri.voilmy@utt.fr

Abstract - Assistive robots are designed to help people in daily life in healthcare institutions and to facilitate repetitive or difficult tasks. In order to develop the performances of the assistance robot and to reinforce people's autonomy in nursing home, this project consists in developing a robot able to answer the user's call. To this end, Ultra Wide Band (UWB) technology is used to determine the position of the calling system. Initialization of the robot position, which is mandatory for autonomous navigation to the calling system, is computed through UWB and Light Detection and ranging (LiDAR) scanning sensors. Thus, the robot moves once the person calls the robot by a radio remote control while avoiding obstacles in an indoor environment. The resolution of the problem has been well confirmed by simulations and real tests in the laboratory. We describe a new feature aimed at making this mobile robot more useful to aging adults in healthcare institutions like rehabilitation centre or nursing homes with robot remote control.

Keywords: Assistant robot, UWB, LiDAR, ROS, Autonomous Navigation, Indoor Localization.

I. INTRODUCTION

Robotics started the explosion of research topics in the last century. There are several types of robots such as intervention robots, industrial robots, lidic robots and service robots, etc. Service robotics first developed around intervention robotics, particularly in the nuclear field since the 1950s with remote-controlled mobiles. A service robot is a mechanical system that enables tasks to be performed to simplify the person's daily life [1]. It is used to help people with repetitive or difficult tasks, and to assist people in need. Service robots, as described by the International Organization for Standardization, are robotic solutions "that perform useful tasks for humans or equipment excluding industrial automation applications" [2].

Mobile service robots acquire new levels of autonomy thanks to numerous technologies, such as new sensors and microlocalization technologies. Mobile robots use sensors and software for both control and perception. It is a function of defining where and how the robot should move. Even with problems still to be solved, the SLAM (Simultaneous Localization and Mapping) technique is still at the basis of the navigation requirements of robots and provides a solution for the localization and mapping of mobile robots [3]. In the near

future, the combination of deep learning and visual SLAM will improve robot positioning. The integration of semantic information in SLAM algorithms is the subject of numerous studies [4]. Perception allows the robot to understand and react to its environment. With Lidar sensor for safe detection of persons, the robots can be more aware of their surroundings, to move smoothly and efficiently. Mobile robots are able to navigate dynamically, have an environmental awareness that allows them to avoid obstacles or people in their path, and can reload automatically if necessary. However, mobiles robots still cannot cope with a complex environment with the presence of humans. Human-aware robot navigation is challenging [5], [6]. Thus, the overall objective is achieved efficient, social and proactive human-robot collision-avoidance. Regarding the development of mobile robotic assistants that can help nurses and the elderly in their daily activities [7], we are interested in the situation where the user wants the robot to come to him. This type of robot must be able to perform tasks according to the current state of its environment, in order respond to the user's needs. Assistive robots can promote to reinforce people's autonomy in nursing home and help perform basic acts such as mobility, reminding people the of the weekly menu, reminding people the animation of places, etc. Today, many robots are able to move to the call, but this requires direct human intervention on the robot. In order to reduce the unnecessary number of trips, the principle of this project is to make the robot able to circulate autonomously to the point of emission of the call signal. In this article, the conception and construction of a system that allows a robot to move towards the call are detailed. In a first part, we will describe the localization technology used. In a second part, we justify our choice of the mobile robot used. Finally, we will present the results of the laboratory experiments. We consider the use of the Tiago robot already used in several interactional studies [8] [9].

II. LOCALIZATION TECHNOLOGY

Ultra Wide Band (UWB) [10] based on IEEE 802.15.4a standard [11] is a radio modulation technique that uses the transmission of very short duration pulses. Its high temporal resolution in the nanosecond range due to its wide bandwidth

compared to conventional narrowband systems. The width of the frequency band they occupy, generally in the range of 500 MHz to a few GHz. This high time resolution allows relatively accurate measurements of the signal propagation time between a transmitter and a receiver. It can also be used in close proximity to other RF signals without causing interference due to differences in signal types and spectrum. In addition, the UWB system is less sensitive to reflection, refraction or diffraction of waves in a multipath environment than narrowband systems, which reduces errors in propagation time calculations. UWB is very secure, the communication between Uwb signals is done with a unique random time code at a rate of several million bits/s, which makes them difficult to detect. Ultra Wide Band is more accurate than any other technology. Its precision and robustness ensure secure connections and prevent attacks on the system [12]. The determination of the UWB position consists of two steps: the calculation of the position and the estimation of the distance between the nodes. There are several algorithms for calculating the position [13], the system used in this project is based on trilateration.

A. Trilateration

The trilateration technique provide high telemetry performance to estimate the position of the mobile node by calculating the point of intersection between circles whose center represents the position of the node and whose radius is the distance between the fixed and mobile nodes [14]. The method uses the geometry of triangles to determine the position of the mobile node. It is a question of knowing the distance between the mobile and the various base nodes (figure 1).

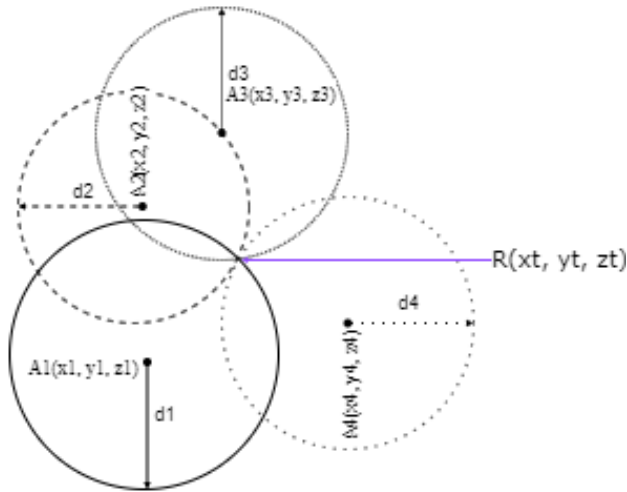


Figure 1: Localisation by trilateration

Let (x_i, y_i) be the coordinates of the transmitting stations and (x, y) those of the mobile that wants to locate itself. The position of each station and that of the mobile are linked by an equation (1):

$$d_i^2 = (x_i - x)^2 + (y_i - y)^2 \quad (1)$$

Where the values d_i are the distances between the mobile and each base station, which are deduced from the values. For a 2D location, the formula for spheres on a plane is presented in the following equations [15]:

$$\begin{cases} d_1^2 = (x_1 - x)^2 + (y_1 - y)^2 \\ d_2^2 = (x_2 - x)^2 + (y_2 - y)^2 \\ d_3^2 = (x_3 - x)^2 + (y_3 - y)^2 \\ d_4^2 = (x_4 - x)^2 + (y_4 - y)^2 \end{cases}$$

The position of the mobile node is obtained by calculating the following equation (2):

$$X = (A^T A)^{-1} A^T B \quad (2)$$

$$\text{With : } A = \begin{bmatrix} 2(x_1 - x_4) & 2(y_1 - y_4) \\ 2(x_2 - x_4) & 2(y_2 - y_4) \\ 2(x_3 - x_4) & 2(y_3 - y_4) \end{bmatrix}, \quad T = \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix}$$

$$B = \begin{bmatrix} (x_1^2 + y_1^2) - (x_4^2 + y_4^2) - (d_1^2 - d_4^2) \\ (x_2^2 + y_2^2) - (x_4^2 + y_4^2) - (d_2^2 - d_4^2) \\ (x_3^2 + y_3^2) - (x_4^2 + y_4^2) - (d_3^2 - d_4^2) \end{bmatrix}$$

B. Position determination

The Two Way Ranging (TWR) is used to find the position of the tag. The TWR protocol uses bi-directional communication between two UWB devices for 2d or 3D localisation. The actual distance between two nodes is obtained by calculating the time of flight of the UWB signal between the nodes, and multiplying this time by the speed of light divided by 2. To measure the distance, a message exchange is performed following the TWR protocol (figure 2):

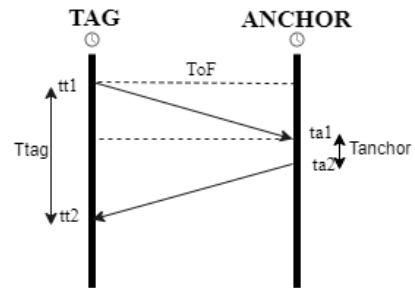


Figure 2: Two-way-ranging

The tag sends requests to the anchor at time t_{t1} , which estimates the reception time t_{a1} and sends returns a response at time t_{a2} . The tag receives the response at time t_{t2} and calculates the round trip time of the sequence.

$$ToF = \frac{T_{tag}-T_{anchor}}{2}$$

The accuracy of TWR depends on the accuracy of the anchor location and TWR does not need time synchronisation between its two nodes, it uses Time of Flight (ToF) [16] which is the travel time between the transmitter and receiver to measure the distance between them.

Once the ToF is acquired, we calculate the distance by multiplying the flight time and the speed of light:

$$\text{distance} = ToF \times (\text{Speed of light}) \quad (3)$$

III. ROBOTIC PLATFORM

The robotic platform is the set of hardware components used to implement software, it involves:

- The mobile robot: all the mechanical structure, actuators, battery, sensors, etc.
- The robot's location: Ultra Wide Band.

A. *Tiago Robot*

TIAGo (figure 3) is a service robot designed to operate in indoor environments. With this machine, it is the massive arrival of increasingly intelligent and versatile robots that will most transform, not to say disrupt, the lives of the elderly. Thanks to the combined progress of electronics, computer science and mechanics, a new generation of robots is now making its way into institutions for the elderly. TIAGo's features make it the ideal platform for social robotics research, especially for social navigation [17]. It is an autonomous robot that can move in human environments by projecting a trajectory that takes into account the human presence in the environment.



Figure 3: Tiago robot

The Tiago robot is equipped with various sensors: IMU sensors (gyroscope, accelerometer, and magnetometer), Lidar, and motor encoders:

- Laser Rangefinder Sensor: this sensor measures distances in a horizontal plane. It is essential for navigation and mapping.
- Sound sensors: These sensors measure short to medium distances. The sensor emits a sound signal and measures the reflection of this signal back to the sensor. They are generally used to avoid local collisions.

Blocking the sensor or crossing several signals results in incorrect measurements.

- Inertial Measurement Unit (IMU): this sensor unit is mounted in the center of TIAGo and can be used to monitor inertial forces and provide attitude.

B. *Robot Localisation*

To send the robot to the call, the current position of the robot and the position of the remote control must be known. The difficulty of the problem is that the current position of the robot must be initialized. If the robot does not know its initial position, it will be very difficult to reach the goal, which leads to serious navigation errors.

Robot odometry estimates the position and orientation of the robot from wheel speed measurements alone. The Tf package is used to determine the position of the robot and manages the coordinates in a plane. The robot position estimate is saved in : `nav_msgs / Odometry`. The disadvantage of using the tf package in our project is that the positioning error increases with time and the long-term accuracy is low [18].

In order to provide efficient and more accurate indoor tracking, UWB and Lidar technologies are used. Light Detection and Ranging (LiDAR) is a remote sensing technology. It generally

has a laser pulse source and a receiver that accepts reflection. It uses multiple computational techniques to determine the distance between the source and the target [19]. The main advantage of LiDAR is that it can instantly measure distance and orientation in the environment. Therefore, the solution is to take measurements of the UWB trajectory to estimate the position of the robot, and calculate the orientation of the robot with respect to the map with LiDAR scans; then combine this information to initialise the position of the robot and use the estimated location as a reference point.

IV. EXPERIMENTAL RESULT

To find a solution to our problem, the problem was divided into three parts:

- (1) The location of the robot and its cartography which allow the robot to locate itself in its environment.
- (2) The location of the remote control that will be used to call the robot.
- (3) The navigation of the robot towards the remote control while avoiding obstacles.

The solution proposed for the first part consists in merging the data from the Lidar sensor and the UWB technology in order to know the initial position and orientation of the robot [20].

The aim of merging Lidar and UWB is to increase the accuracy of mapping and localisation. For the second part, we used UWB technology to detect the precise position of the remote control. And for the third part, the fusion between the laser scan and the RGBD scan of the robot allows obstacle avoidance and point-to-point navigation. In the proposed solutions, UWB technology is used for the robot and the remote control. For this, we need 4 anchors and 3 tags: 1 tag for the robot, 1 tag for the remote control and 1 tag connected to the computer that plays the role of the master. The first step is to install the anchors in the corners of the Lab room on posts at a height of 1.5m. The anchors are placed face to face vertically at least 20cm away from the metal so as not to degrade the performance of the system.

To find out whether the configuration was successful, we retrieved the list of devices, their identifiers and their coordinates in the system in turn. All components are well installed as shown in Figure 4 :

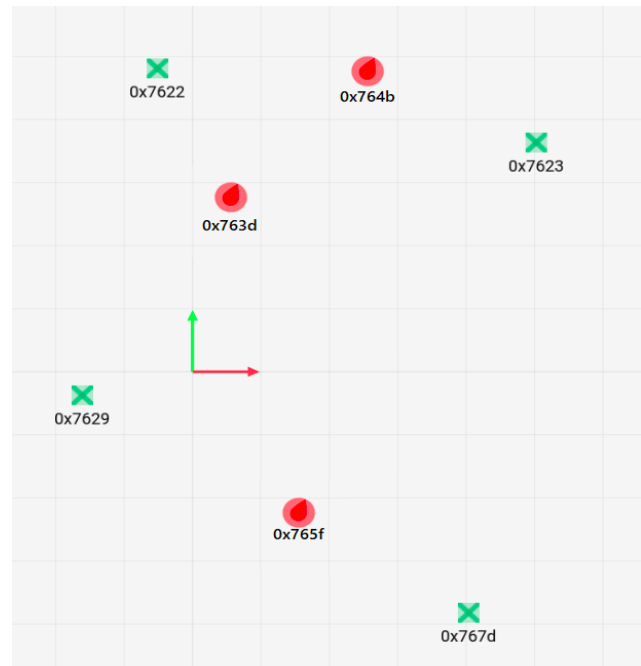


Figure 4: UWB positioning

Local Anchor with id 0x764b

Error : 0x00

Error Message : NO ERROR

Found Devices :

- 0x7623
- 0x7629
- 0x767d
- 0x7622
- 0x765f (Remote control)
- 0x763d (Robot)

The following diagram (figure 5) shows the solutions provided:

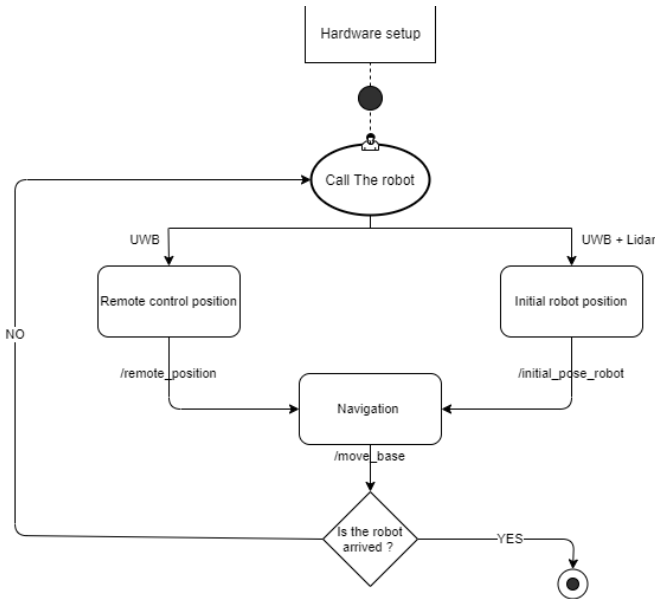


Figure 5 : Solutions script flow chart

A. TIAGO LOCALISATION

For autonomous navigation of the robot, we need to obtain the position of the robot before the move and define it as the initial position for the navigation. For this work, we use the open source operating system Ubuntu 18.04 on Debian Gnu/Linux and melodic ROS for ROS [21]. The ROS operating system is a framework used specifically for robotics. It is organised according to the structure shown in Figure 6.

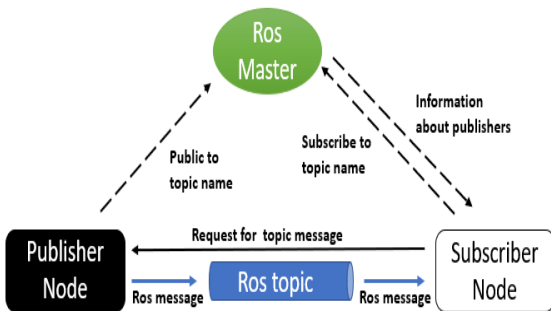


Figure 6: ROS structure

The initial position of the robot is calculated before the move by UWB, and the orientation is calculated by lidar. The combination of Lidar and UWB gives the initial position of the robot.

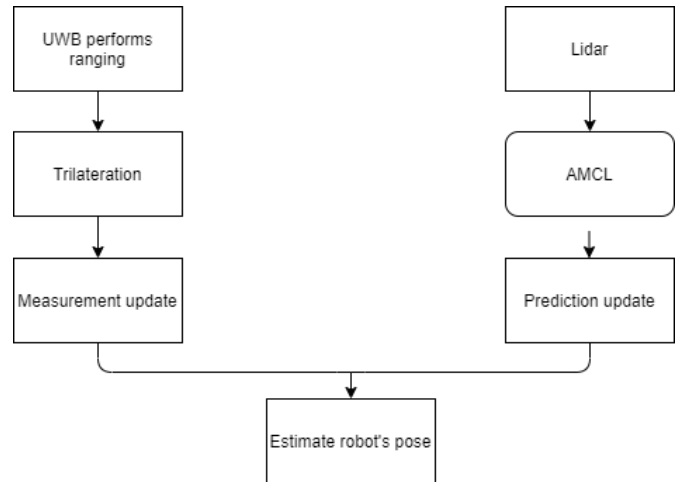


Figure 7 : Sensor fusion process diagram

We first use SLAM to map the environment of the room in which the robot is navigating. The lidar used for the Tiago robot is a 2D sensor with a 180° field of view and a range of 0.05 to 10 m. The lidar calculates the orientation of the robot. The orientation of the robot is calculated by the lidar. On a horizontal plane, the lidar sends a laser beam towards the obstacle, and calculates the distance to the obstacle by equation (3). For this reason, we need to extract the current position of the robot and define an initial position for navigation. The lidar continues to rotate up to 360° to obtain information about the environment and match it to the pre-generated map using adaptive Monte Carlo localisation (AMCL) [22].

```

1: Algorithm MCL( $\mathcal{X}_{t-1}, u_t, z_t, m$ ):
2:  $\bar{\mathcal{X}}_t = \mathcal{X}_t = \emptyset$ 
3: for  $m = 1$  to  $M$  do
4:    $x_t^{[m]} = \text{sample\_motion\_model}(u_t, x_{t-1}^{[m]})$ 
5:    $w_t^{[m]} = \text{measurement\_model}(z_t, x_t^{[m]}, m)$ 
6:    $\bar{\mathcal{X}}_t = \bar{\mathcal{X}}_t + \langle x_t^{[m]}, w_t^{[m]} \rangle$ 
7: endfor
8: for  $m = 1$  to  $M$  do
9:   draw  $i$  with probability  $\propto w_t^{[i]}$ 
10:  add  $x_t^{[i]}$  to  $\mathcal{X}_t$ 
11: endfor
12: return  $\mathcal{X}_t$ 

```

The AMCL approach consists of locating the robot using particles. Each particle has its own coordinates, orientation and weight which is proportional to the probability. The AMCL algorithm is divided into two parts:

The first part consists of motion and sensor updating, while the second part is based on the resampling process. In the first part, a first initial position of the robot is given. Each particle represents a hypothesis of the robot position. When the Lidar sends a new measurement, the position of the robot is updated, and the weight of the particles is recalculated. In the second

part, the resampling process, the high weight particles survive and the low weight particles are removed. The high weight particles are then divided into several particles of equal weight. Finally, the particles give a better estimate of the robot's position. Therefore, the orientation of the robot is given by the laser scanner.

To calculate the position of the robot, we use the UWB sensor technology as explained in section (II B) for robot localisation. The tag 0x763d linked to the robot is used, and the anchors must be installed.

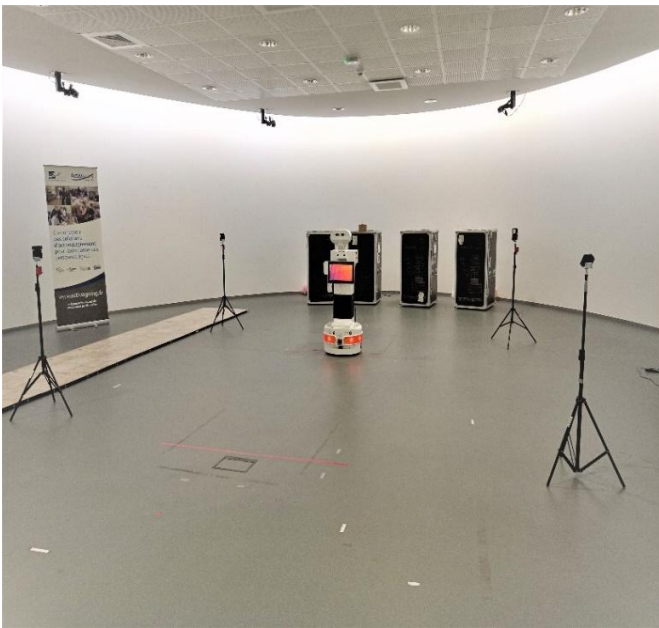


Figure 8: Test environment

We create a launch file where we note the coordinates of the 4 anchors, we define the tag used for the robot and we use a second tag that manages the information locally. We publish in a new topic `/uwb_data_tiago` the coordinate information (x_r , y_r , z_r) of the robot. Now that we have been able to retrieve the coordinates (uwb) and orientation (laser), we publish this information in the topic `/initial_pose_robot`

After these steps, the position and orientation of the robot are determined, and we define these coordinates as an initial position for the navigation of the robot to the call.

B. Remote control localisation

The remote control allows the user to call the robot with a single button. By touching the call button, we retrieve both the coordinates of the robot and the remote control, and send a

command to the robot to move towards the user it has called. In this project, we need to know in advance the location of the remote control, as well as being able to send the robot to the call. To detect the position of the remote control, we use UWB technology, which uses 4 anchors fixed in the test room, a beacon associated with the remote control and a master beacon connected to the computer. Following the protocol described above (II), the system calculates the position (x_t , y_t , z_t) of the remote control, which will be used as the robot goal.

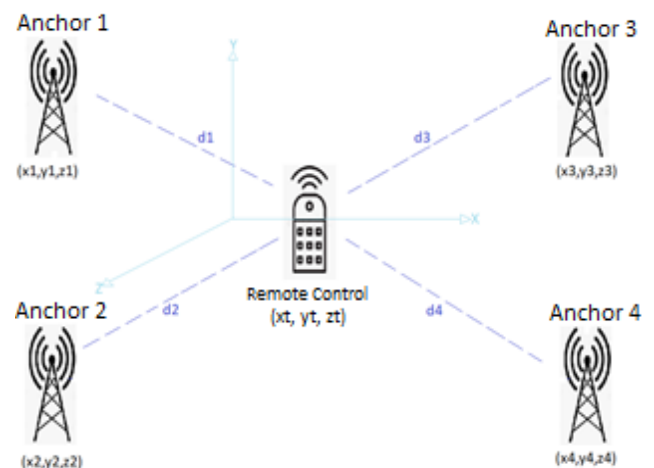


Figure 9: Calculating the position of the remote control

C. Obstacle detection

We are testing two obstacle avoidance systems. The first one uses only a laser Lidar and the second one uses a Lidar and an RGBD camera. For navigation and localisation of mobile laser robots, 2D LiDAR is a widely used sensor. However, one of the drawbacks of the first solution is that the robot only detects with a single horizontal scan line.

We take the example of the chair as an obstacle, we sent the robot to a point in front of the chair. The laser only detects the feet of the chair. After several tests, we notice that the robot hits the chair, and does not detect it (figure 10).

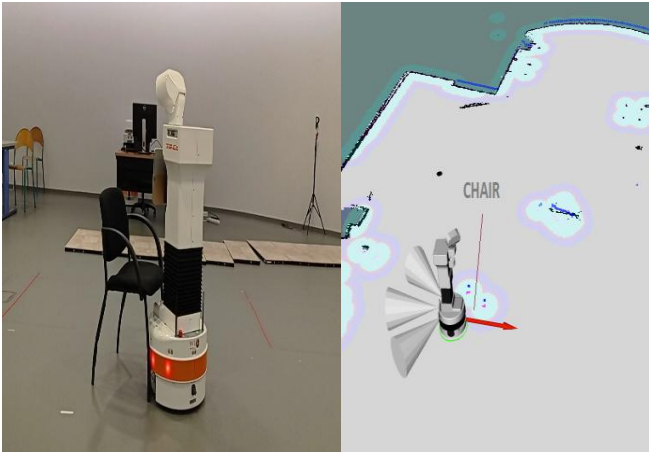


Figure 10 : Real test and simulation of laser for chair detection

We are trying the second solution which is to merge the laser and the RGB camera. When the robot moves, its head is lowered so that the camera's field of view generates the obstacles in front of it. This information from the camera is fed into the laser scan. The obstacle is then added to the map, and the robot looks for another path. We take the same example of the table, the robot navigates and detects the plane of the table via its camera, it stops and plans another path (figure 11).

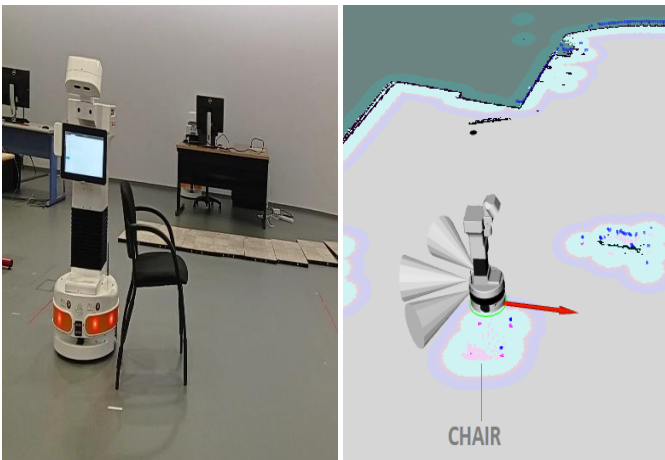


Figure 11 : Real test and simulation of the Lidar+RGBD for chair detection

The fusion of the Lidar and the camera allows a better detection of obstacles.

D. Results

The aim of the system is to help the user bring the robot to him without having to manually move it or constantly control its

navigation. For this purpose, we use a connected remote control that allows the user to call the robot with a single button.

The test of the call in the test room shows that the robot arrives at the call position with an accuracy of about 20 cm maximum and that it navigates in the room avoiding obstacles (Figure 12).

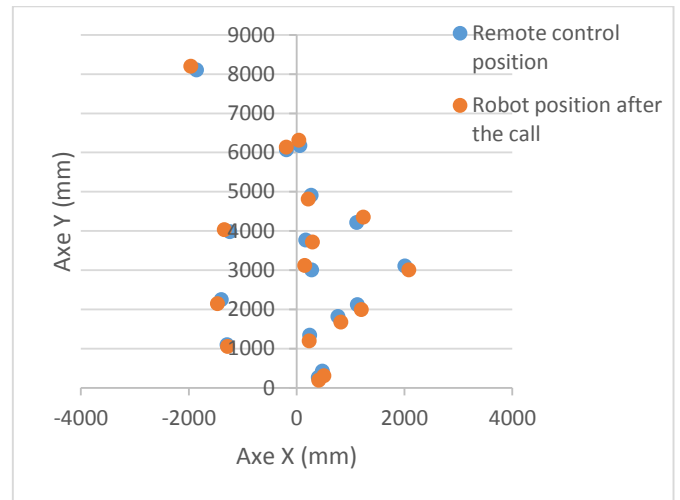


Figure 12 :System accuracy test

V. CONCLUSION AND PERSPECTIVES

We have developed a system to call the mobile robot using a radio remote control. UWB technology is used to detect the position of the remote control, and its fusion with LiDAR allows us to determine the position of the robot. Simulations and real tests have demonstrated that the robot arrives perfectly at the position of the call. We described a new feature aimed at making this mobile robot more useful to aging adults in healthcare institutions like rehabilitation centre or nursing homes.

With robot remote control, a simplified handset, we designed an added option in the mobile social robot for people. Caregivers members of can keep an eye on older patients in the common space, during which the patient to be more autonomous in order to achievement general information about their activities and the loved one has called out for discussions.

The next step in our research is to determine the optimal safety distance between the robot and the caller. In future work, solutions for enhancing human-robot interaction will be developed using a Living Lab approach.

REFERENCES

- [1] PIPAME, DGCIS, "Le développement industriel futur de la robotique personnelle et de service en France", pp.19-21 Apr 2012
- [2] Internation Federation of Robotics, "Service robotics," 2019.
- [3] Yousif, K., Bab-Hadiashar, A. & Hoseinnezhad, R. An Overview to Visual Odometry and Visual SLAM: Applications to Mobile Robotics. *Intell Ind Syst* 1, 289–311 (2015)
- [4] Chao Duan, Steffen Junginger, Jiahao Huang, Kairong Jin, Kerstin Thurow, Deep Learning for Visual SLAM in Transportation Robotics: A review, *Transportation Safety and Environment*, Volume 1, Issue 3, 12 December 2019, Pages 177–184
- [5] T. Kruse A. Pandey R. Alami and A. Kirsch "Human-aware robot navigation: A survey" in *Robotics and Autonomous Systems*. Elsevier vol. 61 no. 12 pp. 1726-1743 2013.
- [6] A. Vega-Magro, L. V. Calderita, P. Bustos and P. Núñez, "Human-aware Robot Navigation based on Time-dependent Social Interaction Spaces: a use case for assistive robotics," 2020 IEEE International Conference on Autonomous Robot Systems and Competitions (ICARSC), Ponta Delgada, Portugal, 2020, pp. 140-145, doi: 10.1109/ICARSC49921.2020.9096113.
- [7] Pineau, J., Montemerlo, M., Pollack, M., Roy, N., & Thrun, S. (2003). Towards robotic assistants in nursing homes: Challenges and results. *Robotics and autonomous systems*, 42(3-4), 271-281.
- [8] Judith Viladomat, TIAGo robot multitasking at the IROS Mobile Manipulation Hackathon, <https://blog.pal-robotics.com/tiago-robot-iros-mobile-manipulation-hackathon/>, 29 October 2018
- [9] PAL Robotics, Artificial Intelligence in TIAGo for healthcare and agile production as part of EU project OpenDR, <https://blog.pal-robotics.com/artificial-intelligence-in-tiago-for-healthcare-as-part-of-eu-project-opendr/>, 20 July 2020
- [10] S. Gezici et al., "Localization via ultra-wideband radios: a look at positioning aspects for future sensor networks," in *IEEE Signal Processing Magazine*, vol. 22, no. 4, pp. 70-84, July 2005
- [11] Dajana C., Hans S., and Kai S.. Chapitre 1. Les signaux UWB. 21 Ieee 802.15.4a channel model - final report , 2004
- [12] RECOMMANDATION UIT-R SM.1755-0* Caractéristiques de la technologie à bande ultralarge (2006)
- [13] S. Gezici and H. V. Poor, "Position Estimation via Ultra-Wide-Band Signals" pp. 386-403, Feb. 2009
- [14] Dardari, C.-C. Chong et MZ Win, "Analyse des estimateurs TOA basés sur des seuils dans les canaux UWB", Proc. Conférence européenne sur le traitement du signal EUSIPCO 2006 , 2006-sept.
- [15] Guangliang C., "Accurate TOA-Based UWB Localization System in Coal Mine Based on WSN", *Physics Procedia*, Volume 24, Part A, 2012, Pages 534-540
- [16] S. Lanzisera, D. Zats and K. S. J. Pister, "Radio Frequency Time-of-Flight Distance Measurement for Low-Cost Wireless Sensor Localization," in *IEEE Sensors Journal*, vol. 11, no. 3, pp. 837-845, March 2011
- [17] Vega A., Cintas R., Manso L.J., Bustos P., Núñez P. (2020) Socially-Accepted Path Planning for Robot Navigation Based on Social Interaction Spaces. In: Silva M., Luís Lima J., Reis L., Sanfeliu A., Tardioli D. (eds) *Robot 2019: Fourth Iberian Robotics Conference. ROBOT 2019. Advances in Intelligent Systems and Computing*, vol 1093. Springer, Cham.
- [18] Jung C, Chung W. "Design of Test Tracks for Odometry Calibration of Wheeled Mobile Robots". *Urban Affairs Review*. September 2011:302-331
- [19] Yun-Ting W., Chao-Chung P. , "A Single LiDAR-Based Feature Fusion Indoor Localization Algorithm"
- [20] Song Y. , Guan M. ,Tay W., Law C., Wen C., "UWB/LiDAR Fusion For Cooperative Range-Only SLAM", 2018
- [21] Rviz, [<http://wiki.ros.org/rviz>]
- [22] ROS, [<http://wiki.ros.org/ROS/Concepts>]

Gestion d'interaction Humain-Cobot pour l'exécution de tâches en cuisine

Samia Benferhat^{1,a}, Florent Frizon De Lamotte^{1,a}, Christophe Lohr^{2,a}, Jean-Luc Philippe^{1,a}

¹ Univ. Bretagne Sud, Lorient, ²IMT Atlantique Bretagne-Pays de la Loire, Brest, France

^aLab STICC, UMR CNRS 6285, France

samia.benferhat@univ-ubs.fr

Abstract - Le développement de la robotique a ouvert dans le domaine de l'assistance à la personne des perspectives qui permettent d'étendre l'autonomie des personnes handicapées. Les personnes en situation de handicap physique conservent leurs facultés intellectuelles et peuvent être autonomes dans leur vie quotidienne, du moment qu'elles disposent de moyens techniques compensant leur handicap, comme par exemple des dispositifs robotiques. La problématique principale de cet article est la gestion de l'interaction entre l'humain (en situation de handicap) et le cobot (robot collaboratif) à domicile dans un scénario d'aide à la préparation du repas. La définition du modèle d'interaction amène à faciliter le choix de l'architecture et la composition du système. Le système se compose d'un niveau de commande qui contrôle le système et un niveau exécutif qui exécute le geste. Le premier est un système multi-agents qui contrôle les cobots et les autres équipements, tels que les capteurs et actionneurs présents dans la cuisine domotisée. Le deuxième système est le mécanisme qui constitue le cobot.

Keywords: Interaction, Robotique d'assistance, Systèmes multi-agents, Cobot, ROS, JADE.

I. INTRODUCTION

Dans cet article, l'approche de modélisation d'interaction entre l'humain en situation de handicap physique et le cobot, est, avant tout, une tâche de collaboration. L'exemple choisi pour apporter une aide est celui d'une préparation de recette de cuisine. Afin de faciliter l'interaction et permettre à l'utilisateur d'intervenir, on a choisi de décomposer chaque tâche en plusieurs gestes. Le modèle théorique du cobot, dans ce cas, est vu comme un ensemble de machines à états qui interagissent avec le niveau décisionnel. Le choix s'est porté sur les systèmes multi-Agents (SMA) pour leurs capacités d'interaction et de communication. Un SMA permet aussi d'avoir une architecture distribuée qui donne une plus grande flexibilité, sécurité et autonomie au système (chaque agent est indépendant et autonome). Lors de la modélisation de l'interaction, nous avons identifié les besoins de l'utilisateur. Toutes les transitions d'états possibles sont décrites explicitement. Plusieurs cas d'interactions ont été testés. Afin de mettre en œuvre les modèles d'interactions définis, une architecture du système général a été

mise en place. Différents niveaux ont été identifiés : un niveau décisionnel et un niveau exécutif. L'interaction est gérée à plusieurs niveaux pour permettre à l'utilisateur de collaborer ; ainsi le cobot n'est pas là pour faire tout à la place de l'humain, mais pour apporter une aide et participer aux tâches quotidiennes emblématiques de l'accession à l'autonomie d'un utilisateur porteur de handicap. Le système conçu et prototypé démontre la gestion de l'interaction humain-robot à différents niveaux et dans différentes situations. Le système permet une adaptabilité aux besoins de l'utilisateur. Il permet aussi à l'utilisateur d'interagir.

L'article est structuré comme suit :

- La section II établit un état de l'art sur les différents travaux d'interaction en robotique. La méthodologie suivie pour structurer les travaux est également caractérisée.
- La section III montre la méthodologie suivie pour définir une approche du système.
- La section IV définit le système de manière générale, puis détaille et illustre chaque niveau du système proposé.
- La section V expose les expérimentations conduites et les outils utilisés pour les tests et scénarios.
- Enfin, la section VI conclut cette étude et détermine les perspectives pour des travaux futurs.

II. ETAT DE L'ART

Les besoins de collaboration et de communication entre les humains et les cobots, dans différentes tâches et situations, ont conduit à la nécessité d'un contact entre l'humain et les robots. Un domaine de recherche HRI (*Human-Robot Interaction*, ou interaction humain-robot) a émergé pour définir et structurer ces interactions. L'HRI englobe plusieurs champs de recherche. C'est l'intersection entre la robotique, l'ergonomie, la psychologie et le design. On parle d'interaction dès qu'une communication est établie entre l'humain et le robot. Cela peut prendre plusieurs formes. La manière d'interagir dépend de la proximité ou pas entre l'humain et le robot. On distingue deux catégories générales [1] :

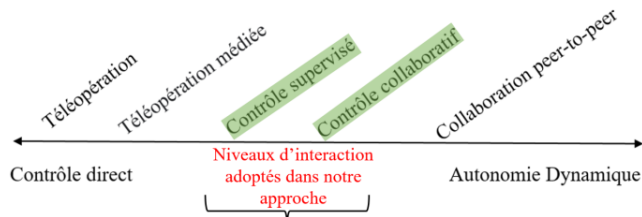


Figure 1. Niveaux d'autonomie dans une interaction humain-machine

III. METHODOLOGIE

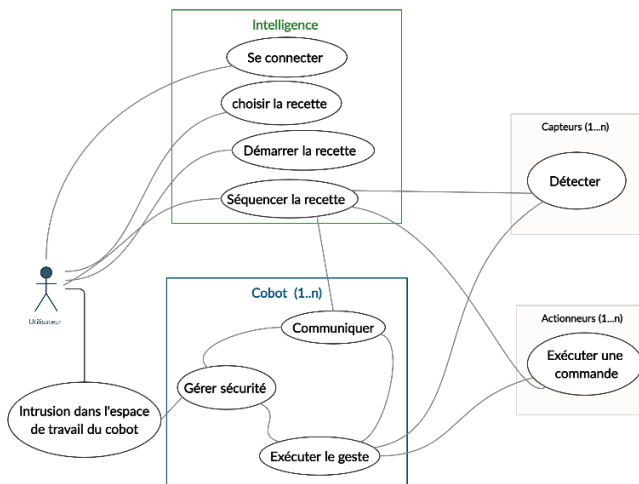


Figure 2. Diagramme des cas d'utilisation

Avant de concevoir le système et entreprendre à son identification, il faut fixer le modèle d'interaction. Quelques points sont à prendre en considération, notamment, fixer le niveau d'autonomie, structurer les différents niveaux du système, définir la nature de l'échange de l'information et structuration de la tâche. Enfin notre système se doit d'être adaptable à l'utilisateur. On souhaite définir un dispositif avec un certain niveau d'intelligence. C'est à dire un système doté de capacités d'adaptation et d'autonomie (réaction en cas de problèmes par exemple).

Pour mieux illustrer les interactions dans le système et comprendre les besoins de l'utilisateur nous avons établi un diagramme de cas d'utilisation (figure 2).

Le système dispose de deux sous-systèmes:

- Le premier est une intelligence qui permet à l'utilisateur de se connecter et de choisir sa recette. Ce niveau permet de gérer le geste, le séquencer et le communiquer au cobot.
- Le deuxième sous-système (cobot) reçoit les informations et les commandes du sous-système numéro 1. C'est à ce niveau que les gestes sont exécutés suivants les différents cas d'utilisation (en collaboration avec l'utilisateur ou en mode automatique par le cobot).

Ces deux systèmes sont communicants de manière bidirectionnelle. Le rôle des capteurs et actionneurs est celui de transmettre et de recevoir l'information des sous-systèmes. Ces informations peuvent être transmises au premier niveau par exemple pour informer le système de l'état de différents équipements de la cuisine. Ceci se fait avant la prise de décision sur le séquençage de la recette et sa communication au cobot. Les actionneurs peuvent être liés au cobot lui-même. Ils peuvent aussi appartenir à des équipements présents dans la cuisine (par exemple: un moteur pour l'ouverture automatique d'un tiroir). Notons un cas particulier où le système ne répond plus à cause de la présence d'une défaillance au niveau du cobot où des équipements restants, deux cas se présentent:

- 1er cas: problème de communication ou programme interrompu. L'utilisateur peut gérer cela à travers une requête pour l'arrêt immédiat du cobot (position d'arrêt).
- 2ème cas: problème technique au niveau matériel, Le cobot dispose d'un bouton d'arrêt d'urgence. La vitesse du mouvement est contrôlée aussi.

IV. DEFINITION DU SYSTEME

La (figure 3) représente le système à différents niveaux de commandes (un niveau décisionnel, et un niveau exécutif). Ce schéma représente le déroulement d'une requête de deux points de vue : un point de vue service (recette ou geste), et un point de vue architecture du système.

Le niveau décisionnel est la partie intelligente de la structure. Le choix s'est porté sur un système multi-agents. Il se compose de deux niveaux d'agents (agents haut niveau et agents bas niveau). La partie canal de communication gère le flux d'informations et fait le transfert de données entre le niveau décisionnel et le niveau exécutif (cobot). Des commandes sont envoyées sous forme de messages des deux côtés. Elles seront publiées dans un topic de communication. Chaque système peut souscrire pour récupérer ces informations.

Le niveau exécutif dirige l'exécution de la commande (recette ou geste) par le cobot. Il dispose de deux types d'interactions (interaction indirecte via le SMA et une interaction directe via l'espace de travail en cuisine).

Du point de vue service (recette séquencée ou geste). Le choix du geste et séquençage de la recette sont gérés au niveau décisionnel, à travers une interface. Ces informations seront transmises sous forme de commandes au niveau exécutif.

Ce dernier contient une bibliothèque de gestes de base en cuisine (section V).

Le séquençage de plusieurs gestes va constituer une recette. L'interaction et la gestion de la décomposition de la recette à ce niveau vont être gérées par une machine à état.

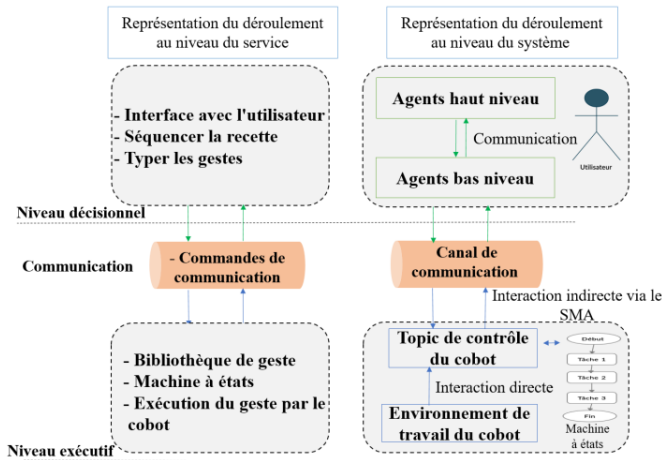


Figure 3. Représentation des différents niveaux du système

A. Niveau décisionnel

Le choix d'utiliser les systèmes multi-agents (SMA) pour le niveau décisionnel est justifié par les propriétés distribuées dont ils disposent. Dans les SMA, chaque agent possède un contrôle total sur son comportement. Pour résoudre un problème complexe, il est en effet parfois plus simple de concevoir des programmes relativement petits (les agents) en interaction, plutôt qu'un seul gros programme monolithique [24]. L'autonomie permet au système de s'adapter dynamiquement aux changements imprévus qui interviennent dans l'environnement. Les agents ont des propriétés internes et externes (architecture et comportement) [16]. Ceci nous permet de répondre à la problématique de l'adaptation du système à l'environnement et à l'utilisateur. Plusieurs règles de communication ont été mises en place pour traiter une requête au haut niveau (figure 4).

Deux groupes d'agents sont identifiés:

1) Agents haut niveau

Ils s'occupent de la prise de décision et commande de tout le système.

Agent utilisateur : l'intérêt d'inclure et de modéliser le profil utilisateur dans le système est de permettre une interaction adaptée entre l'humain et la machine. Cet agent va charger le profil utilisateur dès sa connexion au système. Il gère les requêtes et les préférences de la personne et donne aussi la main lors de la gestion du déroulement d'un scénario de préparation de repas prédéfinis.

Agent cobot : il communique directement avec l'agent bas niveau en charge du cobot (l'agent ROS). Il assure le transfert d'informations à l'agent système ainsi qu'aux autres entités. Lors d'une requête utilisateur, cet agent va vérifier, via l'agent ROS, si le cobot est prêt à l'emploi. La réponse reçue va définir le déroulement du scénario. Il permet, aussi, de récupérer des

données sur l'état des cobots en cas de problème lors de l'exécution ou bien à titre informatif uniquement.

Agent système : il assure la coordination entre les différents agents (transmettre les messages, répondre aux questions, traiter des données, prendre des décisions). Une fonctionnalité de sécurité est ajoutée pour, en cas de besoin, forcer l'arrêt immédiat du déroulement d'une commande.

Agent recette : c'est l'agent clé du système. Il définit les gestes de base qui composent une recette (bibliothèque de gestes section V) et transfère ces instructions à l'agent cobot. L'agent recette communique aussi avec l'agent système et procède à une vérification de l'état des équipements.

Des recettes déjà prédéfinies existent dans un catalogue. Si par exemple l'utilisateur ne trouve pas sa recette, une bibliothèque de gestes élémentaires en cuisine lui est proposée. Cet aspect sera développé dans la section V.

Agents équipements : un agent est attribué à chaque équipement dans l'environnement de la cuisine. Ces agents observent l'activité des équipements qu'ils représentent grâce aux informations reçues des agents capteurs présents. Ils servent aussi à transmettre l'état, analyser l'activité et communiquer avec les autres agents haut niveau, notamment l'agent système.

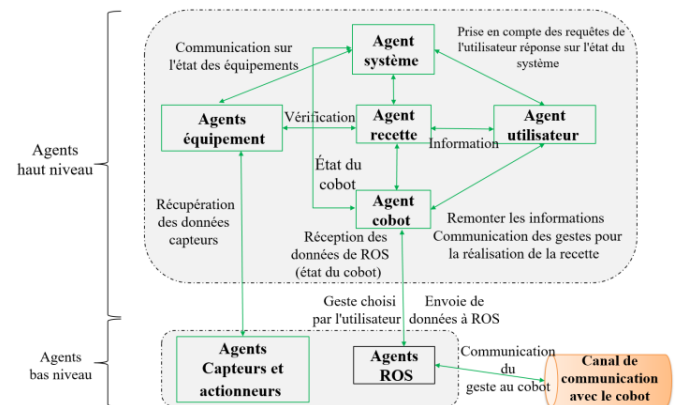


Figure 4. Schéma de communication des agents du niveau décisionnel

2) Agents bas niveau

Ils assurent le transfert de données d'un système à un autre.

L'agent ROS : il gère la communication des commandes directes entre le SMA et le système qui gère le cobot.

Les agents capteurs : ces agents transmettent l'état des capteurs aux agents haut niveau, notamment, l'agent équipement. Ces différents agents ont pour but d'interagir et communiquer entre eux, pour garantir un bon fonctionnement et une prise de décision du système.

B. Niveau exécutif

C'est à ce niveau que la commande (recette ou geste) s'exécute. Nous proposons deux types d'interactions:

1) Interaction indirecte

Ceci concerne toute information provenant du SMA via le canal de communication (commande d'arrêt, transfert de séquences d'une recette, etc). La planification de la recette est gérée par une machine à état (une recette va être séquencée en une ensemble de gestes définis dans une bibliothèque).

L'interaction à ce niveau est dite indirecte car l'humain n'interagit pas de façon directe ou tactile avec le cobot. Cela se fait à travers le SMA, avec une interface par exemple.

2) Interaction directe

Comme le montre la (figure 5), le cobot dispose d'un espace de travail. L'utilisateur peut intervenir à n'importe quel moment et s'introduire dans cet environnement. En effet, si cela est fait d'une manière prédéfinie (informer le système), on parle de coopération entre le cobot et l'humain. Dans le cas où le système n'est pas prévenu de l'intrusion, cela impliquera un arrêt total du cobot (sécurité utilisateur). Le cobot se rétracte avec une position d'arrêt prédéfinie. Pour structurer l'interaction, il faut aborder la question de l'autonomie du système. L'autonomie peut se définir en fonction de la durée pendant laquelle un robot peut être laissé à lui-même. On parle alors de niveau haut d'autonomie (longue période), et un niveau réduit (système téléopéré). Cette notion d'autonomie est utile dans le cas où une interaction entre l'humain et le cobot est bénéfique. Le but est de conduire le système à des résultats satisfaisants d'exécution de tâches. L'interaction est gérée de différentes manières en s'appliquant sur le diagramme définie d'autonomie [1] (figure 1). Pour définir l'autonomie du système du point de vue d'interaction H-R, nous devons décrire avec quel degré l'humain et le cobot interagissent.

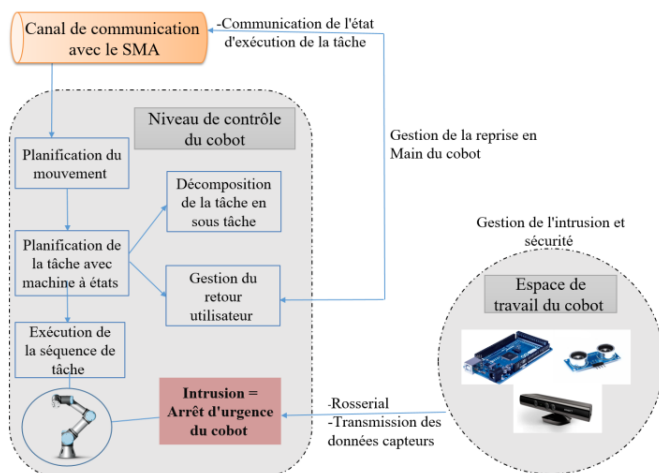


Figure 5. Interaction et exécution du service au niveau exécutif du système

La (figure 1) montre une échelle des différents degrés d'interaction HR, qui a été définie comme « une stratégie

d'interaction flexible dans laquelle chaque agent (humain et robot) contribue de ce qu'il convient le mieux au moment le plus approprié » [15].

Notre choix consiste à avoir une interaction flexible (dynamique). Différents modes sont présents dans le système:

- Le premier mode est celui du contrôle supervisé (l'humain peut contrôler le cobot à travers le système multi-agent). Par exemple l'utilisateur choisit une recette du catalogue et l'envoi au système. Le cobot s'occupe de l'exécution sans l'intervention directe de l'humain.

- Dans le second mode, l'humain collabore directement avec le cobot (contrôle de la collaboration), pour exécuter une recette (séquence de gestes). Comme dans le premier cas il peut lui transmettre les commandes. Mais à un certain moment il peut intervenir directement pour aider le cobot par exemple. Les deux côtés (cobot et humain) ont une certaine autonomie et un pouvoir décisionnel, (en tenant compte des règles prédéfinies bien-sûr). Le cobot informe l'utilisateur de l'état d'exécution lors de la fin d'une tâche.

L'idéal est de s'approcher au maximum d'une interaction fluide entre l'humain et le robot pour accomplir une tâche en commun. Cela implique d'être vigilant quant à la sécurité (il ne faut pas qu'un geste du robot blesse l'humain), et il ne faut pas que le robot fasse tout, tout seul (objectif de renforcement de l'accession à l'autonomie de la personne handicapée). Le système proposé dans notre approche permet de répondre à plusieurs exigences notamment celle de l'adaptation par les système multi-agents. La problématique de la gestion des tâches complexes est gérée et structurée grâce aux machines à états. Les tâches sont décomposées en plusieurs sous tâches.

V. TESTS ET RESULTATS

Des tests unitaires sont exécutés séparément dans chaque niveau du système : d'abord, des tests sur des scénarios de communication entre les agents dans le SMA. Ensuite différents gestes et mouvements ont été simulés avec le cobot UR3 [18]. La dernière phase, est celle de la communication entre les deux niveaux (commande à partir du SMA). Des tests d'intégrations sont menés pour évaluer le comportement du système dans sa globalité. Pour ces tests, la position des objets et leur paramétrage sont préenregistrés. La captation et la découverte autonome de ces informations sera traité dans des travaux ultérieurs. Nous considérons que les ingrédients et les différents ustensiles de cuisine comme objets avec une position connue par le cobot. On prend l'exemple de la préparation d'une salade. Le séquençement des gestes qui vont intervenir dans cette préparation sont:

Prendre le bol de salade.

- Verser dans une assiette pour la présentation.
- Rendre : le bol à sa place.
- Prendre et Maintenir les tomates.

L'utilisateur peut intervenir pour couper ou bien c'est au cobot de s'en occuper. Le geste suivant est de déposer les tomates dans l'assiette, prendre la bouteille d'huile et verser l'huile, rendre la

bouteille à sa place. Enfin, mélanger le tout. Dans les sections qui vont suivre, nous allons définir le fonctionnement exact de chaque niveau. Nous allons terminer par le déroulement d'une requête utilisateur (scénario de préparation à travers les différents niveaux). Ceci sera illustré par un organigramme (figure 9).

A. Partie Système multi-agents (niveau décisionnel)

La plateforme utilisée pour modéliser le système multi-agents est la plateforme JADE [21] (Java Agent Development Framework), qui est un framework pour développer les plateformes multi-agents selon les spécifications FIPA (Foundation for Intelligent Physical Agents) en langage Java. La communication entre les agents se fait en suivant la spécification FIPA ACL Message (ACL: Agent Communication Language).

L'implémentation des comportements des différents agents (haut niveau et bas niveau) se fait avec JADE. Les agents haut niveau ont des capacités hybrides (réactifs et cognitif avec des capacités de décision) dans leur comportement [16]. On s'intéresse à l'agent recette. Cet agent gère le séquençement des recettes. Il contient une bibliothèque de gestes. Les gestes élémentaires dans une cuisine sont regroupés dans cette bibliothèque. Ces gestes ont été définis en prenant en considération le profil de l'utilisateur [16]. Chaque geste va être traduit par la suite à un ensemble de mouvements effectués par le cobot. Ensuite, la composition de plusieurs de ces mouvements va permettre de construire une commande (recette). Nous nous intéressons à la préparation du repas. Aussi nous avons choisi de retenir les gestes suivants :

couper, atteindre des objets, râper, maintenir, tirer, prendre, appuyer, remuer, fouetter, verser, déplacer, secouer, rendre. Ces gestes seront typés au niveau du SMA et du cobot. À travers une requête dans le SMA, l'utilisateur a deux choix qui s'offrent à lui:

- La recette est déjà prête dans un catalogue prédéfini (séquençement de plusieurs gestes paramétrés). Ce catalogue est prêt à être enrichi, (figure 6).
- La recette n'est pas disponible dans le catalogue. Dans ce cas, l'utilisateur va accéder directement à la bibliothèque de gestes pour construire sa recette. Il va choisir successivement un ensemble de gestes déjà prédéfinis.

L'utilisateur se connecte au système et interagit à travers l'interface. Il choisit une recette présente dans le catalogue. Cette recette sera communiquée à l'agent système. Le rôle de cet agent est très important. Il gère les prises de décisions. Dès sa réception de la requête, il procède à la vérification de l'état du système à travers l'agent cobot et les agents équipements. Ces deux types d'agents communiquent directement avec les agents bas niveau. L'agent système traite l'information en prenant en considération les réponses reçues des différents agents. Si la décision est favorable, il transmet la requête à l'agent recette. Cet

agent sélectionne la recette ou le geste demandé par l'utilisateur. Les gestes à exécuter seront transmis à l'agent cobot puis à l'agent ROS. Ce dernier va publier la commande de geste dans le canal de communication correspondant. Enfin, l'information sera récupérée par le système du cobot qui va exécuter le geste demandé.

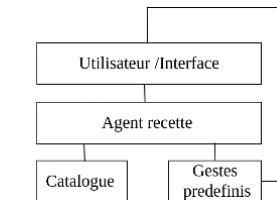


Figure 6. Organisation d'une recette

B. Partie exécution du geste

Les tests sont faits avec le cobot UR3 (bras manipulateur) (figure 7). Les positions des gestes sont récupérées directement du cobot. Les contrôles et la planification de mouvement, sont réalisés avec ROS (Robot Operating System) [22] et Moveit [20]. Des tests de simulation avec Gazebo [19] sont faits pour valider le modèle et les trajectoires des gestes.



Figure 7. UR3 effectuant des gestes sur un plan de travail (prendre un aliment)

1) Interaction avec l'utilisateur via le SMA (indirecte)

Le cobot reçoit la requête du SMA via l'agent ROS. Après vérification de l'état du cobot, ce dernier enchaîne l'exécution des séquences de la recette. L'utilisateur peut interagir lors de l'exécution à travers le SMA.

2) Interaction directe avec l'utilisateur

L'interaction se manifeste par l'intrusion de l'utilisateur dans l'espace de travail du cobot. Le cas où le cobot n'est pas mis en courant de cette intrusion pour coopération. Il rejoint une position d'arrêt prédéfinie. Cette position est une position sécuritaire. L'utilisateur peut, alors, prendre en main l'exécution du reste de la recette. Des capteurs et actionneurs sont déposés aux limites de l'espace de travail du cobot. La gestion de l'information va se faire à travers un Arduino. Le mode retenu est celui où le cobot recevra l'information de l'état d'exécution de la tâche par l'utilisateur. La reprise de la tâche va se faire en fonction du niveau où l'utilisateur (via des données d'entrée (figure 9)) s'est arrêté, et le bras continue le séquençement des étapes de la recette où elle s'est arrêtée. La recette au bas niveau est séquençée en machine à l'état. L'outil utilisé pour décomposer

les gestes est SMACH [17]. Une recette est constituée de plusieurs gestes. La (figure 9) illustre ces deux scénarios.

C. Interaction ROS-JADE

Des agents JADE bas niveaux dédiés aux robots utilisent le middleware de communication ROS.

L'interface s'effectue au moyen d'un topic ROS dédié à recevoir les messages dans les deux sens (figure 8).

- Sens 1, du SMA au cobot: le SMA transfère les gestes typés en forme de messages. Ils seront publiés sur un topic ROS. Le cobot souscrit à ce topic et reçoit les informations transmises par messages. Ces informations sont en effet les commandes qui gèrent à définir un geste donné (trajectoire à effectuer par le cobot).
- Sens 2, du cobot au SMA : le cobot (sous ROS) communique son état, cette fois dans le but d'informer l'utilisateur de l'état d'exécution d'une tâche. Par exemple, lors de l'arrêt du cobot, il publie dans un Topic. Le SMA récupère ce message et le transfère à l'utilisateur pour l'informer de l'état de la tâche.

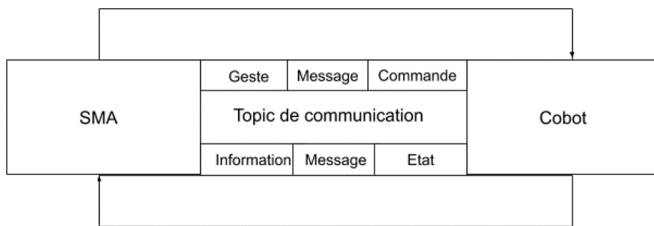


Figure 8. Schéma synoptique du tunnel de communication SMA-ROS

D. Exemple de scénario de requête

L'organigramme (figure 9) illustre le déroulement d'un scénario de préparation : en vert, la partie dont le SMA intervient. En bleu, la partie cobot. Le scénario débute lorsque l'utilisateur lance une requête pour l'exécution d'un geste. Cette requête est transférée au cobot.

Deux cas se présentent :

- Cas 1: le cobot refuse la requête ; présence de problème. Dans ce cas le cobot publie sa réponse sur le topic et l'agent ROS la transfère par le biais de l'agent cobot à l'agent système. Ce dernier informe l'utilisateur.
- Cas 2: Le cobot accepte car il est libre et n'a aucune contrainte. Dans ce cas l'utilisateur est informé par le même canal que précédemment de la décision du cobot.

Ensuite le cobot se met en marche (prêt à l'emploi). À ce niveau, un geste complexe va être séquencé en machine à états via Smach. À chaque fin d'exécution de geste, l'utilisateur est mis au courant à travers les informations transmises par le cobot au SMA. Ce scénario peut se répéter plusieurs fois et la combinaison de plusieurs gestes génère différentes recettes.

Un encodage des gestes a été implémenté dans le SMA, et des requêtes ont été faites à travers des agents. Nous avons pu

exécuter une recette et lancer la requête à travers le SMA et exécuter ces gestes au niveau du cobot (les gestes sont implémentés au niveau du cobot comme des trajectoires à exécuter). L'interaction entre le cobot et l'humain est gérée de deux manières (comme expliqué ci-dessus). La (figure 10) illustre comment un agent ROS (après requête) publie sur le topic. Le message sera récupéré par le cobot sous ROS et le geste s'exécute selon le scénario demandé.

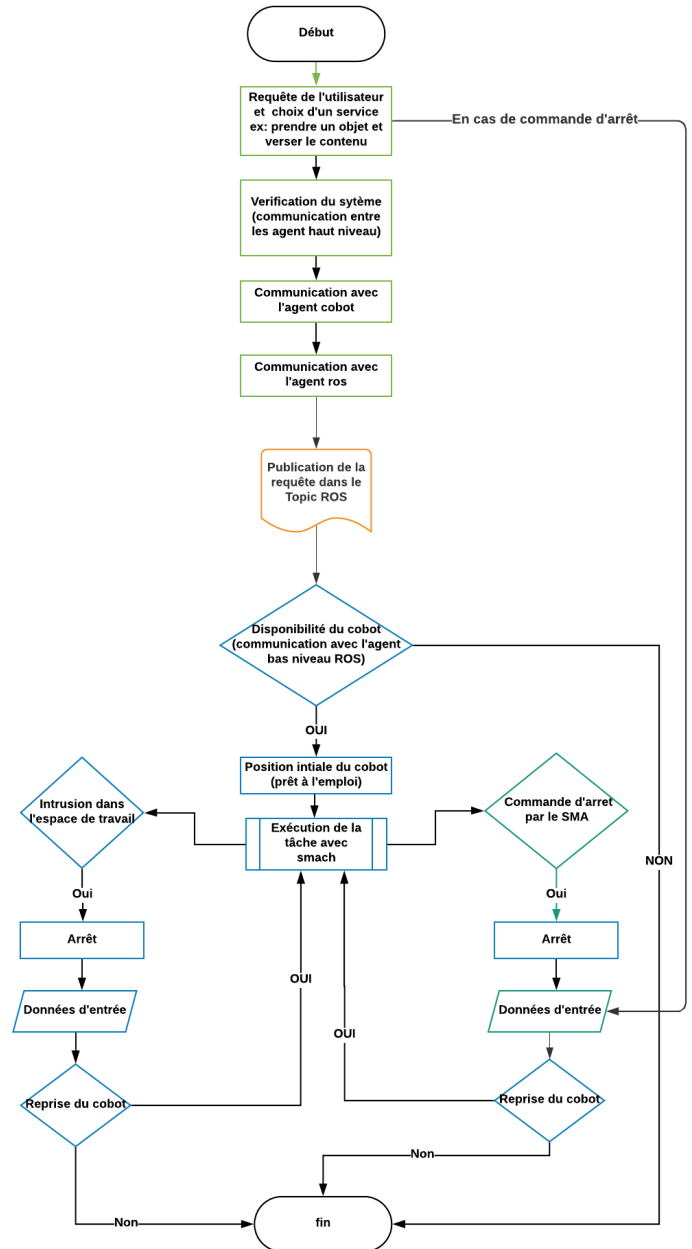


Figure 9. Organigramme

VI. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Une modélisation d'interactions humain-robot a été proposée dans cet article. Le but est de permettre aux personnes en situation de handicap physique de participer aux tâches du quotidien à domicile (cuisine) pour augmenter leur autonomie. Plusieurs problématiques ont été abordées (interaction, collaboration, etc.), avec des approches de résolution. L'architecture à deux niveaux permet de gérer le système de manière plus fluide et adaptable (SMA). Il s'agit, notamment, de la gestion de l'autonomie du système et la décomposition des tâches pour une meilleure interaction avec l'utilisateur. Les expérimentations nous ont permis de valider l'architecture du système. D'autres tests vont être effectués (ajout de gestes et de scénarios avec d'autres cobots). En perspective, nous estimons qu'une automatisation de la structuration des recettes apportera une plus grande autonomie et flexibilité au système. Ceci facilitera l'utilisation du système par l'utilisateur. Cela peut se faire par le biais de traitement de texte des gestes prédéfinis et typés de la bibliothèque.

Une autre approche, est celle d'un apprentissage par l'utilisation d'algorithme de récompenses, pour élaborer une recette à partir d'un ensemble de gestes (le séquençage des recettes se fait par ces algorithmes directement).

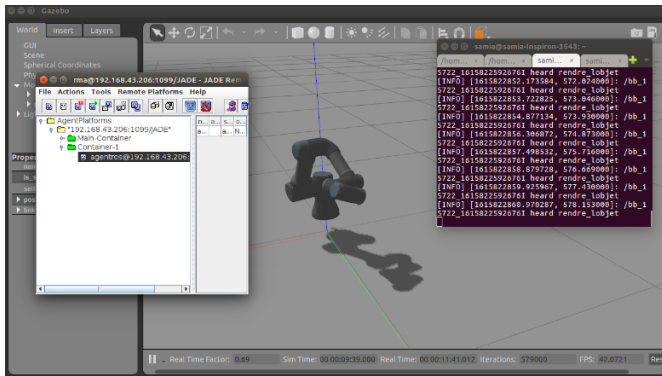


Figure 10. Simulation d'une requête (rendre un objet) à travers un agent dans JADE et exécution du geste dans l'environnement Gazebo avec l'UR3.

REFERENCES

- [1] M. A. Goodrich and A. C. Schultz, "Human–Robot Interaction: A Survey", Foundations and Trends in HCI, 2007.
- [2] S. Ivanov, C. Webster, and K. Berezina, "Robotics in Tourism and Hospitality", 19 August 2020.
- [3] C. Cadell At Alibaba's futuristic hotel, "At Alibaba's futuristic hotel, robots deliver towels and mix cocktails", from: <https://www.reuters.com/article/us-alibaba-hotels-robots/at-alibabas-futuristic-hotel-robots-deliver-towels-and-mix-cocktails-idUSKCN1PG21W> [en ligne]: 22 Jan 2019.
- [4] K. Berezina, O. Ciftci, C. Cobanoglu, "Robots, Artificial Intelligence, and Service Automation in Restaurant", in Robots, Artificial Intelligence, and Service Automation in Travel, Tourism and Hospitality, 14 October 2019.
- [5] T. Hornyak, "Meet the robots that may be coming to an airport near you", from: <https://www.cnbc.com/2020/01/10/meet-the-robots-that-may-be-coming-to-an-airport-near-you.html>, [en ligne]: 4 Feb 2020.

- [6] R. Gehle, K. Pitsch, T. Dankert, S. Wrede, "How to Open an Interaction Between Robot and Museum Visitor? Strategies to Establish a Focused Encounter in HRI", HRI, Vienna Austria, 17 Mars 2017.
- [7] J. Xiao, P. Wang, H. Lu, "A three-dimensional mapping and virtual reality-based human–robot interaction for collaborative space exploration", IJARS, Mai-Juin 2020.
- [8] R. Roberson Murphy, "Human–Robot Interaction in Rescue Robotics," IEEE TRANSACTIONS ON SYSTEMS, MAN, AND CYBERNETICS—PART C: APPLICATIONS AND REVIEWS, VOL. 34, NO. 2, MAY 2004.
- [9] SG Lakhmani, JL Wright, JYC Chen, "Transparent interaction and humane-robot collaboration for military operations", Living with Robots, 2020.
- [10] Bob R. Schadenberg, "Predictability in Human-Robot Interactions for Autistic Children," ACM/IEEE (HRI), 2019.
- [11] K. Hayashi, D. Sakamoto, T. Kanda, M. Shiomi, S. Koizumi, H. Ishiguro, T. Ogasawara, N. Hagita, "Humanoid Robots as a Passive-Social Medium – A Field Experiment at a Train Station –", HRI 2007.
- [12] S. Šabanović, CC. Bennett, WL. Chang, L. Huber, "PARO robot affects diverse interaction modalities in group sensory therapy for older adults with dementia", ICORR, 2013.
- [13] Maheu, P. S. Archambault, J. Frappier, and F. Routhier, "Evaluation of the JACO robotic arm Clinico-economic study for powered wheelchair users with upper-extremity disabilities," ICORR, 2011
- [14] Obi, [En ligne]: <https://meetobi.com/>, 25/10/2019.
- [15] M. A. Hearst, "Mixed-initiative interaction: Trends and controversies," IEEE Intelligent Systems, pp. 14–23, 1999.
- [16] S. Benferhat, F. De Lamotte, C. Lohr, JL. Philippe, "Modélisation d'interactions avec un Cobot dans un contexte d'assistance à la personne", Handicap 2020, 11e conférence de l'IFRATH sur les technologies d'assistance, Paris, 4-6 novembre 2020.
- [17] Smach, [En ligne]: <http://wiki.ros.org/smach>, "consulté le 10/03/2018".
- [18] Universal Robots, "User manual," UR3/CB3, Version 3.1, 2015.
- [19] Gazebo, [En ligne]: http://wiki.ros.org/gazebo_ros_pkgs, "consulté le 14/06/2018".
- [20] Moveit, [En ligne]: <http://wiki.ros.org/moveit>, "consulté le 26/08/2016".
- [21] F. Bellifemine, A. Poggi, G. Rimassa, "Developing Multi-agent Systems with JADE", dans: Castelfranchi C., Lespérance Y. (eds) Intelligent Agents VII Agent Theories Architectures and Languages. ATAL 2000.
- [22] ROS, [En ligne]: <https://www.ros.org/about-ros/>, "consulté le 12/11/2013".
- [23] S. Pinard, C. Bottari, C. Laliberté, H. Pigot, M. Olivares, M. Couture, S. Giroux, N. Bier, "Design and usability evaluation of COOK, an assistive technology for meal preparation for persons with severe TBI", Disability and Rehabilitation: Assistive Technology, 19 Dec 2019.
- [24] Systèmes multi-agents [En ligne] : [wiki/Système_multi-agents#:~:text=Pour%20r%C3%A9soudre%20un%20probl%C3%A8me%20complexe,qui%20interviennent%20dans%20l%27environnement.](https://fr.wikipedia.org/wiki/Syst%C3%A9me_multi-agents#:~:text=Pour%20r%C3%A9soudre%20un%20probl%C3%A8me%20complexe,qui%20interviennent%20dans%20l%27environnement.) "consulté le 7 avril 2021" [wikipedia.org/](https://fr.wikipedia.org/)

Device Attitude and Real-Time 3D Visualization: An Interface for Elderly Care

Manuel Abbas¹, Joaquim Prud'Homm¹, Fabien Lemoine¹, Dominique Somme², and Régine Le Bouquin Jeannès¹

¹ Univ Rennes, Inserm, LTSI, UMR 1099, F-35000 Rennes, France

² CHU de Rennes Service de Gériatrie, F-35000 Rennes, France

{manuel.abbas, regine.le-bouquin-jeannes, fabien.lemoine}@univ-rennes1.fr – joaquim.prud-homm@inserm.fr – dominique.somme@chu-rennes.fr

Abstract – This paper proposes an innovative graphical user interface to visualize the attitude of a sensing device in a three-dimensional space, serving a wide-range of medical applications. Based on inertial measurement units (IMU) or on Magnetic, Angular Rate and Gravity sensors (MARG), the proposed tool estimates Euler angles using a predefined attitude filter to display the orientation of the device relative to the Earth frame in real-time. The device is schematized by linking six polygonal regions, and is subject to sequential rotations by updating the graph each 350 ms. Two public datasets were used to demonstrate the value of this contribution in fall risk assessment and body posture monitoring for elderly care.

Keywords: graphical user interface, device attitude, sequential rotations, Euler angles, elderly care.

I. INTRODUCTION

In the past decades, minimized electronic sensors have been known for their low prices, and their widespread use in the healthcare domain [1]. The integration of these sensors in wearable devices or smartphones has been shown to be reliable for many monitoring systems and e-health applications [2]. In the literature, Kwon *et al.* have inspected the accelerometer of an iPhone for heart rate measurement [3]. Najafi *et al.* have evaluated the characteristics of some postural transitions, namely stand-to-sit and sit-to-stand, and their correlation with falling risk in elderly, using a miniaturized gyroscope [4]. Milici *et al.* have proposed a magnetometer-based solution for sleep quality monitoring [5]. Some other studies have used a combination of sensors to classify activities of daily living (ADLs) [6]. Now, sensor fusion techniques have been developed to estimate the attitude of sensing devices [7]. In other words, the orientation of the device relative to the Earth frame is measured by merging acquired data from a tri-axial accelerometer and a tri-axial gyroscope, or from these two sensors and a tri-axial magnetometer. These approaches are useful for human motion tracking [8], which is the base of several medical solutions. Two types of accelerometers exist. The first one concerns capacitive accelerometers, also known as Micro-Electro-Mechanical Systems (MEMS). These accelerometers depend on a change in electrical capacitance to

measure acceleration. The second type refers to piezoelectric accelerometer, which is made of a quartz crystal. A force acting on the piezoelectric element is produced when the accelerometer is moving. A charge output, generated from these vibrations, is proportional to the applied force and is used to measure acceleration. The first type has the advantage of measuring the static acceleration caused by the gravity. This measurement is important for orientation estimation techniques. This justifies why MEMS sensors are preferred for this task.

Given these aforementioned elements, we propose in this paper an interface we developed to visualize the orientation of a sensing device in real-time. The corresponding device, which consists of inertial sensors, is plotted in a three-dimensional graph. Its attitude is estimated by fusing acquired data, and the graph is updated by rotating the vertices and the faces of the plot correspondingly. Analyzing medical reports and questioning patients are not always sufficient to accurately check their health. Clinicians may need to visualize the orientation of wearable devices to assess the movements of their patients (or a certain event like a fall) and/or to restore them to normal behavior. The proposed tool answers these questions.

The remainder of the paper is organized as follows. Section II discusses the principle of orientation estimation algorithms. Section III describes the proposed interface and its characteristics. Some real world examples are given in section IV, before addressing some limitations and practical considerations in section V. Section VI concludes the paper.

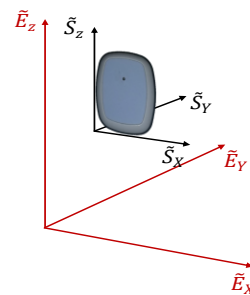


Figure 1. A sensing device, with its corresponding frame (\tilde{S}) and the Earth frame (\tilde{E})

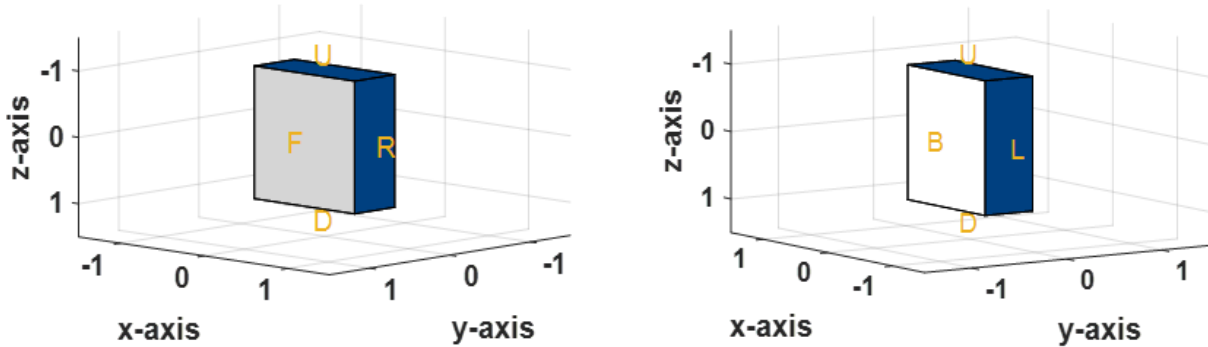


Figure 2. Two different views of the plotted sensing device in a three-dimensional space, and its corresponding labels in yellow

II. PRINCIPLE OF ATTITUDE ESTIMATION

The orientation estimation of a device with respect to an inertial frame or reference is done using sensor fusion techniques. Reading multimodal data from different sources gives valuable information to understand and symbolize the motion of the sensing device. Inertial measurement units (IMUs), which consist of an accelerometer and a gyroscope, are able to monitor translational and rotational motions. On the other hand, MARG (Magnetic, Angular Rate, Gravity) devices include a third sensor, namely a magnetometer. This type of sensing unit has the advantage of measuring the attitude relative to the Earth magnetic field. The choice of the sensing device depends on the requirements of the developed system. An IMU could be sufficient for some applications. In this paper, both devices (IMU and MARG) are investigated in the next sections.

Fig. 1 illustrates a sensing device (IMU or MARG), with its corresponding coordinate system (sensor frame) in black, and the Earth frame \vec{E} (in red). The goal is to estimate the orientation of the sensor frame \vec{S} relative to \vec{E} . This orientation is represented by Euler angles [9], defined by subsequent rotations of ϕ around \vec{E}_x , θ around \vec{E}_y , and ψ around \vec{E}_z . Hence, acquired data from inertial sensors are processed to estimate the sequence of Euler angles, using Kalman filters [10], gradient descent step [11], quaternion representation [12]... To our knowledge, the two widely used orientation filters is the one proposed by Mahony *et al.* [13] and by Madgwick *et al.* [14]. The efficiency of these algorithms has been proven at relatively low computational cost. The output of these algorithms are three time-series, having the same sampling rate of the deployed modalities, representing the progression of Euler angles over time. Both algorithms are considered in this paper.

III. REAL-TIME ORIENTATION DISPLAY VIA GRAPHICAL USER INTERFACE

A graphical user interface (GUI) tool was developed on Matlab to display the orientation of a sensing device based on its acquired data. The sensing device in Fig. 1 is symbolized by plotting three pairs of polygonal regions. Each of these six regions represents one face of this device. The color of the frontal zone is set to grey (c_1), and that of the backward zone to white (c_2), while the remaining faces are colored in dark blue (c_3). The three hexadecimal color codes ('r', 'g', 'b') are as follows:

$$\begin{cases} c_1 \rightarrow (0.8353, 0.8353, 0.8353) \\ c_2 \rightarrow (1, 1, 1) \\ c_3 \rightarrow (0, 0.2510, 0.5020) \end{cases}$$

Moreover, the six regions are labeled using the following letters: 'U' which stands for up, 'D' for down, 'L' for left, 'R' for right, 'F' for front, and 'B' for back. The color of these letters is set to yellow. Fig. 2 illustrates the plotted device in a three-dimensional space. This is the initial position of the device, *i.e.* at the beginning of the algorithm ($t = 0$).

Now, the Euler angles are updated after the acquisition of each data-point from the inertial sensors. The orientation filter reads data from sensors, processes them, and fuses them to estimate the angles. Each 350 ms, the graph is updated by rotating the simulated device and the corresponding labels, according to the output of the filter. This frame rate, *i.e.* the frequency at which consecutive images appear on a display, seems adequate for the human eye. This update is done by pivoting the centers of the device faces (the midpoint between any two opposite vertices) around the axes, using the estimated Euler angles, as indicated in the previous section.

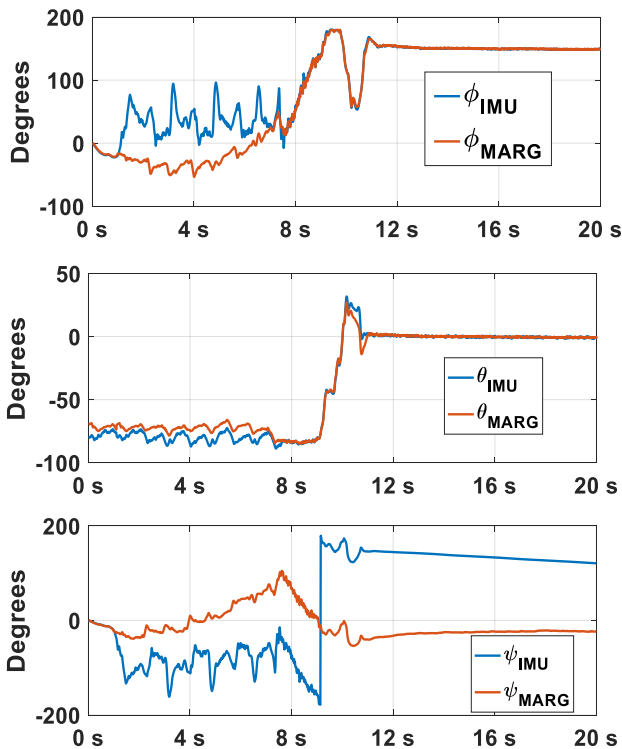


Figure 3. The estimation of Euler angles using (i) IMU and (ii) MARG sensors using Madgwick's algorithm

Two modes are considered in this tool. The first one is the real-time mode, where data are read continuously using a Bluetooth dongle for example. The proposed technique applies Mahony's or Madgwick's algorithm and updates the graph accordingly. The second one is the replay mode, where data have been acquired beforehand. The user can load data and visualize the sequential orientation of the sensing unit. The type of the sensing device (IMU or MARG) and the orientation filter (Mahony *et al.* or Madgwick *et al.*) are chosen before launching the algorithm.

IV. REAL WORLD APPLICATIONS USING PUBLIC DATASETS

The proposed tool, *i.e.* orientation estimation and the visualization of the sensing device, serves a wide-range of healthcare applications. In this section, we conduct two comparative studies following two medical applications: IMU vs MARG and Mahony's filter vs Madgwick's filter.

A. Fall risk assessment

Falls are one of the main causes of mortality in elderly. While most of the proposed solutions target fall detection, the clinician may need to evaluate this fall by observing the successive movements of the wearable device during this fall.

The initial state of the human body (standing, sitting, lying, walking, etc.) which precedes the fall, the velocity of the impact, and the direction of the fall (forward, backward, lateral) are important factors from a medical point of view. Our tool answers all these questions and provides an added-value for the practitioner. To address the real world situation, we resorted to the *FallAllD* public dataset [15]. This dataset contains acquired data from tri-axial accelerometers, tri-axial gyroscopes, and tri-axial magnetometers, including human falls. The subjects wore a necklace device while simulating falls and ADLs. Both algorithms were tested to calculate Euler angles, and they provided almost the same results. For reasons of clarity, only Madgwick's algorithm is considered in this sub-section. The focus is on the comparison between both sensing units, *i.e.* IMU (accelerometer + gyroscope) and MARG (accelerometer + gyroscope + magnetometer). Fig. 3 illustrates the time-series of the estimated Euler angles from both sensing units, representing a fall forward from walking caused by syncope (fainting) without recovery. It is clear from this figure that the subject was walking during the first 8 seconds, where MARG shows that $\phi \approx 0^\circ$, $\theta \approx -90^\circ$, and $\psi \approx 0^\circ$ (the subject was standing). The impact phase was located between the 8th and 12th seconds (the shock is around the 10th second), where a change in angles occurred. The subject was lying on the floor (inactive) for the remaining 8 seconds. A video has been created to display the orientation of the device during this fall, using both estimations (see Appendix).

The variability of the IMU estimation is higher while the subject was walking, compared to the MARG estimation which is smoother. Moreover, concerning the angle ψ , a certain phenomenon appears in the IMU estimation. A sudden change from -180° to 180° occurs between the 9th and 10th seconds (when the body was on the verge of hitting the floor), due to the effect of the angular velocity. From 3D visualization point of view (see video), there is no rotation around this axis. This means that the device kept the same inclination. Now, from a signal point of view, this switch from -180° to 180° means that a certain rotation occurred around the z-axis. In this case, by using convolutional methods or auto-correlation for example, a certain deviation would be detected, since the signal level changed (see blue signal in Fig. 3). This may lead to biased results when it comes to the analysis/estimation of fall direction and the final body state (after the impact on the ground). Based on the previous observations, MARG sensors may be preferred for postural transitions and recurrent movements (like walking), since they involve higher degrees of freedom, thus having an advantage over IMUs by providing robust orientation estimation.

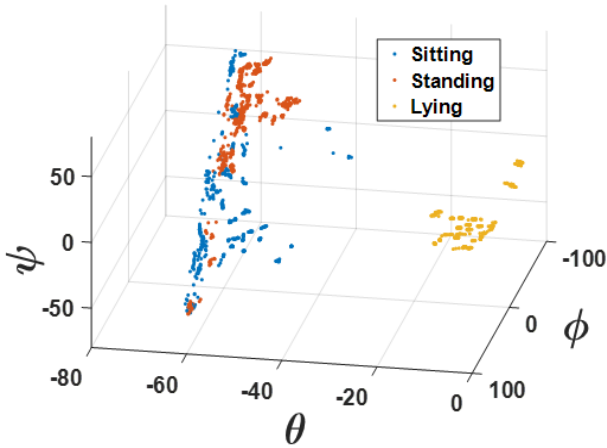


Figure 4. The distribution of body postures following the mean values of Euler angles

B. Body posture monitoring

Another medical application is the distribution of the body posture over the course of a day. This information is valuable for health monitoring and frailty prevention in elderly care. Hence, we resorted to another public dataset [16], available in the UCI Machine Learning Repository [17]. The subjects have worn the smartphone on the waist and simulated six different activities. This dataset only contains data acquired from an accelerometer and a gyroscope. Hence, the considered sensing unit in this sub-section is IMU. The reliability of this type is sufficient for this application, since the estimation of the body posture is done while the subject is inactive. The targeted classes for this task are (i) Sitting, (ii) Standing, and (iii) Lying. Euler angles were estimated from 2.56-second windows, using both algorithms, *i.e.* Madgwick's and Mahony's algorithms. Three features were calculated, namely the mean values of ϕ , θ , and ψ . Fig. 4 illustrates the distribution of these posture classes following the three extracted features. It is clear that the third class is well separated from the other two classes. On the other hand, sitting and standing clusters present some intersections. To predict the posture of the human body, these three features feed a set of machine learning (ML) classifiers. These classifiers are the following ones: (a) Neural Network (*NN*) with 2 hidden layers of 8 and 2 neurons respectively, and 'ReLU' as activation function; (b) Support Vector Machine with a radial basis function kernel (*SVM_R*); (c) Random Forest (*RF*) with 20 estimators of depth equal to 2; (d) Adaboost (*Ada*) with 100 estimators; (e) Naive Bayes (*NB*) with a Gaussian Distribution; (f) Linear Discriminant Analysis (*LDA*). Table I illustrates the different results. *NN* achieved the highest accuracy and it is equal to 89.6%. Both orientation filters provided close results in terms of

performance, except for *NN* and *Ada*. The confusion occurs between sitting and standing. The waist position alone does not seem to be sufficient for this task. Another position and/or additional features are required to increase the achieved accuracy.

TABLE I. THE DIFFERENT ACHIEVED ACCURACIES (%) OF ML CLASSIFIERS

	Machine Learning Classifier					
	<i>NN</i>	<i>SVM_R</i>	<i>RF</i>	<i>Ada</i>	<i>NB</i>	<i>LDA</i>
Madgwick <i>et al.</i>	89.6	87.8	87	88.2	88.7	87.2
Mahony <i>et al.</i>	88	87.2	87.4	84.7	87.9	87.8

As seen in Table I, Madgwick's algorithm had the upper edge when it comes to predicting the body posture. Nevertheless, Mahony's algorithm could be better suited for other applications.

V. DRAWBACKS AND PRACTICAL CONSIDERATIONS

In this section, we discuss some artifacts and limitations related to an attitude estimation system. We have seen in section IV that MARGs are preferred to IMUs when it comes to postural transitions estimation. Now, electronic devices, ferrous materials, and some other mechanical and electrical infrastructures are sources of magnetic fields. These artificial fields contaminate the Earth's magnetic field measurements and decrease the reliability of sensor fusion techniques in heavily disturbed areas like indoor environments [18]. Hence, the indoor performance of MARGs could be limited.

The use of a gyroscope is important for the attitude estimation. However, its power consumption is very high compared to that of the accelerometer [19], which reduces the battery life and the autonomy of the sensing device.

High sampling rates increase the computational load of attitude estimation systems. The general tendency is to lower it in order to reduce the complexity. However, very low rates may not be able to capture certain movements. Therefore, the accuracy/complexity tradeoff should be considered when developing such approaches. It is worth mentioning that a sampling rate of 50 Hz leads to satisfactory performance [9].

VI. CONCLUSION AND PERSPECTIVES

This paper discussed the attitude estimation of inertial sensors. Based on widely used orientation filters, a GUI tool was developed to visualize the orientation of a rigid body (a sensing device) in a three-dimensional space. Such tool is important for a wide-range of real world applications in elderly care, as seen in section IV while using public datasets.

In a future work, the orientation of the human body (instead of the device) is going to be considered using wearable sensors. The output of the proposed tool is going to

be exploited in order to constitute a monitoring system by developing a human activity recognition process.

APPENDIX

The video can be found on Google drive via the link: <https://drive.google.com/file/d/1KqL0oahTCC4jkoFwQAX7E5LWkXDNVqIJ/view?usp=sharing>

Its goal is to represent the developed tool and to display the effect of MARG estimation (on the left) and IMU estimation (on the right) on the visualization process, using Madgwick's algorithm.

ACKNOWLEDGMENT

This work was supported by the French National Research Agency (ANR) in the context of the ACCORDS Project under Grant ANR-17-CE19-0024-01. The authors would like to thank Majd Saleh for his fruitful discussions.

REFERENCES

- [1] M. Haghi, K. Thurow, and R. Stoll, "Wearable Devices in Medical Internet of Things: Scientific Research and Commercially Available Devices", *Health Inform Res.*, vol. 1, pp. 4-15, Jan. 2017.
- [2] P. Castillejo, J. Martinez, J. Rodriguez-Molina, and A. Cuerva, "Integration of wearable devices in a wireless sensor network for an E-health application", *IEEE Wireless Communications*, vol. 20, no. 4, pp. 38-49, Aug. 2013.
- [3] S. Kwon, J. Lee, G.S. Chung, and K.S. Park, "Validation of heart rate extraction through an iPhone accelerometer", *Proc. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Boston, MA, USA*, 2011, pp. 5260-5263.
- [4] B. Najafi, K. Aminian, F. Loew, Y. Blanc and P. A. Robert, "Measurement of stand-sit and sit-stand transitions using a miniature gyroscope and its application in fall risk evaluation in the elderly", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 49, no. 8, pp. 843-851, Aug. 2002.
- [5] S. Milici, A. Lázaro, R. Villarino, D. Girbau, and M. Magnarosa, "Wireless Wearable Magnetometer-Based Sensor for Sleep Quality Monitoring", *IEEE Sensors Journal*, vol. 18, no. 5, pp. 2145-2152, Mar. 2018.
- [6] A. Moncada-Torres, K. Leuenberger, R. Gonzenbach, A. Luft, and R. Gassert, "Activity classification based on inertial and barometric pressure sensors at different anatomical locations", *Physiol. Meas.*, vol. 35, no. 7, pp. 1245-1263, 2014.
- [7] T. Michel, P. Genevès, H. Fourati and N. Layaïda, "On attitude estimation with smartphones", *IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications (PerCom)*, Kona, HI, 2017, pp. 267-275.
- [8] G. To and M.R. Mahfouz, "Quaternionic Attitude Estimation for Robotic and Human Motion Tracking Using Sequential Monte Carlo Methods With von Mises-Fisher and Nonuniform Densities Simulations", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, no. 11, pp. 3046-3059, Nov. 2013.
- [9] S.O.H. Madgwick. *An efficient orientation filter for inertial and inertial / magnetic sensor arrays*. Accessed: 2010. [Online]. Available: https://courses.cs.washington.edu/courses/cse466/14au/labs/14/madgwick_internal_report.pdf
- [10] B. Barshan and H.F. Durrant-Whyte, "Inertial navigation systems for mobile robots", *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 11, no. 3, pp. 328-342, June 1995.
- [11] M. Kok and T.B. Schön, "A Fast and Robust Algorithm for Orientation Estimation Using Inertial Sensors", *IEEE Signal Processing Letters*, vol. 26, no. 11, pp. 1673-1677, Nov. 2019.
- [12] E.R. Bachmann, R.B. McGhee, X. Yun, and M.J. Zyda, "Inertial and magnetic posture tracking for inserting humans into networked virtual environments", *Proceedings of the ACM Symposium on Virtual reality software and technology*, pp. 9-16, 2001.
- [13] R. Mahony, T. Hamel and J. Pflimlin, "Nonlinear Complementary Filters on the Special Orthogonal Group", *IEEE Transactions on Automatic Control*, vol. 53, no. 5, pp. 1203-1218, June 2008.
- [14] S.O.H. Madgwick, A.J.L. Harrison and R. Vaidyanathan, "Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm", *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Zurich, Switzerland, 2011, pp. 1-7.
- [15] M. Saleh, M. Abbas and R. Le Bouquin Jeannès, "FallAID: An Open Dataset of Human Falls and Activities of Daily Living for Classical and Deep Learning Applications", *IEEE Sensors Journal*, vol. 21, no. 2, pp. 1849-1858, Jan. 2021.
- [16] D. Anguita, A. Ghio, L. Oneto, X. Parra and J.L. Reyes-Ortiz, "A Public Domain Dataset for Human Activity Recognition Using Smartphones", in *Proc. European Symposium on Artificial Neural Networks, Computational Intelligence and Machine Learning, ESANN, Bruges, Belgium*, Apr. 2013.
- [17] J.L. Reyes-Ortiz et al. *Human Activity Recognition Using Smartphones Data Set*. [Online]. Available: <https://archive.ics.uci.edu/ml/datasets/Human+Activity+Recognition+Using+Smartphones>
- [18] M.H. Afzal, V. Renaudin and G. Lachapelle, "Assessment of Indoor Magnetic Field Anomalies using Multiple Magnetometers", *23rd International Technical Meeting of the Satellite Division of the Institute of Navigation*, Portland, OR, Sept. 2010, pp. 525-533.
- [19] Q. Liu et al., "Gazelle: Energy-Efficient Wearable Analysis for Running", *IEEE Transactions on Mobile Computing*, vol. 16, no. 9, pp. 2531-2544, Sept. 2017.

Évaluation en réalité virtuelle du risque de chutes chez les personnes âgées

Gabin Personeni¹, Fabien Clanché^{1,2}, Alexandre Renaux^{1,2}, Frédéric Muhla^{1,2}, Thierry Bastogne^{3,4}, G r me Gauchard^{1,2}

¹EA 3450 DevAH, Université de Lorraine, Faculté de Médecine de Nancy, Laboratoire de Physiologie, 9 Avenue de la Forêt de Haye, CS 50184, 54505 Vandœuvre-lès-Nancy

²Facult  du Sport – U.F.R. S.T.A.P.S., Université de Lorraine, 30 Rue du Jardin Botanique, CS 30156, 54603 Villers-lès-Nancy

³CYBERnano, TELECOM Nancy, 193 Avenue Paul Muller, 54602 Villers-lès-Nancy

⁴CRAN, CRAN UMR 7039, Université de Lorraine, Vandœuvre-lès-Nancy, France
gabin.personeni@univ-lorraine.fr, fabien.clanche@univ-lorraine.fr

Abstract – La chute est la première cause d'accident chez les personnes âgées. Chaque année, elle concerne 1 personne sur 4 chez les plus de 65 ans. Le risque de chute est multifactoriel : ses causes peuvent notamment être motrices, attentionnelles ou cognitives.

Afin de mieux caractériser, comprendre et prédire ce risque de chute, nous proposons aux praticiens une solution technologique fondée sur la réalité virtuelle, permettant de collecter et d'identifier différents indicateurs du risque de chute. Cette solution simple d'utilisation automatise le protocole expérimental et la collecte d'indicateurs, assure la reproductibilité des conditions expérimentales, et immerge le patient dans un environnement réaliste et des situations de la vie courante.

Notre outil, compatible avec des dispositifs de réalité virtuelle grand public, utilise un total de 6 capteurs portés par le patient pour permettre une capture cinématique du corps complet, restitué en temps réel au patient sous la forme d'un avatar virtuel. Ces données cinématiques, rejouable pour le praticien, permettent d'alimenter un processus d'apprentissage numérique.

L'expérimentation place le patient dans 6 situations de test, introduisant progressivement différentes tâches et obstacles afin de tester et de collecter des indicateurs sur ses capacités motrices, attentionnelles et cognitives, permettant des comparaisons inter-patient et inter-condition.

Mots-clés: Chute, motricité, vieillissement, réalité virtuelle

I. INTRODUCTION

La chute est la première cause d'accidents chez les plus de 65 ans: en France, environ un quart des personnes âgées de 65 à 85 ans déclarent chuter chaque année. Ces accidents deviennent plus fréquents avec l'âge; à ce titre, chez les personnes de plus de 80 ans, une personne sur 2 tombera dans l'année [1]. Les chutes sont la conséquence d'une interaction complexe entre les facteurs de risque, et est influencée par des facteurs comme l'âge, les comorbidités, le genre ou le niveau d'études [2, 3]. Ses conséquences peuvent

 tre graves pour les personnes âgées touchées, entraînant fractures, hospitalisations et augmentation de la dépendance, voire l'institutionnalisation. Face à ce risque, près d'un cinquième des 55 à 85 ans déclarent avoir limité leur déplacements par peur de chuter [4].

Pour répondre à ces enjeux, de nombreux tests cliniques on été développés pour évaluer la motricité des patients. Nous proposons ici un outil technologique, utilisant la réalité virtuelle, implémentant des tests inspirés par la littérature, permettant d'évaluer les capacités motrices, mais aussi cognitives ou attentionnelles des patients, en immersion dans un environnement réaliste.

II. L'ÉVALUATION DU RISQUE DE CHUTE

L'évaluation du risque de chute peut être effectuée par les cliniciens à l'aide de différents tests standards. Le test *Timed "Up & Go"* (TUG) est fréquemment utilisé pour évaluer les capacités motrices et le risque de chute des personnes âgées [5]. Il consiste pour le patient en un lever de chaise, suivi d'un aller et retour de 3 mètres avant de revenir s'asseoir. L'ensemble du test est chronométré, permettant ainsi de quantifier la motricité du patient et de prédire un risque de chute quand le patient dépasse un seuil de temps déterminé empiriquement [6, 7].

Le test de Tinetti [8] introduit une variété d'indicateurs qualitatifs de la motricité et de l'équilibre dans des situations similaires à celle du test TUG : se lever d'une chaise, s'asseoir, marcher ou se tenir en équilibre malgré une perturbation. L'aptitude du patient est évaluée par le clinicien sur une échelle ordinale de 0 à 2 pour une vingtaine de critères. La somme des scores de chaque critère est ensuite calculée, fournissant un indicateur numérique des capacités motrices du patient.

Si ces tests sont simples à implémenter dans un contexte clinique, et capables de discriminer des patients

chuteurs ou non-chuteurs, ils présentent plusieurs limites. Premièrement, la passation de ces tests se fait dans un environnement clinique et non-écologique, pouvant influencer le comportement du patient. La passation de tels tests en réalité virtuelle permettrait, d'une part, d'uniformiser les conditions de passation entre les différents patients, d'autre part, d'effectuer les tests dans un environnement valide écologiquement, c'est-à-dire reproduisant au plus proche le contexte dans lequel le patient mobilise ses capacités motrices, cognitives et attentionnelles au quotidien [9, 10]. Ensuite, la qualité et la quantité des indicateurs peut être améliorée : par exemple, des indicateurs tels que ceux recueillis dans le test de Tinetti, comme la hauteur des pas, peuvent être mesurés, ajoutant ainsi une donnée plus précise au jugement « suffisant / insuffisant » du praticien. Ici, l'utilisation de capteurs de mouvement, notamment ceux inclus dans les équipements de réalité virtuelle, peuvent permettre une collecte précise d'indicateurs cinématiques, avec une grande reproductibilité.

Le risque de chute peut être la conséquence de nombreux facteurs résultant de l'interaction du patient avec son environnement. Notamment, une défaillance attentionnelle, cognitive ou motrice, combinée à des perturbations ou distractions issues de l'environnement, peuvent perturber le contrôle moteur du patient, comme illustré en Figure 1, et créer une situation à risque. Afin de mieux tenir compte de ce caractère multifactoriel du risque de chute, certains protocoles de tests évaluent les capacités motrices du patient dans des situations faisant également appel à des capacités manuelles ou cognitives des patients [11, 12]. Il est observé que l'ajout d'une tâche manuelle ou cognitive améliore le pouvoir de discrimination d'un test TUG.

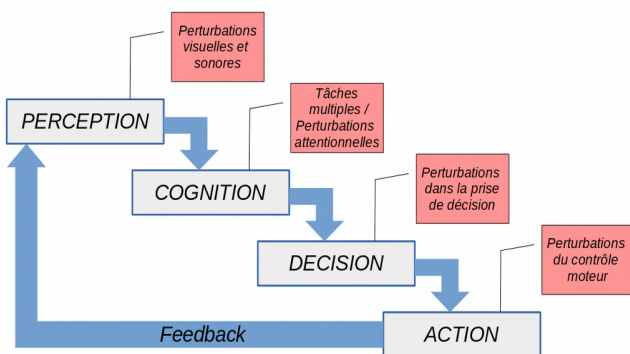


Figure 1. Boucle de contrôleur moteur et ses perturbations

Les difficultés liées à l'environnement dans lequel le patient évolue doivent également être prises en compte : par exemple, trébucher sur un obstacle représente une cause

majeure de chute [13]. La façon de naviguer autour et de franchir un obstacle diffère entre des sujets jeunes ou âgés [14, 15, 16, 17] : par exemple, la hauteur du pied lors du franchissement d'un obstacle est prédictive du risque de chute [18]. Contrairement au test TUG par exemple, ce type de test est plus difficile à réaliser dans un contexte clinique, puisqu'il requiert généralement d'utiliser un équipement de métrologie et un post-traitement des données cinématiques.

Dans le but de mieux caractériser le risque de chute, nous souhaitons proposer un protocole expérimental inspiré des pratiques cliniques et des protocoles de recherche existants, permettant de mieux comprendre et évaluer les multiples facteurs de ce risque de chute. Cette solution utilise les technologies de la réalité virtuelle, est simple d'utilisation, et automatise le protocole expérimental et la collecte d'indicateurs. Cet outil permet également d'assurer la reproductibilité des conditions expérimentales et de la mesure des indicateurs cinématiques, tout en testant le patient dans un ensemble de tâches variées, en immergeant le patient dans un environnement écologique reproduisant des situations de la vie courante.

III. MATÉRIEL ET MÉTHODES

Notre outil d'évaluation propose un protocole de test des capacités motrices, cognitives et attentionnelles, utilisant les technologies de la réalité virtuelle pour impliquer le patient dans un environnement réaliste, reproduisant autant que possible des conditions écologiques pour la passation des tests.

A. Réalité Virtuelle

1) Matériel

Notre outil d'évaluation utilise un dispositif de réalité virtuelle permettant, d'une part, l'immersion du patient dans différentes situations de test, d'autre part, l'acquisition de données cinématiques et des indicateurs de performance dans les différentes tâches. L'application est développée sur le moteur Unity, la rendant compatible avec les systèmes de réalité virtuelle OpenVR disposant de :

- 1 casque de réalité virtuelle (HMD) avec un système permettant la transmission sans fil des données et du flux vidéo ;
- 2 contrôleurs tenus en main, munis d'un bouton permettant à l'utilisateur d'interagir avec les objets dans l'environnement virtuel ;
- 3 traqueurs équipés d'un système de fixation adapté pour les fixer au pieds et au dos du patient. Si nécessaire, notamment lorsque le patient requiert une aide à la marche, un des contrôleurs tenus en main peut être remplacé par un quatrième traqueur fixé au poignet.



Figure 2. Équipements portés par le patient : a. Casque de réalité virtuelle sans fil HTC VIVE Pro ; b. Contrôleurs HTC VIVE ; c. Traqueurs supplémentaires HTC VIVE.

Chacun de ces équipements doivent être dotés de capteurs permettant de situer leur position et rotation dans un espace d'au moins 5 mètres par 2 mètres. En l'occurrence, nous utilisons un casque HTC VIVE avec adaptateur sans fil, 2 contrôleurs standards, et de 3 à 4 traqueurs HTC VIVE, représentés en Figure 2.

2) Environnement virtuel



Figure 3. Environnement de réalité virtuelle : cuisine (en haut), bureau (en bas) utilisé pour les tâches cognitives

L'application reproduit fidèlement l'intérieur d'une maison, comme illustré en Figure 3, dont deux pièces sont utilisées lors de la passation des tests. La première représente une cuisine avec un mobilier en U, délimitant un espace d'environ 5 mètres de long et 2 mètres de large dans lequel le patient peut évoluer. La plupart des tests du protocole se déroulent dans cette partie de l'environnement virtuel. La seconde représente un bureau dans lequel dessins et peintures sont affichés. Cet environnement est utilisé pour la passation des tests impliquant une tâche cognitive et attentionnelle.

L'ensemble des capteurs portés par le patient permet l'immersion totale du patient dans l'environnement. Les capteurs de position et d'orientation du casque de réalité virtuelle assurent la synchronisation du champ visuel avec les mouvements du patient dans l'environnement virtuel. Puisque les déplacements du patient dans l'environnement réel sont reproduits à l'échelle dans l'environnement virtuel, il n'existe aucune dissociation entre la perception visuelle du mouvement et la proprioception, limitant le risque de cinéose [19].

3) Avatar virtuel



Figure 4. Avatars homme/femme dans la position de calibration « I-pose »

Afin de renforcer l'immersion du patient, la posture et les mouvements de son corps, capturés par les différents capteurs, sont restitués en temps réel sous la forme d'un avatar virtuel, parmi une sélection de 6 avatars. L'utilisation d'un avatar pour représenter le patient dans l'environnement virtuel est essentielle afin de réduire les biais liés à l'utilisation de la réalité virtuelle, réduisant la charge mentale de l'utilisateur et augmentant la précision des interactions avec l'environnement virtuel [20, 21, 22]. L'avatar est calibré pour le patient avant la

passation des tests : une fois équipé de l'ensemble des capteurs, il est demandé au patient de se tenir en *I-pose* – debout, le dos droit, pieds parallèles, les bras le long du corps (voir Figure 4) – le temps de la calibration (moins d'une seconde).

Cette calibration permet, premièrement, de lier chacun des capteurs à la partie du corps de l'avatar correspondante : le casque de réalité virtuelle sert de repère pour déterminer l'orientation du patient. Cette donnée, combinée avec la position de chaque capteur, permet de distinguer main gauche/main droite, ainsi que dos/pied gauche/pied droit. L'orientation mesurée par chacun de ces capteurs lors de la calibration est ensuite corrigée : l'orientation de chaque capteur est considérée relativement à son orientation initiale.

Soient $r_{\text{mesurée}}$ l'orientation mesurée d'un capteur à un instant donné, $r_{\text{calibration}}$ son orientation mesurée à la calibration, l'orientation corrigée $r_{\text{corrigée}}$ est donnée par l'équation (1) suivante :

$$r_{\text{corrigée}} = r_{\text{mesurée}} * (r_{\text{calibration}})^{-1} \quad (1)$$

où $r_{\text{mesurée}}$, $r_{\text{calibration}}$ et $r_{\text{corrigée}}$ sont des rotations exprimées sous forme de quaternions. L'équation vérifie notamment que, pour tous les patients, l'orientation corrigée de chaque capteur lors de la calibration en *I-pose* correspond à la rotation identité (*i.e.*, rotation nulle). Cette correction permet d'uniformiser les données cinématiques collectées entre les différentes passations, le positionnement des capteurs n'étant lui-même pas répétable à l'identique d'une expérimentation à l'autre. Seule l'orientation du casque n'est pas corrigée, son positionnement étant considéré fixe d'un patient à un autre, l'orientation mesurée brute est suffisante pour déterminer l'orientation de la tête du patient.

En utilisant ces orientations corrigées, un avatar peut être animé par un algorithme de cinématique inverse [23] humanoïde. Utilisant le capteur dorsal comme racine de l'avatar, l'algorithme calcule l'orientation des différentes articulations du corps de l'avatar de manière à positionner chacune des extrémités de l'avatar (mains, pieds, tête) dans les positions et orientations mesurées par les capteurs correspondants.

B. Conditions de test

Le protocole expérimental est divisé en 7 courts tests dans lesquels il est demandé au patient d'effectuer une ou plusieurs tâches motrices, manuelles ou cognitives. Chacun de ces tests implique de réaliser un aller-retour entre deux lignes marquées au sol dans l'environnement virtuel espacées de 3

mètres, ce parcours pouvant être accompagné d'une ou plusieurs tâches ou perturbations. Cet aller-retour est chronométré automatiquement et séparément pour la phase d'aller, de demi-tour et de retour, permettant la comparaison du temps de parcours étape par étape entre les différentes conditions de test.

Dans chacune des conditions de test, l'ensemble des données cinématiques fournies par les différents capteurs est également enregistré. Ces données correspondent, pour chacune des capteurs à un instant donné, à la position et l'orientation corrigée de ce capteur. La position d'un capteur est exprimée en 3 dimensions relativement aux lignes marquées au sol.

Avant le début de chaque test, des instructions audios pré-enregistrées sont données au patient. Le praticien peut ensuite démarrer le test, après s'être assuré de la bonne compréhension des instructions par le patient, ou lancer une relecture des instructions. Le patient est informé du début de chaque test par un signal sonore, à partir duquel il est chronométré. Le test prend fin automatiquement lorsque l'application détecte que le patient a bien rempli les objectifs de chaque test (retour derrière la ligne de départ, accomplissement des tâches manuelles ou cognitives, etc.).

À la fin du protocole, deux questionnaires sont proposés via l'application afin d'évaluer, d'une part, la peur de chuter chez le patient, et, d'autre part, la qualité subjective de la passation du patient sur le protocole. Le premier questionnaire concernant la peur de chuter est le questionnaire FES-I court [24, 25], traduit en français [26]. Le second questionnaire a uniquement pour but d'évaluer le réalisme de l'environnement virtuel et le confort du patient au cours de l'expérimentation, afin de nous permettre si besoin de faire évoluer notre protocole expérimental et notre application.

Après validation des questionnaires, l'ensemble des données collectées au cours du protocole peuvent être revues par le praticien et le patient. Il est notamment possible de visualiser un replay de la passation de chacun des tests, reconstitué à partir des données cinématiques collectées, ou de visualiser les différents indicateurs collectés dans chacune des conditions de test.

1) Test de référence

Ce premier test vise à évaluer les capacités motrices du patient en l'absence de stimuli particulier ou de tâche supplémentaire. Il est demandé au patient sujet de faire un aller et retour sur une distance de 3 mètres, en franchissant des lignes visibles au sol dans l'environnement de réalité virtuelle.

Les indicateurs collectés au cours de ce test sont :

- Temps du parcours (aller, demi-tour, retour et total) ;

- Longueur, hauteur et durée moyenne et maximum des pas, séparément pour le pied droit et pied gauche.

Afin de quantifier les effets d'habitation à l'environnement virtuel mais aussi la fatigue du patient au cours du protocole, le test de référence est répété une seconde fois après la passation de toutes les autres conditions de test.

2) Test avec tâche manuelle

Ce test vise à évaluer la capacité du patient à réaliser une tâche manuelle simultanément à une tâche motrice, et notamment à quantifier la dégradation de la tâche motrice dans une situation multi-tâches.

La tâche manuelle proposée est inspirée des expériences décrites dans [11, 12], qui ajoute au TUG une tâche consistant à transporter un verre d'eau à ne pas renverser. Dans notre protocole, le patient commence par saisir une tasse sur une étagère située derrière lui. Une fois la tasse saisie, il parcourt 3 mètres pour atteindre une machine à café et y place la tasse qui est automatiquement remplie (voir Figure 5). Le patient fait ensuite demi-tour et parcourt 3 mètres pour revenir à son point de départ avec la tasse remplie.



Figure 5. Réalisation de la tâche manuelle : à gauche, saisie d'une tasse en hauteur avant l'aller; à droite : remplissage de la tasse après l'aller.

Les indicateurs collectés au cours de ce test sont :

- Indicateurs du test de référence ;
- Inclinaison moyenne et maximale de la tasse à l'aller, au demi-tour et au retour.
- Accélération maximale, linéaire et angulaire, appliquée à la tasse.
- Temps passé à regarder la tasse à l'aller, au demi-tour et au retour.

3) Test avec obstacles

Cette condition de test est identique à la condition de référence, à l'exception de 3 obstacles statiques positionnés au sol, que le patient va devoir enjamber ou contourner. Ce test permet d'observer aussi bien la phase d'approche de l'obstacle que le franchissement, notamment comment la marche du patient est affectée à l'approche d'un obstacle, et la marge avec laquelle il est capable de franchir l'obstacle.

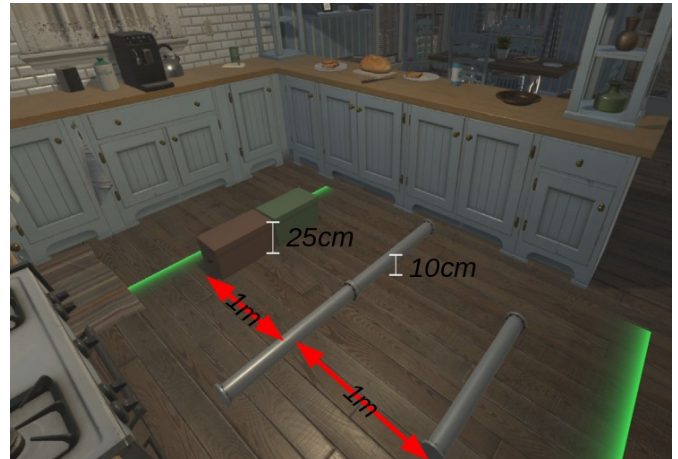


Figure 6. Placement des obstacles sur le parcours

L'expérience décrite dans [27] met en évidence des différences, tant dans la phase d'approche que de franchissement, entre des patients atteints de maladie de Parkinson avec une motricité réduite et un groupe de contrôle. Notamment, les patients avec une motricité réduite ont une marche davantage ralentie pendant l'approche d'un obstacle par rapport aux sujets du groupe contrôle, comparée à une vitesse de marche dans un environnement sans obstacles.

Les 3 obstacles sont statiques et disposés au sol, espacés d'un mètre comme illustré en Figure 6. Le premier obstacle mesure 10cm de hauteur et profondeur avec une largeur d'un mètre. Le second a une hauteur et profondeur identique et une largeur de 2 mètres, obligeant le patient à l'enjamber. Le troisième mesure 25cm de hauteur et profondeur avec un largeur d'un mètre. Ayant constaté que cette taille d'obstacle pouvait poser de grande difficultés aux patients, nous n'avons pas inclus d'obstacle de 25cm impossible à contourner.

Les indicateurs collectés au cours de ce test sont :

- Indicateurs du test de référence ;
- Inclinaison moyenne et maximale de la tasse à l'aller, au demi-tour et au retour.
- Hauteur de franchissement de l'obstacle, au point le plus haut et le plus bas au-dessus de

l'obstacle (h_{max} et h_{min} respectivement, sur la Figure 7), pour chaque pied franchissant l'obstacle.

- Distance du pied au sol à l'obstacle, avant et après franchissement (d_1 et d_2 respectivement, sur la Figure 7), pour chaque pied franchissant l'obstacle.
- Temps passé à regarder chacun des obstacles, à l'aller et au retour.

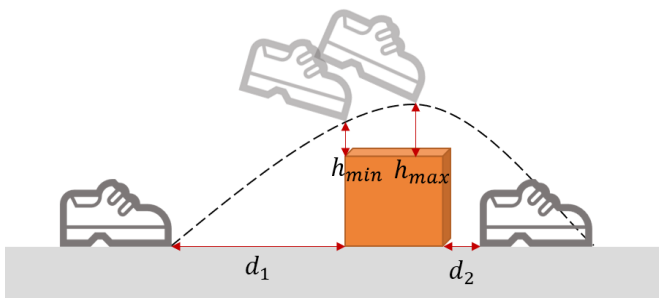


Figure 7. Schéma des indicateurs collectés pour le franchissement d'obstacles par un pied

4) Test avec tâche cognitive et attentionnelle

Ce test prend place dans l'environnement bureau, où 5 copies de 2 types de tableaux (voir Figure 8) sont disposées dans l'environnement à des positions pré-déterminées (voir Figure 9). Avant le début du test, les 2 types de tableaux qui seront présents dans la pièce sont montrés au patient, et il lui est indiqué que 5 tableaux seront présents dans la pièce et visibles sur le trajet de l'aller-retour. Il est demandé au patient de, tout en marchant à un rythme le plus normal possible, déterminer lequel des deux types de tableaux est représenté le plus de fois dans la pièce. Au retour, le patient désigne le tableau dont il a compté le plus d'exemplaires, sans qu'il ne lui soit demandé de donner le nombre exact de ces tableaux.



Figure 8. Les deux différents types de tableaux à compter dans la tâche cognitive et attentionnelle

Les indicateurs collectés au cours de ce test sont :

- Indicateurs du test de référence ;
- Temps passé à regarder chacun des tableaux à compter ;
- Réponse à la tâche cognitive correcte ou non.



Figure 9. Placement des tableaux dans la pièce

5) Tests avec conditions multiples

Les situations de la vie quotidienne peuvent faire intervenir différentes tâches et perturbations de manière simultanées. Par exemple, les personnes âgées peuvent évoluer dans des environnements présentant des obstacles tout en étant distraits par des stimuli dans l'environnement ou en accomplissant une tâche.

Un premier test avec conditions multiples combine la tâche manuelle avec la présence d'obstacles. Le second combine la tâche cognitive avec la présence d'obstacles. Dans ces deux tests sont collectés les indicateurs du test de référence, ainsi que les indicateurs relatifs à chacune des conditions (indicateurs du test avec obstacle et indicateurs du test avec tâche manuelle ou tâche cognitive).

IV. RÉSULTATS

Une étude préliminaire sur des patients âgés et des sujets jeunes ont permis d'évaluer l'adéquation de l'outil à une utilisation en conditions réelles. Les sujets jeunes comme âgés n'ont émis aucune réticence quant à l'utilisation de la réalité virtuelle, ni n'ont exprimé de troubles type cinétose. Cela peut être lié à, d'une part, la bonne synchronisation entre le mouvement réel et la perspective dans l'environnement virtuel, mais aussi d'autre part, à la courte durée de l'expérimentation, soit moins de 15 minutes. Les sujets de cette étude préliminaire ont répondu à un questionnaire IPQ [28] évaluant le sentiment de présence en réalité virtuelle : ils rapportent généralement

une bonne immersion dans l'environnement, qui leur semble suffisamment réaliste.

Les résultats attendus sont, pour les patients à fort risque de chute, des temps de réalisation des différents tests plus longs que pour les patients à faible risque. Notamment, conformément aux résultats présentés dans [11, 12], l'introduction de tâches manuelles et cognitives devraient affecter de manière plus marquée les patients à fort risque de chute. La comparaison de différents indicateurs, par exemple ceux caractérisant la marche (hauteur, longueur, vitesse des pas) peuvent également mettre en avant une difficulté du patient face à une condition de test donnée [27].

La capture d'indicateurs de l'attention visuelle (observation des obstacles, de la tasse en tâche manuelle ou des tableaux en tâche cognitive) pourrait permettre d'évaluer la perception et la capacité du patient à explorer et opérer des prises d'informations ciblées dans l'environnement dans le cadre de la réalisation d'une ou plusieurs tâches. Ces indicateurs peuvent ensuite être comparés aux indicateurs qualifiant la bonne réalisation de la tâche (angle de la tasse en tâche manuelle, marge de franchissement des obstacles, etc.) pour éventuellement distinguer entre une défaillance au niveau moteur ou attentionnel.

L'utilisation d'un questionnaire sur la peur de chuter permet une auto-évaluation par le patient de sa confiance dans ses capacités, qui pourra être comparée aux indicateurs collectés et les enrichir en y apportant une dimension psychologique.

Nous avons déployé cet outil d'évaluation du risque de chute dans un centre de rééducation. Une infrastructure réseau comprenant un serveur de collecte et de stockage des données sécurisé a également été mis en place, en vue d'une étude comprenant des patients chuteurs et non-chuteurs.

V. CONCLUSION

Nous proposons un outil utilisant la réalité virtuelle permettant d'évaluer, à travers une suite de tests immersifs, interactifs et ludiques, différentes capacités du patient dans le cadre d'une analyse multifactorielle de son risque de chute. Les différentes conditions de test permettent en effet une évaluation contextualisée dans un environnement et des situations de la vie quotidienne, des capacités motrices, attentionnelles et cognitives du patient. L'exploitation des indicateurs par les algorithmes d'apprentissage supervisée et leurs interprétations permettront aux professionnels en activité physique adaptée de proposer des exercices qui tiennent compte des besoins spécifiques des patients.

L'outil est simple d'utilisation et compatible avec des systèmes de réalité virtuelle grand public, permettant son usage dans un cadre clinique.

REMERCIEMENTS

Nous remercions la Fondation MAIF qui finance ce projet. Nous remercions également le centre de rééducation OHS Florentin pour leur contribution au développement des protocoles et aux expérimentations préliminaires.

RÉFÉRENCES

- [1] INSERM "Activité physique et prévention des chutes chez les personnes âgées". Paris: Inserm, 2015, pp.71-110.
- [2] J. A. Painter et S. J. Elliott, "Influence of Gender on Falls", *Physical & Occupational Therapy in Geriatrics*, 2009, vol. 27, pp. 387-404.
- [3] J. T. Hanlon, L. R. Landerman, G. G. Fillenbaum et S. Studenski, "Falls in African American and white community-dwelling elderly residents ", *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 2002, vol. 57, pp. 473-478.
- [4] C. Léon et F. Beck, "Les comportements de santé des 55-85 ans analyses du Baromètre santé 2010 ", Inpes éd., 2014.
- [5] D. Podsiadlo et S. Richardson "The timed 'Up & Go': a test of basic functional mobility for frail elderly persons", *Journal of the American Geriatric Society*, 1991, vol. 39, pp. 142-148.
- [6] T. Herman, N. Giladi et J. M. Hausdorff, "Properties of the 'timed up and go' test: more than meets the eye", *Gerontology*, 2011, vol. 57, pp. 203-210.
- [7] R. W. Bohannon, "Reference values for the timed up and go test: a descriptive meta-analysis", *Journal of geriatric physical therapy*, 2006, vol. 29, pp. 64-68.
- [8] M. E. Tinetti, M. Speechleu et S. F. Ginter, "Risk factors for falls among elderly persons living in the community", *New England journal of medicine*, 1988, vol. 319, pp. 1701-1707.
- [9] A. A. Rizzo, M. Schultheis, K. A. Kerns et C. Mateer, "Analysis of assets for virtual reality applications in neuropsychology", *Neuropsychological rehabilitation*, 2004, vol. 14, pp. 207-239.
- [10] T. D. Parsons, "Virtual reality for enhanced ecological validity and experimental control in the clinical, affective and social neurosciences", *Frontiers in human neuroscience*, 2015, vol. 9, p. 660.
- [11] L. Lundin-Olsson, L. Nyberg, et Y. Gustafson, "Attention, frailty, and falls: the effect of a manual task on basic mobility", *Journal of the American Geriatric Society*, 1998, vol. 46, pp. 758-761.
- [12] R. C. Vance, D. G. Healy, R. Galvin, et H. P. French, "Dual tasking with the timed "up & go" test improves detection of risk of falls in people with Parkinson disease", *Physical therapy*, 2015, vol. 95, pp. 95-102.

- [13] S. N. Robinovitch, F. Feldman, Y. Yang, R. Schonnop, P. M. Leung, T. Sarraf, J. Sims-Gould et M. Loughin, "Video capture of the circumstances of falls in elderly people residing in long-term care: an observational study", *The Lancet*, 2013, vol. 381, pp. 47-54.
- [14] M. J. D. Caetano, S. R. Lord, D. Schoene, P. H. S. Pelicioni, D. L. Sturnieks et J. C. Menant, "Age-related changes in gait adaptability in response to unpredictable obstacles and stepping targets", *Gait & posture*, 2016, vol. 46, pp. 35-41.
- [15] H-C. Chen, J. A. Ashton-Miller, N. B. Alexander et A. B. Schultz, "Stepping over obstacles: gait patterns of healthy young and old adults", *Journal of gerontology*, 1991, vol. 46, pp. 196-203.
- [16] F. Pieruccini-Faria et M. Montero-Odasso, "Obstacle Negotiation, Gait Variability, and Risk of Falling: Results From the 'Gait and Brain Study'."., *The Journals of Gerontology*, 2019, vol. 74, pp. 1422-1428.
- [17] F. Pieruccini-Faria, Y. Sarquis-Adamson et M. Montero-Odasso, "Mild cognitive impairment affects obstacle negotiation in older adults: results from 'gait and brain study'."., *Gerontology*, 2019, vol. 65, pp. 164-173.
- [18] D. T. Lai, S. B. Taylor et R. K. Begg, "Prediction of foot clearance parameters as a precursor to forecasting the risk of tripping and falling", *Human movement science*, 2012, vol. 31, pp. 271-283.
- [19] L. J. Hettinger et G. E. Riccio, "Visually induced motion sickness in virtual environments", *Presence : Teleoperators and Virtual Environments*, 1992, vol. 1, pp. 306-310.
- [20] Y. Pan et A. Steed. How foot tracking matters: The impact of an animated self-avatar on interaction, embodiment and presence in shared virtual environments", *Frontiers in Robotics and AI*, 2019, vol. 6, p. 104.
- [21] Steed, A., Y. Pan, F. Zisch et W. Steptoe. "The impact of a self-avatar on cognitive load in immersive virtual reality", *IEEE virtual reality (VR)*, 2016, pp. 67-76.
- [22] B. J. Mohler, S. H. Creem-Regehr, W. B. Thompson et H. H. Bühlhoff, "The effect of viewing a self-avatar on distance judgments in an HMD-based virtual environment", *Presence : Teleoperators and Virtual Environments*, 2010, vol. 19, pp. 230-242.
- [23] D. Tolani, A. Goswami, N. I. Badler, "Real-Time Inverse Kinematics Techniques for Anthropomorphic Limbs", *Graphical Models*, 2000, vol. 62, pp 353-388.
- [24] M. E. Tinetti, D. Richman et L. Powell, "Falls efficacy as a measure of fear of falling", *Journal of gerontology*, 1990, vol. 45, pp. 239-243.
- [25] G. I. J. M. Kempen, L. Yardley, J. C. M. Van Haastregt, G. A. R. Zijlstra, N. Beyer, K. Hauer et C. Todd, "The Short FES-I: a shortened version of the falls efficacy scale-international to assess fear of falling", *Age and ageing*, 2008, vol. 37, pp. 45-50.
- [26] F. Mourey, P. Manckoundia et P. Pfitzenmeyer, "La peur de tomber et ses conséquences: mise au point", *Les cahiers de l'année gérontologique*, 2009, vol. 1, pp. 102-108.
- [27] R. Vitório, F. Pieruccini-Faria, F. Stella, S. Gobbi et L. T. B. Gobbi, "Effects of obstacle height on obstacle crossing in mild Parkinson's disease", *Gait & Posture*, 2010, vol. 31, pp. 143-146.
- [28] T. Schubert, F. Friedmann et H. Regenbrecht, "Igroup Presence Questionnaire (IPQ) overview", 2018.

Toward a person-centred, multidisciplinary method to assess the vulnerability of the elderly

Farah Abdel Khalek^{*†}, Luc Marechal^{*}, Christine Barthod^{*}, Eric Benoit[†], Stephane Perrin[†] and Benoit Godiard[‡]

^{*} SYMME Laboratory, University Savoie Mont Blanc, France

[†] LISTIC Laboratory, University Savoie Mont Blanc, France

[‡] UNESCO Chair Global Health & Education

farah.abdel-khalek@univ-smb.fr

Abstract—Over the last decade, the population ageing has increased considerably, with a growing portion of dependent seniors. In France, the elderly have expressed their willingness to age at home. However, this place is seldom adapted for that purpose and the reasons pushing elderly people to leave home are still not identified in a systemic way. In this paper, we present an evidence-based review of vulnerability determinants and frailty models that could help to improve existing solutions for ageing at home. A person-centred and multidisciplinary approach is presented, inspired by the *International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF)*¹, while going beyond its limitations. This approach will allow us to define the parameters to be measured for an efficient assessment of vulnerability.

Index Terms—Vulnerability, Frailty, Elderly, ICF, Social inequalities, Health Determinants

I. INTRODUCTION

The population ageing in the European Union countries is gradually being observed, as the so called "baby boomers" have become the single largest demographic cohort in their societies. In 2019, the "Concertation Grand Âge" has allowed French citizens to express their wish regarding ageing. Their answers are listed in the Libault report and highlight as the second most mentioned priority: To be able to choose to stay at home freely. However, many obstacles must be removed for this to become a reality. Vulnerability and frailty are multifaceted evolving concepts somehow correlated. Understanding the mechanisms and risk factors for both conditions is still a paramount. Under certain circumstances in the aging population, physiologic and social vulnerability put this group at risk for frailty which is one of the main reasons for leaving home.

In the US, a classification of the *Diagnosis Related Groups (DRGs)*² has been elaborated. It relies on *grouping people with homogeneous medico-economic needs*. The French classification of homogeneous groups of patients is derived from the DRGs system. Therefore, French geriatricians often provide health care focusing on medical grids to assess frailty (e.g., *Fried*) and *take part in medico-economic evaluations* (e.g., *AGGIR*). However, this approach, focused on frailty only, and limited to age, physical and mental impairments, might be too restrictive as opposed to the analysis of vulnerability.

¹ICF

²DRG

From this perspective, the *Dahlgren-Whitehead rainbow model of health determinants* [1], exhibits the importance of socio-economic, cultural and environmental factors. The elderly must be well supported by their surroundings, have a good income and live in an adapted home. They also seek to maintain social relationships outside the confines of their home. Free mobility and activities of daily living (ADLs) are also mandatory, so they can feel completely safe. Regular follow-ups and early management of cognitive disorders and functional limitations are equally important. A deterioration in any of these determinants can expose the elderly to a state of vulnerability.

In this work, we seek to present a set of determinants that helps to understand, design, and implement a person-centred and coordinated method, capable of predicting the vulnerability state of the elderly, thus the probability of leaving their home. The root causes of departure from home in the elderly population must be understood before formulating effective strategies to address them. In this vision, the proposed approach is not just limited to frailty, but also goes deeper into the identification of the underlying variables that are indirectly predictive of vulnerability.

The remainder of this paper is organized as follows. Section II presents the current ageing context and existing solutions for its management. Section III introduces environmental, personal and health conditions determinants to assess the vulnerability. Finally, section IV outlines the work in perspective, including technology integration and ambient intelligence, based on the identified determinants.

II. AGEING BACKGROUND

While institutionalization is not the first choice of the elderly, it has often been adopted as an alternative to cope with the ageing consequences. Therefore, the home is still not considered adequate to address the various forms of vulnerability, because of lacking evaluation strategies and mainly the limits of the implemented solutions.

A. Evaluation Tools

In [2], *Fried et al.* studied the frailty as a medical syndrome represented by a phenotype (prefrail, frail, robust). The identified criteria are weight loss, exhaustion, weakness, slow walking speed and low physical activity. However, this

phenotype has important limitations. On one hand, their vision of frailty is purely functional, not taking into account other pathologies that do not alter biological capacities. On the other hand, the measurement of these 5 criteria in a clinical context, given the constraints of time and space, is seen as stigmatizing.

The national grid *Autonomy Gerontology Groups Iso-Resources (AGGIR)*³ is a tool for assessing the degree of dependency in the completion of the ADL. Individuals are classified into 6 iso-resource groups (IRGs), ranging from a total dependency to a total autonomy. The rationale behind this classification is to set the *Personalized Autonomy Allowance (PAA)*, which makes it financially oriented. Plus, the weighting of the environmental parameters is low in the IRG calculation.

Other operational models have been found in the literature, most of which focus solely on frailty and largely under look the vulnerability aspect, due to the difficulty to assess its diverse and multifactorial manifestations.

B. Existing solutions to cope with vulnerability

In [3,4], the authors addressed the isolation problem. The limitations of such ideas lie in the fact the individualistic culture is difficult to appreciate to get out of the "no stranger in my home" mentality. In [4], digital applications were developed with the aim of bringing people closer to those surrounding them. However, people who connect need to be equipped with digital tools and must be familiar with their usage. Other existing solutions, based on wearable sensors and home automation [4], monitoring systems for home-based pathological resident [5] or focused on assisting the elderly in their ADL [6], fail to consider the multifactorial sides of vulnerability in a systematic way. Most of them are also perceived by the elderly as stigmatizing.

III. PERSON-CENTRED VULNERABILITY-BASED APPROACH

The purpose of our approach is to design an adequate method capable of synthesizing the multiple facets of vulnerability. For this aim, we focus on identifying the determinants that set up a coherent view of different health perspectives: *medical, personal and environmental*.

A. ICF-inspired approach

The *ICF* was initially elaborated based on the *rainbow model*. It belongs to the *WHO's* International Classifications. *ICF* has shifted from a classification of "disease consequences" to a classification of "health components". This model might be called biopsychosocial. It is no longer limited to the functional deficiencies of the body. On the contrary, disability and functioning are viewed as outcomes of interactions between health conditions and contextual factors. Of the latter, environmental and personal factors are carried out.

³AGGIR Grid

B. Objectification in an accustomed environment

Among all the determinants included in the *ICF*, we have selected, from evidence-based literature, the ones which were found to be significant for leaving the habitat. This way, the determinants unrelated to this aim are not addressed, making our approach lighter while preserving its efficiency. Additional vulnerability determinants from other studies were included as their relevance has been demonstrated. All identified vulnerability determinants are consolidated in Figure 1.

1) *Personal Determinants*: For a person-centred evaluation, demographic factors are considered, in addition to socio-economic ones. The family and financial environment as well as consumption patterns and sexual interests can also significantly influence the behaviour of older people. In addition, with a closer look on the person's life path, disturbing events may be identified to be responsible of deep behavior changes.

2) *Environmental Determinants*: Being a home owner and extremely attached to the past memories limits the chance of leaving, while living in a temporary home increases it. Moreover, the disability to accomplish the ADL and the Instrumental ADL (IADL) is a major factor that pushes the elderly to take the decision of leaving. However, social support or the presence of a caregiver can defer or even eliminate this decision. The burden expressed by the helper should be considered, as it reflects the health state of the elderly. The geographic location for staying is also critical.

3) *Health Condition Determinants*: Along with the frailty characteristics defined by *Fried et al.*, the hospitalization history, pathologies, sensory and memory disorders, balance loss and pain are significant in the vulnerability assessment.

Beside the listed determinants extracted from the *ICF*, determinants not considered to be major are therefore studied in order to better understand the strategies used in the choice to leave the home. This approach leads us to explore the elements that control the process of disengagement [24]. This process requires the elderly person to adapt their life course in order to maintain their identity despite the social and biological complications.

From this chart, a set of useful parameters can be determined and continuously monitored, in a non-stigmatizing environment. This monitoring can be carried out by existing sensors. In fact, if some criteria are not measurable, but have an impact on others, the quantification could then be done on the latter. Therefore, an objective and reliable vulnerability measurement of the person could be obtained, allowing to propose early corrective activities.

IV. CONCLUSION AND PERSPECTIVES

In this work, we have thoroughly prepared a list of the vulnerability determinants in the elderly population. The uniqueness of our approach relies in the fact that these determinants are multidisciplinary. In other words, vulnerability is not seen only as a medical or biological deficit, but rather as an accumulation of environmental, medical and personal factors. Most of the identified determinants are extracted from literature and proved to be predictive of home leaving. The proposed

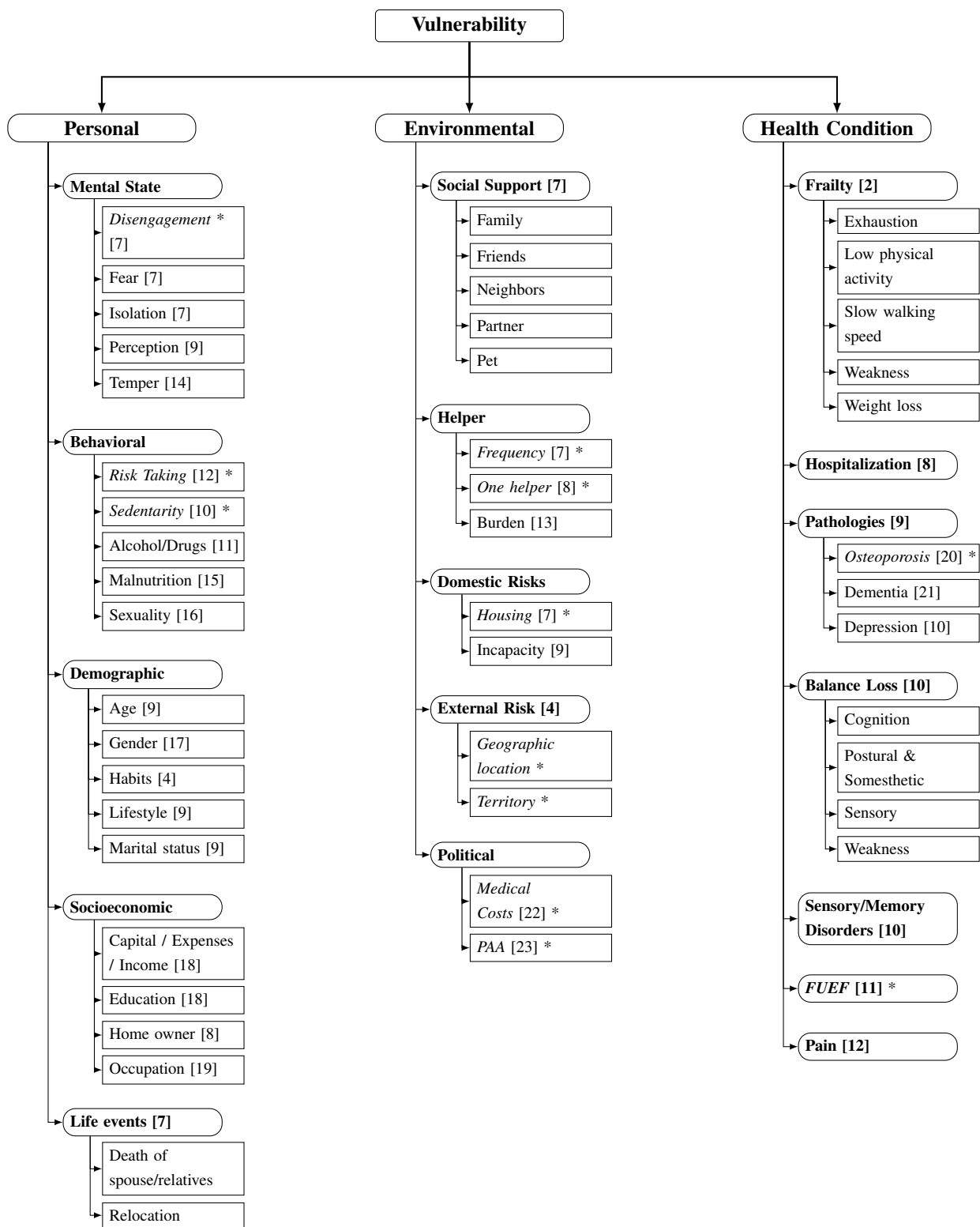


Fig. 1. Relevant vulnerability determinants derived from ICF or from other literature sources (*)

approach evolves from a group perception of vulnerability to that of an individual, taking into account his own life trajectory and making it more adapted to the heterogeneous ageing of the population. We seek to define measurable parameters that will make it possible to quantify each of the identified determinants. Therefore, assessing and monitoring their evolution can be done via ambient or even portable sensors. The collected data will be treated through *Artificial Intelligence (AI)* techniques for making early decisions.

V. ACKNOWLEDGEMENTS

This work was funded by a grant from the company SOMFY and Conseil Savoie Mont Blanc.

REFERENCES

- [1] G. Dahlgren and M. Whitehead, "Tackling inequalities in health: what can we learn from what has been tried." Working paper prepared for the king's fund international seminar on tackling . . . , 1993.
- [2] L. P. Fried *et al.*, "Frailty in older adults: evidence for a phenotype," *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, vol. 56, no. 3, pp. M146–M157, 2001.
- [3] S. Némoz, "Le devenir de l'habitat intergénérationnel: une revisite socio-anthropologique," *Gérontologie et société*, vol. 39, no. 1, pp. 207–220, 2017.
- [4] V. Chatel, "Nous ne voulons pas vieillir seuls !" Tech. Rep., 2020 (Accessed on 01.03.2021). [Online]. Available: www.cairn.info/nous-ne-voulons-pas-vieillir-seuls--9782749265957.htm
- [5] G. Amici *et al.*, "Pilot health technology assessment study: organizational and economic impact of remote monitoring system for home automated peritoneal dialysis," *Int. Urol. Nephro.*, pp. 1–8, 2021.
- [6] E. Martinez-Martín, F. Escalona, and M. Cazorla, "Socially assistive robots for older adults and people with autism: An overview," *Electronics*, vol. 9, no. 2, p. 367, 2020.
- [7] J. Mantovani, C. Rolland, and S. Andrieu, "Etude sociologique sur les conditions d'entrée en institution des personnes âgées et les limites du maintien à domicile," 2008.
- [8] L. G. Branch and A. M. Jette, "A prospective study of long-term care institutionalization among the aged." *Am J Public Health*, vol. 72, no. 12, pp. 1373–1379, 1982.
- [9] E. A. Miller and W. G. Weissert, "Predicting elderly people's risk for nursing home placement, hospitalization, functional impairment, and mortality: a synthesis," *Medical care research and review*, vol. 57, no. 3, pp. 259–297, 2000.
- [10] P. Dargent-Molina and B. Cassou, "Prévention des chutes chez les personnes âgées de plus de 75 ans vivant à leur domicile: analyse des interventions efficaces et perspectives de santé publique," *Bull Epidémiol Hebd.*, 16, vol. 17, pp. 336–43, 2017.
- [11] B. Thélot, L. Lasbeur, and G. Pédrone, "La surveillance épidémiologique des chutes chez les personnes âgées," *Bull Epidémiol Hebd.*, vol. 3, pp. 16–17, 2017.
- [12] C. Pigué, M. Droz-Mendelzweig, and M. G. Bedin, "Vivre et vieillir à domicile, entre risques vitaux et menaces existentielles," *Gérontologie et société*, vol. 39, no. 1, pp. 93–106, 2017.
- [13] L. J. Brown, J. F. Potter, and B. G. Foster, "Caregiver burden should be evaluated during geriatric assessment," *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 38, no. 4, pp. 455–460, 1990.
- [14] D. M. Jones, X. Song, and K. Rockwood, "Operationalizing a frailty index from a standardized comprehensive geriatric assessment," *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 52, no. 11, pp. 1929–1933, 2004.
- [15] P. Sultan, M. A. Hamilton, and G. L. Ackland, "Preoperative muscle weakness as defined by handgrip strength and postoperative outcomes: a systematic review," *BMC anesthesiology*, vol. 12, no. 1, p. 1, 2012.
- [16] PGI, "Grille fragile," https://www.departement06.fr/documents/A-votre-service/Solidarite-Social/seniors/conference-financeurs/maj-10-03-16/7_la_grille_fragire.pdf.
- [17] A. Perrine, C. Le Cossec, C. Fuhrman, N. Beltzer, and L. Carcaillon-Bentata, "Fragilité et multimorbidité: peut-on utiliser les grandes enquêtes françaises en population pour la production de ces indicateurs? analyse des données d'espis 2012 et hsm 2008," *Bull Epidémiol Hebd.*, pp. 16–17, 2017.
- [18] M. Myck, M. Najsztab, and M. Oczkowska, "La santé des personnes âgées selon le niveau socio-économique: évolutions au fil des générations?" *Retraite et société*, no. 1, pp. 17–39, 2019.
- [19] S. Renaut, "Vieillir en couple, rôle du conjoint aidant et (non-) recours aux professionnels," *Gerontologie et société*, vol. 42, no. 1, pp. 117–132, 2020.
- [20] P. Lang, "Quels marqueurs de fragilité pour quelles mesures?" *La fragilité des personnes âgées: définitions, controverses, et perspectives d'action.*, pp. 67–82, 2013.
- [21] A. Atramont, I. Bourdel-Marchasson, D. Bonnet-Zamponi, I. Tangre, A. Fagot-Campagna, and P. Tuppin, "Résidents admis en ehpad au cours du premier trimestre 2013: pathologies prises en charge, traitements et hospitalisations l'année suivante," *Bull Epidémiol Hebd.*, pp. 16–17, 2017.
- [22] "Vieillir en couple, rôle du conjoint aidant et non-recours aux professionnels," Tech. Rep., 2020 (Accessed on 01.03.2021). [Online]. Available: <https://www.cairn.info/revue-gerontologie-et-societe-2020-1-page-117.htm>
- [23] A. Carrère, "Vivre à domicile ou en institution: quels sont les déterminants de la prise en charge de la perte d'autonomie des personnes âgées?" *Regards*, no. 1, pp. 127–139, 2020.
- [24] A. Meidani and S. Cavalli, "Vivre le vieillir : autour du concept de déprise," *Géront. et Soc.*, vol. 40, 2018.

Development of a wearable framework for the assessment of a mechanical-based indicator of falling risk in the field.

Helene Pillet¹, Bruno Watier²

¹ Arts et Métiers, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Paris, France

² LAAS-CNRS, Université de Toulouse, CNRS, UPS, Toulouse, France

Email: helene.pillet@ensam.eu

Abstract –

This paper presents both normative thresholds of the distance of the Body Center of Mass (BCoM) to the Minimal Moment Axis (MMA) during able-bodied level walking that can be used as a proxy of whole-body angular momentum variations to characterize the instability of gait and a wearable framework to assess this indicator in the field. The results are based on experimental analysis of the gait of able-bodied subject from a motion capture system and on a preliminary comparison of wearable-based against optoelectronic-based assessment of gait instability in one asymptomatic subject and one person with transfemoral amputation.

Keywords: locomotion, gait instability, wearable sensors, falling risk

I. INTRODUCTION

Quantifying the instability of gait is of crucial importance for the monitoring of falling risk. In the literature, variation of the whole-body angular momentum has been identified as a good mechanical candidate to this aim, but its interpretation can be a bit challenging in a clinical context [1]. In the same time, the ability to compute such indicator in the field is also essential for its implementation in relevant wearable monitoring tools of the actual risk of falling. Thus, there is a need for visual indicator of the mechanics of gait that can be interpreted and understood by clinicians and patients. Contrary to whole body angular momentum, the distance of the Body Center of Mass (BCoM) to the Minimal Moment Axis (MMA) referred hereafter as $d_{BCoM-MMA}$ appears as an alternative easy to represent and accessible in the field [2,3].

The 3D kinetics of the BCoM are usually acquired with either force plates or the combination of inertial models and optical motion capture system (OMCS), generally not available in clinical routine (cost, set-up time, ...). Therefore, the use of magneto-inertial measurement units (MIMUs) has been proposed as a wearable alternative for the estimation of BCoM-derived parameters. Shahabpoor et al. proposed a method to select a reduced number of MIMUs for the estimation of vertical BCoM acceleration [4]. This method has

been recently extended and validated considering the 3D nature of BCoM movement to obtain accurate 3D BCoM acceleration of one person with transfemoral amputation [5].

The aim of the present abstract is (i) to give the normative thresholds of $d_{BCoM-MMA}$ associated to able-bodied level walking (ii) to describe a framework that could be used to assess $d_{BCoM-MMA}$ from fully wearable sensors and to present bottlenecks that still have to be overcome for the final implementation of this framework.

II. DISTANCE OF THE MINIMAL MOMENT AXIS TO THE BODY CENTER OF MASS AS A PROXY OF WHOLE BODY ANGULAR MOMENTUM VARIATIONS DURING LOCOMOTION

A. Theoretical background

1) Minimal Moment Axis

Contact mechanical actions can be represented at any point A , by a force \mathbf{F} and a moment \mathbf{M}_A . \mathbf{F} and \mathbf{M}_A define a moment field that can be expressed at any point B as:

$$\mathbf{M}_B = \mathbf{M}_A + \mathbf{F} \times \mathbf{P}_{(A,B)} \quad (1)$$

where $\mathbf{P}_{(A,B)}$ is the position of B with respect to A .

There exists one axis called the Minimal Moment Axis (MMA) such that, at each point of this axis, the moment is collinear to \mathbf{F} [6].

Assume that point $Q \in MMA$.

MMA is computed as in [7]:

$$\forall B \text{ in space}, \forall Q \in MMA, \mathbf{P}_{(B,Q)} = \frac{\mathbf{F} \times \mathbf{M}_B}{\|\mathbf{F}\|^2} + \lambda \mathbf{F}, \lambda \in \mathbb{R}. \quad (2)$$

2) External mechanical actions during gait

Considering the contact mechanical actions between the foot and the ground during gait and if we now assume that B is the BCoM

$$\forall Q \in MMA, \mathbf{P}_{(BCoM,Q)} = \frac{\mathbf{F} \times \mathbf{M}_{BCoM}}{\|\mathbf{F}\|^2} + \lambda \mathbf{F}, \lambda \in \mathbb{R}. \quad (3)$$

When $\lambda = 0$, Q is the orthogonal projection of the COM onto MMA , and the distance $\|\mathbf{P}_{(BCoM,Q)}\|$ is the minimal distance between MMA and the BCoM. The vector $\mathbf{P}_{(BCoM,Q)}$ will be called $d_{BCoM-MMA}$ hereafter:

$$d_{BCoM-MMA} = \frac{\mathbf{F} \times \mathbf{M}_{BCoM}}{\|\mathbf{F}\|^2} \quad (4)$$

From equation (4), we compute the Euclidian norm of the distance from BCoM position and force platform data:

$$d_{COM-MMA} = \|d_{COM-MMA}\| = \frac{\|\mathbf{F} \times \mathbf{M}_{COM}\|}{\|\mathbf{F}\|^2} \quad (5)$$

Interestingly, it can be noted that this distance can also be linked to the angular momentum at the BCoM by considering the relation : $\dot{\mathbf{h}}_{BCoM} = \mathbf{M}_{BCoM}$ where $\dot{\mathbf{h}}_{BCoM}$ is the derivative of the angular momentum. Thus:

$$\|d_{COM-MMA}\| = \frac{\|\mathbf{h}_{COM}\| \cdot |\sin \theta|}{\|\mathbf{F}\|} \quad (6)$$

With θ is the angle between \mathbf{F} and $\dot{\mathbf{h}}_{COM}$.

B. Material and Methods

1) Experimental procedure

The study, under approval of the ethics committee, included 11 able-bodied volunteers. Each volunteer was equipped with 47 retro-reflective skin markers tracked at 200 Hz using a 13 T10 Vicon system (Oxford Metrics, UK). Ground reaction forces and moments (GRF) were simultaneously measured at 2000 Hz by three force plates (AMTI, USA) and filtered with a 4th order Butterworth low-pass filter with a 15 Hz cutoff frequency. Each subject performed several trials at self-selected walking velocity.

2) Data treatment

From GRF, the MMA along which the moment of the external contact forces is minimal was obtained. 3D BCoM position was determined from a regression method. The vector between the BCoM and its projection on the MMA was computed at each instant of time (4), the norm of this vector $d_{BCoM-MMA}$ and its components in the global reference frame denoted as d_{ML}, d_{AP}, d_V on the Medio-Lateral, Anterior-Posterior and Vertical axes respectively.

C. Normative thresholds of the distance of the Minimal Moment Axis to the body Center Of Mass during able bodied gait

The results confirm that the components of the vector between the BCoM and its projection on the MMA remains low for able-bodied subjects walking on level ground (Table 1). The pattern of $d_{BCoM-MMA}$ (Figure 1) also shows that the norm increases at the end of the single support phase.

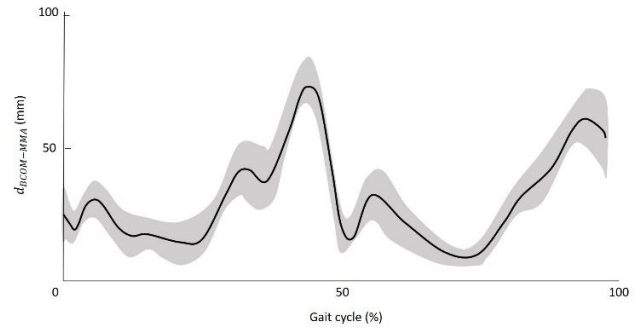


Figure 1: Evolution of $d_{BCoM-MMA}$ over a gait cycle (average and corridor +/-1 standard deviation for the 11 participants)

Table 1: Average and standard deviation for the 11 participants of the ranges of d_{ML}, d_{AP}, d_V and $d_{BCoM-MMA}$ in mm

Range (mm)	d_{AP}	d_{ML}	d_V	$d_{BCoM-MMA}$
Average	42	101	7	70
Standard deviation	14	14	2	9

III. WEARABLE FRAMEWORK AND PRELIMINARY RESULTS

A. Framework overview

The developed framework is based on the methodology described by Simonetti et al. [5] to obtain the 3D acceleration of the BCoM. Briefly three steps are necessary: *i*) computing the 3D acceleration of each segment's center of mass (sCoM) from MIMUs data, *ii*) merging sCoM accelerations in a consistent common global frame \mathbf{R}_G , and *iii*) estimating the 3D BCoM acceleration from a weighted average of selected sCoM accelerations. Adapting the approach from Shahabpoor et al. [4], the trunk, pelvis, thighs and feet were identified as the major contributors in 3D BCoM acceleration in both able-bodied and people with amputation. Therefore, 6 MIMUs, manually aligned with the longitudinal axes of the segments, are adopted. For further details, the reader can refer to Simonetti et al. [5]. From the computation of 3D BCoM acceleration, 3D BCoM velocity and position can be retrieved from an integration process assuming integration constants. The feasibility of such approach has already been demonstrated from force plates data [8]. To determine the distance of the Minimal Moment Axis to the body Center Of Mass, an estimation of the center of pressure would be useful and could be provided by wearable insoles.

B. Framework implementation

1) Experimental protocol

One male individual with transfemoral amputation (mass: 83 kg, stature: 1.69 m) and one female able-bodied subject (mass:

56 kg, stature: 1.69m) gave their written informed consent to participate in the study. They were instrumented with a full-body marker set [3] and 6 MIMUs (Xsens, 100 Hz) on the feet, thighs, pelvis, and trunk, each mounted on a 3D-printed plastic support with housings for 4 reflective markers. An OMCS (VICON, 200 Hz) recorded the markers' positions while 4 photographs (front, back, both sides) were taken. Then, starting from a static standing posture, the participant walked at self-selected speed along an 8 m pathway, with 3 force plates (AMTI, 1000 Hz) in the middle. Synchronization between instruments was achieved by a trigger signal. Only trials with three successive foot contacts on the force plates (i.e. a complete stride), were considered for further analysis.

2) Preliminary data processing

Data were filtered using a zero-phase 4th-order Butterworth filter (cut-off frequencies identified using a trial-and-error approach: 5 Hz markers and MIMUs, 10 Hz force plates). Reference BCoM acceleration was computed from force plates' signals.

C. Preliminary results and discussion

High consistency between reference and MIMU 3D BCoM acceleration patterns can be observed (Figure 2).

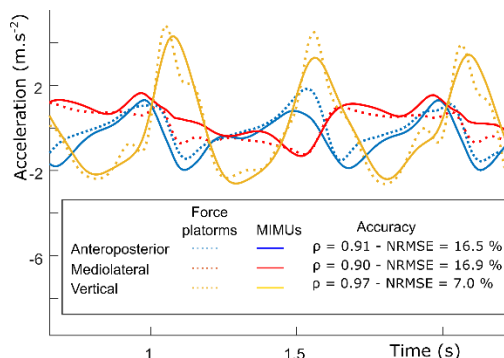


Figure 2: BCoM acceleration obtained with force plates (dotted lines) and MIMUs (straight lines).

IV. CONCLUSION AND PERSPECTIVES

The present article gives two important results. First, reference values of the distance of the Body Center of Mass (BCoM) to the Minimal Moment Axis (MMA) during able-bodied gait are computed and constitute the normative thresholds that could be used to characterize pathological or instable gait. Second, the potential of a fully wearable framework has been demonstrated based on a preliminary experiment with two individuals that revealed very

encouraging results for the assessment of 3D BCoM acceleration.

Next steps include the obtention of BCoM trajectory and the synchronization with pressure insoles to estimate the position of the Minimal Moment Axis. The accuracy of these parameters remains to be investigated.

ACKNOWLEDGMENT

This work was supported by the national research agency (ANR), through the projects: ANR-HOBIS [18CE27- 0010] and ANR-COBOT [18CE10 - 0003] and by the Fondation de l'Avenir (grant number AP-RM-20-001)

REFERENCES

- [1] M. Popovic, A. Hofmann, H. Herr, Angular Momentum Regulation during Human Walking: Biomechanics and Control, Robot. Autom. Proceedings. ICRA'04. IEEE Int. Conf. (2004) 2405–2411.
- [2] F. Bailly, J. Carpentier, P. Soueres, B. Watier, A human-inspired mechanical criterion for multi-contact locomotion in humanoids To cite this version : A human-inspired mechanical criterion for multi-contact locomotion in humanoids, (2017). <https://doi.org/10.13140/RG.2.2.16869.91367>.
- [3] N. Al-Abiad, H. Pillet, B. Watier, A Mechanical Descriptor of Instability in Human Locomotion : Experimental Findings in Control Subjects and People with Transfemoral Amputation, Appl. Sci. 10 (2020) 1–12. <https://doi.org/10.3390/app10030840>.
- [4] E. Shahabpoor, A. Pavic, Estimation of vertical walking ground reaction force in real-life environments using single IMU sensor, J. Biomech. 79 (2018) 181–190. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.08.015>.
- [5] E. Simonetti, E. Bergamini, J. Bascou, G. Vannozzi, H. Pillet, Development of a wearable framework for body center of mass acceleration assessment in people with transfemoral amputation, Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin. (accepted) (2020). <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1816294>.
- [6] T. Shimba, AN ESTIMATION OF CENTER OF GRAVITY fr., (1983).
- [7] F.F. Bailly, J. Carpentier, B. Pinet, P. Souères, B. Watier, P. Soueres, B. Watier, A Mechanical Descriptor of Human Locomotion and its Application to Multi-Contact Walking in Humanoids, Proc. IEEE RAS EMBS Int. Conf. Biomed. Robot. Biomechatronics. 2018-August (2018) 350–356. <https://doi.org/10.1109/BIOROB.2018.8488125>.
- [8] M.W. Whittle, Three-dimensional motion of the center of gravity of the body during walking, Hum. Mov. Sci. 16 (1997) 347–355. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(96\)00052-8](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(96)00052-8).

Catheter tracking using a Convolutional Neural Network for decreasing Interventional Radiology X-ray exposure

Jesus Zegarra Flores¹, Gautier Pialla¹, Jean Pierre Radoux¹

¹ Capgemini Engineering (Altran part of Capgemini), 950 Bd Sébastien Brant, 67400 Illkirch-Graffenstaden, France
jesus.zegarraflores@altran.com

Abstract - Although the many advantages of Interventional Radiology not only being a minimally invasive surgery but also providing minimal risk of infection for the patient, this procedure could cause serious damage (radio dermatitis) to the patient and surgeons if exposed for long periods to the X-ray radiation. Some medical solutions have been found, but need the installation of extra equipment in the operating room. The aim of the Medic@ team is to reduce the doses of X-rays using sensors integrated into the catheter to reconstruct images without the need of continuous imaging. To do that, accurate and reliable information on the position of the catheter is required to correct the drift of the catheter's sensors. The use of artificial intelligence with a U-Net convolutional neural network is a possible solution for detecting the entire catheter (body and head) and for obtaining precise coordinates. We have used synthetic data to generate training datasets and videos that simulate real-world operations because we only have low quantity of data. In this article, we will show our first results using U-net trained on synthetic data, the generalization of its results on real data and the impact of different kinds of noises on the results.

Keywords: U net, Segmentation, Synthetic Data, Catheter, X-rays, Interventional Radiology.

I. INTRODUCTION

An Interventional Radiology procedure is a minimally invasive operation in which the surgeon is guided by real time imaging called scopy. Depending on the intervention, the scopy used can be fluoroscopy, scanner (X-rays), echography (ultrasound) or MRI (magnetic resonance) providing between 2 and 30 images per second. The advantage of this procedure is that as the incisions needed are small, it reduces the pain, the risk of infection, and the recovery time for the patient.

Using X-rays may result in skin burns or cancer if the exposure is prolonged or if the dose is too high. This also limits the number of interventions for the practitioner to avoid over exposure. Some cases where found in France, where the ASN (Nuclear Safety Authority) was informed of the appearance of

radio dermatitis on a patient following an interventional vascular radiology [1]. Other serious consequences for the patient after high radiation could be alopecia and even radio necrosis, which were observed in a patient who undertook long and complex operations [2]. To avoid overexposure, Filgueiras-Rama D et al. have been working and testing medical equipment using magnets to control a catheter from an external cabin [3].

The objective of our work is to reduce the amount of X-rays by reducing the frequency of acquisition of the imager without losing good quality and without adding extra-large equipment on the operating room. To this end, we work on several aspects: adding sensors to the medical instruments, modeling of the instruments and the blood vessels, image segmentation on X ray images and data fusion to display real time extra information to the practitioners.

In this article, we will talk about catheter segmentation in X-rays images using supervised learning and U-Net [4] neural network architecture. Segmentation in scopy images is necessary in order to know the exact position of the catheter in the images and its movements to couple to the other parts of the project (for example, orientation of the catheter detected by sensors).

Previous work of our team included the use of classical image processing algorithms (SURF descriptors, Haar filter for the detection of catheter's orientation followed by kalman filter for the detection of the body of catheters) with no good results, especially in the detection of the tip of the catheter.

We have chosen U-Net architecture because it has good results in the detection of eye's vessels and retinal diseases [5], we think that the shape of vessels are closer to the shape of catheters to have accurate results. Future work will include the use of other kinds of Convolutional neural networks in order to compare to U-net results.

U-net models need many images along with the ground truth of the segmentation to be trained on. Medical images are sensitive, often protected and hard to access. Moreover, to obtain ground truths, surgeons must perform the segmentation by hand which is time consuming and cost expensive. We only possess a few annotated images thus making it impossible to

train properly a deep learning model. Instead, we work on a way to generate synthetic images to overcome this lack of data. Our model is first trained on this synthetic data, then validated using our real images.

In the second part, we will talk about our methodology used to create synthetic images of catheter and video with different kinds of blurs to make them realistic. In the third part, we will talk about the U-Net model and how we trained it on synthetic data. In the fourth part, we will present our results for validating our model and robustness on blurry images. We will finish this article with the conclusions and perspectives of the project.

II. SYNTHETIC DATA

A. Generation of Synthetic data

When training a convolutional network model, one of the first question coming is about the quantity and the quality of the data we have. In our case, the only images we got were taken from a small video given by the INRIA (Mimesis team), French Research Institute. The video represents an operation, using interventional radiology, of a pig, and provided us 200 frames.

At first we can observe the insertion of a catheter and few moments later, the insertion of contrast product. These procedures, made on pigs, are sometimes performed to train students in surgery because of the similarities between the pig and the human body.

Because of the lack of data, and the difficulties to obtain real images (acquiring the pictures, anonymization, segmentation by hand ...), we decided to start making our own synthetic dataset.

Using deep learning, we could have used methods like Variational Auto-Encoders or Generative Adversarial neural Networks to create realistic catheter images. However, even with those methods, we still would not have had the corresponding masks to train a segmentation model. The first advantage of creating synthetic data was to create at the same time, the image and its corresponding mask. The procedure we used can be split into two parts. The first one consists of using images as backgrounds, and the second one of drawing a catheter on them.

In order for our model to perform correctly on our video and later, on real images, we decided to use the open source NIH Chest X-Ray dataset as background images. This dataset is one of the largest publicly available chest X-rays dataset, and thus seemed relevant to provide enough high quality images. We selected manually 400 pictures and extracted for each image, two non-overlapping patches of 512x512 pixels. This provided us 800 different chest X-ray images in grayscales.

In a second part, to draw realistic shapes of catheters, we used B-Splines as suggested by Pierre Ambrosini et al. [6]. The B-splines we used were constructed using four control points. The first one corresponds at a random point at the bottom of the

picture. All the other ones were taken at random inside the image. The interpolation was made using the Scipy interpolate module. In order to keep proper tones of gray for the catheter, we took the pixel value at random between 0.85 and 0.9 of the pixel intensity of the background image. This process keeps a transparency for the catheter. In figure 1, we can see an example of synthetic data and mask. The synthetic data for training was calibrated using the same histogram of images from the real video from the pig.

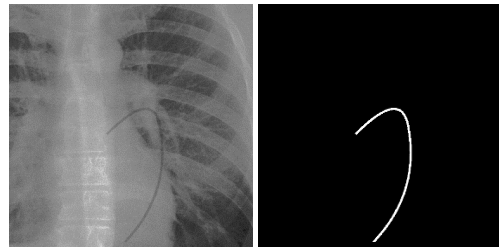


Figure 1. On the left an example a synthetic data and on the right the corresponding mask.

B. Working with movies

The goal of this project is to provide real time segmentation during operations in order to help the surgeon and the medical staff. We can see in figure 2 a chart of the different steps involved for each prediction.

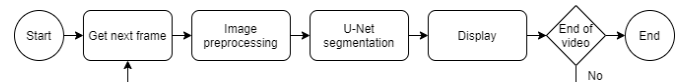


Figure 2. Steps for the segmentation of a video

Modern medical imaging system such as X-rays can provide up to 20 images per second. Because the U-Net model is not computationally expensive, we can easily predict more than 20 images per second using a standard GPU. We tested it on a RTX 2070, with 20.16 predictions per seconds.

The main difference between real footage and static images, as observed in the movie of the pig, is that real time imaging contains deformations. The deformations we observed were mostly due to the breathing of the patient. Indeed, the catheter in an artery can be shifted by the movement of the lungs producing different kinds of deformations. In figure 3, we can observe two frames extracted from our video, where catheter appears blurry on the middle and on the right a frame on which the catheters tip appears double. In order to mimic those kind of deformations in our dataset, we added Gaussian blur and motion

blur that can reproduce the kind of “doubling” situation (Figure 4).



Figure 3. Left image, a clear catheter in an X-Ray image. On the middle, the catheter is blurry. On the right image, the tip of the catheter appears double.



Figure 4. From left to right, crop of synthetic catheter image, same image with vertical motion blur, same image with horizontal motion blur. Both motion blurs have a kernel size of 10.

In the same way we created a static synthetic dataset, we also created synthetic videos. In order to approximate the breathing movement, we used a sinusoid function. We observed in our video breathing periods of 4 seconds with 4 seconds without any breathing in between. Moreover, the maximal translation observed on the y-axis was 20 pixels. We translated the catheter by this function, thus obtaining a catheter moving through time. In order to mimic the insertion made by a surgeon, we interpolated the catheter through time using a similar sinusoid function (Figure 5).

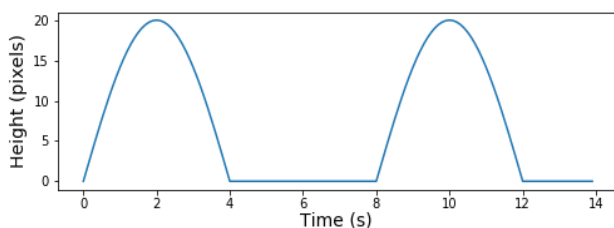


Figure 5. Breathing movement using a sinusoidal function.

III. U NET TRAINING

U-Net architecture is a convolutional auto-encoder architecture used for biomedical image segmentation. We tested several models of U-Net architecture (Stack U-Net [7]) but here we will only consider the vanilla U-Net.

Adam is one of the most used optimizers in the state of the art, so we used it with default parameters $\alpha=0.9$, $\beta=0.999$, $\text{momentum}=0.9$ and with a learning rate equals to $1e-4$.

All models were trained using the cross entropy loss function and validated using K-Fold cross validation with both Binary Cross Entropy and Dice Loss. For the validation we choose $K=5$ in order to have 80% of the data for the training and 20% for the validation.

IV. RESULTS

When training U-Net on the dataset previously generated we obtained the following results for validation (see Table I):

TABLE I.

Metric	Value
Binary Cross Entropy	0.0448
Dice Loss	0.9849

When testing with real images, we observed that the model trained on synthetic data could also generalize on our real images. Because we only have few real frames to tests, we could not measure accurately the model performances on this video. Nevertheless, on average, we detected the head of the catheter with a precision of 3.1 pixels using Euclidean distances. Here below, an example of a real frame along with its segmentation (Figure 6). We consider that one reason why part of the catheter is not detected (green part in figure 6, on the right) is that, the real catheter (figure 6, on the left) in this part is strongly noisy.

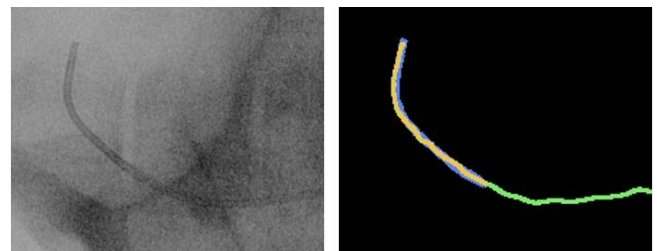


Figure 6. On the left, part of a frame. On the right, result of segmentation. In green the ground truth, in blue the prediction made by our U-Net model, in yellow the superposition of both ground truth and the U-Net prediction.

In a second part, we wanted to know if our model was robust to the different kinds of blurs that we introduced in our synthetic videos. For this purpose, we cloned the previous synthetic dataset and each time added 20% of blurred images. We repeated this process with different values of blur.

We can see in Table II the results of our model on synthetic dataset with different values of horizontal and vertical motion blur.

TABLE II.

U-NET RESULT ON A SYNTHETIC DATASETS WITH 20% OF IMAGES BLURRED.

Type of motion blur	Kernel size	Binary Cross Entropy	Dice Loss
Motion blur horizontal	5	0.0450	0.9857
	10	0.0452	0.9860
	15	0.0453	0.9861
Motion blur vertical	5	0.0449	0.9854
	10	0.0451	0.9858
	15	0.0451	0.9859

V. CONCLUSIONS AND PERSPECTIVES

In this work, we have presented a methodology to create synthetic catheter images and movies for the case of a catheter in X ray images. Using the datasets we made, we trained a U-Net model that can generalize on real interventional radiology images. We are still looking for a partnership to dispose of more image and validate our model accurately.

The body of the catheter in real net images is always detected at 60% (always starting from the head of the catheter following the shape of the catheter). The head of the catheter is detected with an error of 3.1 pixels using a Euclidean distance.

In the case of blurry images, using synthetic data for validation, we have a good performance according to BCE (<0.1) and Dice loss (>0.98). However, for the real blurry images, we have less than 20 frames and this is not enough for validation.

In the future, we will work on the data fusion between the U-Net predictions, sensors and our mathematical model of the catheter and the arteries in order to improve the accuracy of our predictions.

Future work will consist on using other Convolutional neural network algorithms, for instance: Mask RCNN in order to tests if it can detect better the tip and the shape of the catheter in real images.

In this work, we did not used images with contrast product. Currently, the model confuses the catheter and the blood vessels with contrast product. One possible solution could be using the previous frames to retrieve to catheter's position. Moreover, once the sensors inside the catheter will be functional, we could use them to solve this issue.

REFERENCES

- [1] ASN (Autorité de sûreté nucléaire), « Incident de radiologie interventionnelle au Centre hospitalier d'Avignon », <https://www.asn.fr/Controler/Actualites-du-controler/Avis-d-incident-dans-le-domaine-medical/Incident-de-radiologie-interventionnelle-au-Centre-hospitalier-d-Avignon>, (2012)
- [2] Christophe Aubé, Francis Bouchet , Djamel Dabli : « Un accident d'irradiation en radiologie interventionnelle et ses conséquences », https://www.asn.fr/content/download/86228/599131/version/1/file/9_Un%20accident%20d%E2%80%99irradiation%20en%20radiologie%20interventionnelle%20et%20ses%20cons%C3%A9quences.pdf , (2014)
- [3] Filgueiras-Rama D, Estrada A, Shachar J, Castrejón S, Doiny D, Ortega M, Gang E, Merino JL: Remote magnetic navigation for accurate, real-time catheter positioning and ablation in cardiac electrophysiology procedures. *J Vis Exp.* (2013).
- [4] Olaf Ronneberger, Philipp Fischer, Thomas Brox: U-Net: Convolutional Networks for Biomedical Image Segmentation. *CoRR*, (2015)
- [5] C.-H. H. Yang, Liu Fangyou, Jia-Hong Huang, Meng Tian, Yi Chieh Liu , I-Hung Lin M.D. , Jesper Tegner, "A Novel Hybrid Machine Learning Model for Auto-Classification of Retinal Diseases", arXiv:1806.06423, (2018)
- [6] Pierre Ambrosini, Daniel Ruijters, Wiro J. Niessen and Adriaan Moelker and Theo van Walsum: Fully Automatic and Real-Time Catheter Segmentation in X-Ray Fluoroscopy. *CoRR*, (2017).
- [7] Artem Sevastopolsky and Stepan Drapak, Konstantin Kiselev, Blake M. Snyder, Anastasia Georgievskaya: Stack-U-Net: Refinement Network for Image Segmentation on the Example of Optic Disc and Cup. *CoRR*, (2018)

Prédiction d'un accouchement imminent par classification des électrohystérogrammes associés aux contractions

B. Texier, C. Marque, D. Istrate, I. Rida, V. Zalc

Université de technologie de Compiègne, CNRS, Biomécanique et Bioingénierie, Centre de recherche Royallieu - CS 60 319 - 60 203 Compiègne Cedex

blanche.texier@etu.utc.fr, {[catherine.marque](mailto:catherine.marque@utc.fr), [dan.istrate](mailto:dan.istrate@utc.fr), [imad.rida](mailto:imad.rida@utc.fr), [vincent.zalc](mailto:vincent.zalc@utc.fr)}@utc.fr

Abstract -

Dans cet article, nous présentons les performances de deux outils de classification appliqués pour la première fois aux EHG - SRC (Sparse Representation for Classification) et SDR (Sparse Dense Representation) - que nous comparons à un outil plus classique : SVM (Support Vector Machine). L'objectif est de choisir le meilleur outil de classification pour la prédiction de l'accouchement imminent (dans les 2 semaines qui suivent l'enregistrement des signaux), à partir de descripteurs extraits de l'EHG. Nous avons aussi testé deux approches simples de fusion d'information (fusion de données ou de décisions) afin de prendre une décision unique concernant un enregistrement, à partir de toutes les contractions qu'il contient. Même si SVM présente globalement les meilleures performances, on constate que SRC présente une bonne sensibilité pour les patientes à risque. De plus, le choix de la méthode de décision semble influencer la méthode de classification : SRC présente de meilleures performances avec la moyenne des descripteurs, SVM avec la fusion des décisions. Des travaux complémentaires sont nécessaires pour valider ces travaux sur une base de données plus importante avant de pouvoir l'utiliser un système de surveillance à domicile dédié à la détection précoce des accouchements prématurés.

Keywords: *Electrohystérogramme, prédiction accouchement prématuré, classification.*

I. INTRODUCTION

Un accouchement est dit prématuré lorsque celui-ci a lieu avant 37 semaines d'aménorrhée [1]. Chaque année, la prématurité concerne environ 1 million de naissances dans le monde dont 44 000 en France. Malgré les avancées médicales, le taux d'accouchements prématurés reste stable à environ 8% des naissances dans les pays développés, ce qui démontre la grande difficulté du corps médical à détecter suffisamment tôt les naissances prématurées.

Aujourd'hui, les cliniciens rencontrent encore des difficultés à prédire un accouchement prématuré suffisamment tôt pour

administrer des tocolytiques à la mère afin de retarder l'échéance. Ainsi, par prudence, les femmes enceintes dites à risque sont hospitalisées, avec au bout du compte environ 30% de ces femmes seulement qui accouchent prématurément.

L'objectif de cet article est d'optimiser un système de traitement des électrohystérogrammes (EHG) afin de mieux prédire l'imminence d'un accouchement. Dans cette étude, les EHG seront classifiés comme accouchement imminent (IL-Imminent Labor), si la femme a accouché dans les 2 semaines qui ont suivi la mesure des EHG, ou grossesse normale (P-pregnancy) autrement.

II. TRAVAUX PRECEDENTS

Dans les travaux précédents, il a été démontré que l'électrohystérogramme (EHG) permettait de rendre compte de l'activité contractile de l'utérus en mettant en évidence les bouffées d'activité électrique reliés aux contractions [2,3]. D'autres études ont montré que ces bouffées électriques ont des caractéristiques différentes si elles correspondent à des contractions de grossesse ou à des contractions d'accouchement [4-7]. Plus récemment, pour ces contractions de grossesse, des paramètres ont été extraits du signal pour différencier des contractions de grossesse normale de celles amenant à un accouchement imminent (dans les 2 semaines après la mesure) [8-10].

Dans cette étude, nous cherchons à optimiser ce processus de traitement des EHG recueillis pendant la grossesse, sur deux bases de données différentes, afin d'améliorer la reconnaissance des contractions amenant à un accouchement imminent.

III. METHODOLOGIE

Le schéma bloc de notre système de traitement est présenté en Figure 1. Il comprend plusieurs étapes, depuis l'acquisition du signal EHG jusqu'à la classification des contractions.

A. Recueil de l'EHG

Les signaux utilisés dans ces travaux ont été enregistrés suivant un protocole défini en [11]. Chaque enregistrement comporte les signaux recueillis par 16 électrodes positionnées

sur l'abdomen de la femme enceinte, ainsi que le signal du tocodynamomètre qui permet d'avoir une référence sur la présence de contractions.

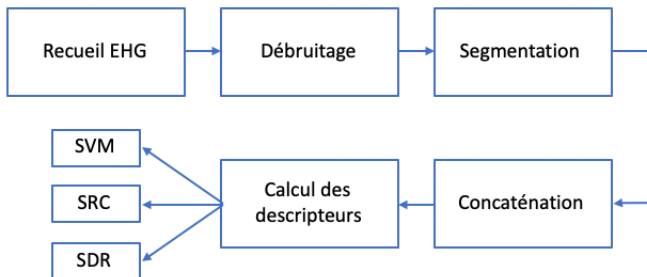


Figure 1. Schéma bloc du traitement de l'EHG pour la prédiction d'un accouchement imminent

On dispose de deux bases de données : l'une recueillie en Islande (Landspítali University Hospital, Reykjavik) [11] et l'autre au Centre de gynécologie Obstétrique du CHU d'Amiens [8]. Le protocole de recueil est identique pour les deux bases, mais les caractéristiques des femmes enceintes diffèrent : les femmes de la base Islandaise ont été enregistrées lors de leur suivi normal de grossesse et ont accouché à terme, alors que les femmes de la base d'Amiens étaient hospitalisées pour grossesse à risque et 42% d'entre elles ont accouché prématurément ; les autres ont accouché à terme.

Les enregistrements sont classés en fonction de l'écart entre la date d'enregistrement et la date d'accouchement de la patiente. On obtient donc, pour les deux bases, 136 enregistrements au total, dont 32 à moins de deux semaines de l'accouchement (32 Imminent Labors, IL) et 104 entre deux et vingt-cinq semaines (104 Pregnancies, P).

B. Pré-Traitement des signaux

Ce prétraitement comprend 3 étapes :

- Un filtrage passe-bande de type Butterworth avec une bande passante [0,2 ; 3] Hz, suivi d'un débruitage réalisé avec la méthode EMD-CCA (Empirical Mode Decomposition – Canonical Correlation Analysis) [10].
- La segmentation des signaux EHG afin d'identifier les bouffées de signal associées aux contractions [9].
- La concaténation des contractions segmentées afin d'améliorer le calcul des descripteurs [9].

C. Calcul des descripteurs

Afin de classifier les contractions, nous avons choisi d'utiliser les dix descripteurs suivants, préalablement identifiés comme optimaux pour la différenciation des contractions [9, 12] : DFA (detrended fluctuation analysis) monopolaire ; VarEn (Variance de l'entropie) monopolaire ; MPF (fréquence moyenne)

Monopolaire ; DFA bipolaire (Horizontale et verticale) ; MPF monopolaire (Horizontale et verticale) ; Coefficient H2 (corrélation non-linéaire) bipolaire (Horizontal et vertical) ; Mod_ApEn (Modified Approximate Entropy) monopolaire.

Ces descripteurs sont calculés sur des fenêtres glissantes appliquées aux signaux concaténés [9]. Chaque enregistrement est caractérisé par une suite de vecteurs de descripteurs de dimension 10. Le nombre de vecteurs associé à chaque enregistrement dépend de ce fait du nombre de fenêtres glissantes, et donc de la taille du signal enregistré.

D. Classification

Pour la classification des contractions, nous disposons de deux catégories : Imminent Labour (IL) et Pregnancy (P). Pour l'évaluation du système nous avons utilisé une méthode de type 5-Fold (répétition 5 fois de l'évaluation), qui implique un ratio de 80% des données pour l'apprentissage et de 20% pour le test. Afin d'avoir des classes équilibrées nous avons utilisé la méthode SMOTE [9].

Nous avons choisi de comparer 3 méthodes de classification : une méthode classique SVM (Support Vector Machine) [13], deux méthodes plus récentes encore jamais utilisées sur les EHG : une méthode parcimonieuse, SRC (Sparse Representation for Classification) [14,15] et l'autre basée sur des dictionnaires, SDR (Sparse Dense Representation) [16,17].

Le **classifieur SRC** cherche à trouver une représentation parcimonieuse qui permet de mieux représenter les données en se basant sur un dictionnaire D qui contient les données d'apprentissage (ici les paramètres).

La formule principale utilisée est la suivante :

$$\min_{\alpha} (0.5 * \|P - \alpha D\|_2^2 + \lambda \|\alpha\|_1)$$

avec : α – représentation parcimonieuse,
 P – l'échantillon à classifier,
 $\| \cdot \|_2$ – norme euclidienne,
 $\| \cdot \|_1$ – valeur absolue,
 λ – paramètre contrôlant un compromis en erreur de reconstruction et parcimonie.

Le dictionnaire D est composé de D1 et D2 contenant les données de chaque classe. Puis on calcule les distances $\alpha D1$ et $\alpha D2$. La classe affectée à l'exemple de test P est le numéro du dictionnaire qui minimise la reconstruction.

La méthode **SDR** essaye de séparer l'information spécifique à une classe des autres informations non pertinentes pour la classification. Pour cela, on apprend deux dictionnaires A et B. Le premier contient l'information discriminante pour la

classification. Quant au deuxième, il permet de supprimer le bruit qui influence la classification.

Étant donné que l'information non spécifique à une classe (B) ne permet pas de faire une bonne classification, la représentation qui est donnée est dense ; tandis que l'information spécifique à une classe (A) est discriminante, la représentation qui est donnée est parcimonieuse. On obtient donc une représentation hybride qui est à la fois dense et parcimonieuse.

Nous avons donc choisi de tester, en plus des méthodes classiquement utilisées dans la littérature comme les SVM, d'autres techniques plus récentes basées sur des approches d'apprentissage de représentation. Ces approches sont adaptées aux faibles quantités de données.

D'un point de vue clinique, la décision du système doit être prise pour chaque enregistrement d'une femme, à partir des N fenêtres contenues dans cet enregistrement. Nous avons choisi deux approches pour fusionner les informations issues de ces N fenêtres :

- La fusion des espaces de représentation, en calculant la moyenne de chaque descripteur sur les N fenêtres, avant la classification. Nous avons donc pour chaque enregistrement un seul vecteur en entrée de la classification, donc une seule décision - **moyenne**
- La fusion des décisions, en classifiant les N fenêtres et en calculant le vote majoritaire sur les N décisions obtenues - **VM**

E. Métriques d'évaluation

L'évaluation des performances des 3 méthodes de classification, combinées aux 2 approches de fusion, est effectuée grâce aux métriques classiques suivantes :

$$\text{précision} = \frac{(VP + VN)}{(VP + VN + FP + FN)}$$

$$\text{sensibilité} = \frac{VP}{VP + FN}$$

$$\text{spécificité} = \frac{VN}{VN + FP}$$

$$\text{fausses alarmes} = \frac{FP}{FP + VN}$$

Avec : VP : vrais positifs,
VN : vrais négatifs,
FP : faux positifs,
FN : faux négatifs.

IV. RESULTATS

Les tableaux 1 et 2 présentent les résultats obtenus sur l'ensemble des deux bases en utilisant respectivement la moyenne des descripteurs sur toutes les fenêtres (Tableau I) et le vote majoritaire (Tableau II). Les meilleurs résultats obtenus pour chaque catégorie sont indiqués en gras.

Tableau I. Résultats pour l'ensemble des 2 bases, obtenus avec la moyenne des descripteurs

IL	Sensibilité	Spécificité	Précision	Fausses alarmes
SRC_moyenne	75.6%	74.0%	74.8%	26.0%
SVM_moyenne	69.9%	84.8%	77.7%	15.2%
SDR_moyenne	57.9%	78.3%	73.0%	21.7%

Tableau II. Résultats pour l'ensemble des 2 bases, obtenus avec le vote majoritaire

IL	Sensibilité	Spécificité	Précision	Fausses alarmes
SRC_VM	72.6%	66.7%	70.5%	33.3%
SVM_VM	88.9%	78.9%	84.3%	21.1%
SDR_VM	59.1%	75.6%	67.4%	24.4%

On constate que SVM présente en général les meilleures performances, que ce soit avec les moyennes ou le vote majoritaire. Cependant, SRC présente les meilleures performances en termes de sensibilité quand on utilise la moyenne des descripteurs. Nous avons de plus constaté, sur une analyse séparée des deux bases, que SRC donne globalement une meilleure sensibilité sur les patientes à risque (base de données d'Amiens), avec cependant beaucoup de fausses alarmes.

V. DISCUSSION ET PERSPECTIVES

Les résultats que nous obtenons dans cette étude améliorent les performances de l'étude précédente [9] qui présentait une sensibilité de 80.7 %, une spécificité de 76.3 % et une précision de 76.2 %. Cependant, ces résultats concernaient la prédiction d'un accouchement dans la semaine qui suit l'accouchement, sur la base de données de femmes à risque uniquement. Il est donc difficile de comparer directement les résultats des deux études.

La première limitation de notre étude concerne le faible nombre de signaux disponibles. En effet, même si la base de données présente un nombre d'enregistrement conséquents (136 femmes enregistrées), nous ne disposons que de 32 enregistrements dans la classe IL. Il faudrait donc dans un

premier temps augmenter la base de données pour valider ou infirmer ces résultats. Une base de données plus importante, ou tout au moins plus équilibrée, nous permettrait aussi de nous affranchir de l'utilisation du SMOTE, qui peut aussi influencer les résultats.

Cependant, ces résultats mettent en évidence certains points importants :

L'utilisation de toutes les contractions disponibles pour prendre une décision sur un enregistrement donné nécessite la fusion d'informations. Nous avons ici choisi d'aborder ce problème par deux méthodes différentes simples : fusion des données (moyenne des descripteurs), ou fusion des décisions (vote majoritaire). Le choix de la méthode de fusion semble avoir une influence sur les performances des méthodes. Même si SVM donne globalement les meilleurs résultats, quelle que soit la méthode de fusion, SRC présente une meilleure sensibilité avec la fusion des descripteurs. SRC présente aussi de meilleures performances sur les patientes à risque. On peut donc envisager ultérieurement d'utiliser une combinaison des 2 méthodes de classification pour la prise de décision sur les deux types de population (grossesses normales, grossesses à risque), avec éventuellement d'autres méthodes de fusion.

Nous pourrions aussi tester, avec ces deux approches de fusion, les performances des réseaux de neurones sur ces données. En effet, les réseaux de neurones ont prouvé leur utilité pour différencier les contractions de grossesse et les contractions d'accouchement. Mais ils n'ont pas encore été utilisés pour prédire l'imminence d'un accouchement.

VI. CONCLUSION

Dans cet article, nous avons présenté les performances de deux outils de classification appliqués pour la première fois aux EHG - SDR et SRC - que nous avons comparés à un outil plus classique : SVM. L'objectif étant de choisir le meilleur pour la prédiction de l'accouchement imminent à partir de descripteurs extraits de l'EHG. Même si SVM présente globalement les meilleures performances, on constate que SRC présente une bonne sensibilité pour les patientes à risque.

Nous avons aussi testé deux méthodes de fusion d'information (fusion de données ou de décisions) afin de prendre une décision unique concernant un enregistrement, à partir de toutes les contractions/fenêtres qu'il contient. Le choix de la méthode de décision semble influencer la méthode de classification : SRC présente de meilleures performances avec la moyenne des descripteurs, SVM avec la fusion des décisions.

Toutes ces approches nécessitent d'être validées ou infirmées sur une base de données plus importante, afin de s'affranchir du problème du déséquilibre des classes auquel nous avons été confrontés dans cette étude.

Nous espérons ainsi améliorer le développement d'un système de surveillance à domicile des grossesses à risque, où

l'enregistrement des EHG serait fait quotidiennement au domicile de la femme enceinte, et la décision prise dans un centre de traitement centralisé après transmission des informations recueillies. Ce système devrait permettre de détecter précocement (au moins 2 semaines à l'avance) la survenue d'un accouchement prématuré. Ce délai permettra aux cliniciens d'adapter le traitement de la femme, pour reculer si possible le travail et préparer le fœtus immature à une naissance prématurée.

REMERCIEMENTS

Les auteurs tiennent à remercier toutes les femmes enceintes qui ont partagé ce moment privilégié que représente une grossesse pour permettre les enregistrements d'EHG, ainsi que toutes les personnes qui les ont réalisés, à Reykjavik ou à Amiens.

REFERENCES

- [1] <https://www.who.int/fr/news-room/fact-sheets/detail/preterm-birth>
- [2] Khalil M., Duchêne J., Marque C. Detection and isolation of multiple events in non stationary signal by multiscale decomposition. Application to uterine EMG. Intelligent Engineering systems through artificial neural networks, 7, 691-696, 1997, ASME press, USA
- [3] Tylcz J.-B., Muszynski C., Dauchet J., Istrate D., Marque C. An Automatic Method for the Segmentation and Classification of Imminent Labor Contraction from Electrohysterograms. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2020, 67 (4): 1133-1141.
- [4] Marque, C. K., Terrien, J., Rihana, S., & Germain, G. (2007, June). Preterm labour detection by use of a biophysical marker: the uterine electrical activity. In *BMC pregnancy and childbirth* (Vol. 7, No. 1, pp. 1-6). BioMed Central.
- [5] Hassan M., Terrien J., Karlsson B., Marque C. Interactions between Uterine EMG at Different Sites Investigated Using Wavelet Analysis: Comparison of Pregnancy and Labor Contraction. EURASIP Journal on Advances in Signal Processing, Article ID 918012, 9 pages, 2010
- [6] Diab, A., Hassan, M., Marque, C., Karlsson, B. Performance analysis of four nonlinearity analysis methods using a model with variable complexity and application to uterine EMG signals, *Medical Engineering & Physics*, 36(6):761-7. 2014
- [7] Nader N., Hassan M., Falou W., Diab A., Al-Omar S., Khalil M., C. Marque, Classification of pregnancy and labor contractions using a graph theory based analysis, 37th IEEE Eng Med Biol Soc. 2015, Aug. 2015, Milano, Italy
- [8] Dauchet J., Tylcz J.-B., Marque C., Muszynski C. L'électrohystérogramme : présentation et intérêt dans la détection et la surveillance des patientes à risque d'accouchement prématuré. *La Revue Sage-Femme*, 17 (6), 289-293, 2018.
- [9] Tylcz J.-B., Muszynski C., Dauchet J., Istrate D., Marque C. An Automatic Method for the Segmentation and Classification of Imminent Labor Contraction from Electrohysterograms. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2020, 67 (4): 1133-1141.

- [10] Galassi, A., Muszynski, C., Zalc, V., Istrate, D., Marque, C. (2019, September). Pre-term Birth Prediction at Home: Signal Filtering Influence on the Good Prediction Rate. In International Conference on Computational Bioengineering. Belgrade, Serbie. 64-79, 2019.
- [11] Alexandersson A, Steingrimsdottir T, Terrien J., Marque C., Karlsson B. The Icelandic 16-electrode electrohysterogram database. *Sci Data*. 2015;2(1):1-9.
- [12] Alamedine, D., Diab, A., Muszynski, C., Karlsson, B., Khalil, M., Marque, C. Selection Algorithm for Parameters to Characterize Uterine EHG Signals for the Detection of Preterm Labor, *Signal image and video processing*, 8(6) :1169-78, 2014.
- [13] Vapnik, V. (1998) *Statistical Learning Theory*. Wiley-Interscience, New York.
- [14] Rida, I., Al-Maadeed, S., Mahmood, A., Bouridane, A., Bakshi, S. (2018). Palmprint identification using an ensemble of sparse representations. *IEEE Access*, 6, 3241-3248
- [15] Wright, John, et al. "Robust face recognition via sparse representation." *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence* 31.2 (2008): 210-227.
- [16] Dehais, F., Rida, I., Roy, R. N., Iversen, J., Mullen, T., Callan, D. (2019). A pBCI to predict attentional error before it happens in real flight conditions. In 2019 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics (SMC), 4155-4160
- [17] Al Maadeed, Somaya, et al. "Palmprint identification using sparse and dense hybrid representation." *Multimedia Tools and Applications* 78.5 (2019): 5665-5679.

Cough sound recognition for COVID-19 risk detection

M. DINIZ¹, D. ISTRATE¹, V. ZALC¹

¹ Université de technologie de Compiègne, CNRS, Biomechanics and Bioengineering,

Centre de recherche Royallieu

CS 60 319 - 60 203 Compiègne Cedex

marine.diniz@etu.utc.fr

{dan.istrate, vincent.zalc}@utc.fr

Abstract

The COVID-19 outbreak prompts the need for new ways to detect and prevent epidemics. Since cough is one of the COVID-19 symptoms, our work proposes a sound recognition system based on our previous works which are able to detect different type of cough through a continuously home sound analysis. It is a part of EpiSemioWatch AMI COVID UTC funded project which aims to develop a detection system of epidemic risk in retirement home using sound and movement sensors. This paper presents the sound part of the global system and more explicitly the differentiation of cough from other environmental sound. The proposed system detects automatically the sound activity through a wavelet based system, realize an acoustic segmentation speech/sound and classify the cough sounds. A first evaluation of the system in our lab is presented.

Cough sound recognition, Covid-19, online sound classification, ivectors

1 Introduction

Since January 2020, the pandemic led by the COVID-19 disease has infected more than two millions people in France and has killed 50 000 of them [1]. The median age of death is 77 years old which makes this disease especially virulent for elderly people. Resident homes are especially vulnerable because their group living setting and the age of their resident. Therefore, there is an imperative need to detect early COVID-19 symptoms to minimize the spread of the virus in those homes but also to aid clinical testing.

2 State of Art

2.1 Clinical testing

During this year, many tests have been proposed to expand the diagnosis of COVID-19. The gold standard clinical test is the Reverse Transcription Polymerase Chain Reaction (RT-PCR), it has the best sensibility and specificity but is not easy to realise, needs healthcare staff and laboratory and does not allow a continuous control [2]. Thus the deployment of antigenic tests has made it possible to broaden the detection of the disease with its response time of 15 minutes, unfortunately this test is also known not to have the best specificity [3].

Finally, X-ray and CT-scan are also capable of observing a COVID-19 infection obstruction in the Patient lungs' with a good accuracy. However, they still require a visit to a well-equipped clinical facility and the need of a radiologist.

2.2 Sound based detection system

Additionally, cough detection has gained interest in regard of this issue: it is a common and early symptom of COVID-19 and prior works have shown that this sound is detectable. Apps like AI4COVID19 have been deployed to detect instantly COVID-19 Cough. AI4COVID19 uses the Mel-Spectrogramme image of the cough sound and deep learning. Unfortunately, cough is a common symptoms in numerous pathologies. Therefore to build such a model, the data needs for deep neural networks are substantial. Their solution was to put part of the system in the cloud even if it could makes the latter less secure [2].

One can also take as a reference the work of ROBIN et al. [4]. Indeed, the aim of it was to detect distress signs and different activities of daily living (ADL) with sound. And his work tackled the cough recognition but the cough recognition rate is far from being good (35,48%).

What makes the solutions presented above unsuitable for detection in community homes is that they require the active participation of a fragile population, which also mean that the person must have all their locomotor functions and not forget to get tested. Another problem is that these solutions require specific equipment, the movement of the resident or the intervention of a specialist.

In this paper an improved system capable to detect cough sounds based on Robin et al. work [4] is presented.

3 Proposed System

Sound at home contains speech, every day life sounds and human sounds (cough, sneeze, yawn,

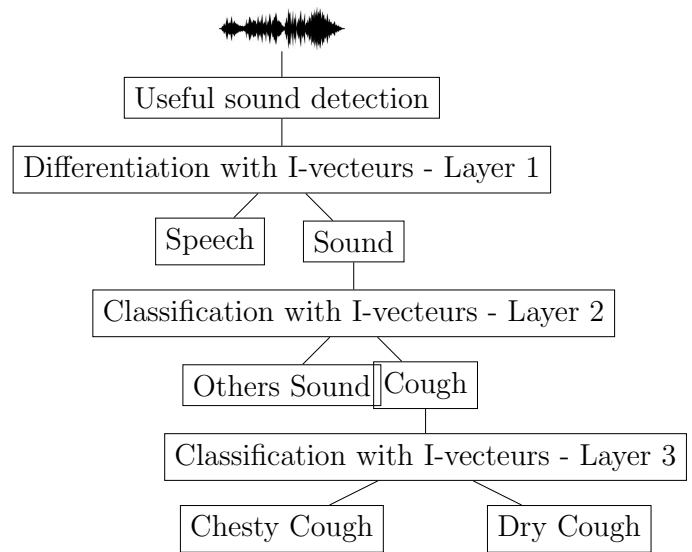


Figure 1: Flow chart of the proposed system

cries, cry,...). The most developed part are the speech recognition and speaker recognition. For a few years now the everyday life sounds are recognized. Thus, the acoustic characteristics of coughing have the potential to be recognised. The originality of our system is that the recognition is embedded on a system consisting of a Raspberry PI 4, which thus makes it possible to detect sounds continuously without user intervention, while respecting the consent and privacy of the persons being monitored. This system could possibly be coupled with motion and door sensors to detect other symptoms of COVID-19.

The purpose of this paper is to present our cough recognition system for epidemic. The idea is to detect multiple times the same kind of coughing. We decided to work on a statistical recognition model in order to obtain a portable and low resource consuming system. This choice is also based to our experience in sound environment analysis for distress situations.

A statistical recognition system is generally made of the extraction of vectors form the raw signal which are called features, the generation of a statistical model from those features and the test

file matching with the model using probabilistic methods [5].

To do this, the idea is to detect an interesting sound event and to recognise whether this event is a sound or a speech (layer 1) then to identify whether it is a coughing sound or not (layer 2) as presented in the flowchart above (figure 1). Finally, we would like to classify two types of cough: dry and chesty (layer 3) based on the hypothesis that COVID-19's cough is special.

3.1 Acoustic features

Sounds can not be easily interpret by their waveform, most of the time we extract their acoustic features to identify the sounds event. Mel-frequency cepstral coefficients (MFCC), inspired by the human hearing system, are one of the popular spectral acoustic parameters to extract form waveforms. They are known for their performance in speech and sound recognition. Others cepstral decomposition can be obtained like Linear Frequency Cepstral Coefficients (LFCC), which are used for speaker recognition [4]. The number of coefficients extracted most used is 24 because allows an accuracy spectral decomposition. It is also possible to use the MFCCs' derivatives to add a temporal component but our tests have shown that they did not improve the detection of coughing.

With this features, we decided to add three others parameters : Spectral Roll Off-Point (RoP), Spectral Centroid (SC) and Remarkable Energy Rate (RER). They can quantify the distribution of energy in the waveform and the shape of its envelope.

Spectral RoP is the frequency point where already 95% of the energy have been distributed. SC represent the center of gravity of the power spectrum of the waveform. RER represents the high energy envelope of the signal [4].

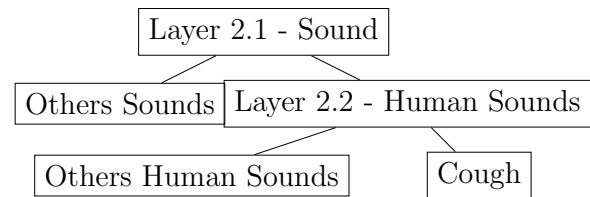


Figure 2: Hierarchical Test for layer 2

3.2 Classification model based on iVectors

I-vectors were initially introduced for speaker recognition but they have become with time very reliable for speech and sound processing. They can be seen as a more compact representation of GMM (the vector is projected in a low dimensionality space named Total Variability Space) :

$$M = m + Tw \quad (1)$$

Where M is the GMM channel-dependant super-vectors, m the channel-independant super-vectors of an Universal Background Model (UBM), T is the matrix containing both channel and sources variability and w is the resulting i-vector [6].

3.3 Hierarchical classification for performances amelioration

Older works have shown that Human vocalized are less recognised than other sound and our tests reinforces this result. Therefore, we decided to break down layer 2 into two sub layers (named 2.1 and 2.2) which recognize Human sounds before the Cough (figure 2).

There are different ways to realize the hierarchical classification. Several performances evaluation was made and two configurations seem to be the best.

4 Evaluation

4.1 Data bases

All our audio files used are coded in 16-bits format with a sampling rate of 16kHz and uncompressed (wav extension). To test our system we first choose to work with the same data base used in Maxime ROBIN works [4]. It contains 1049 files classified in 18 clusters. To separate sound from speech, we add another data base of speech of 2646 speech wav files.

However this data base is flawed since the Cough samples doesn't have known characteristics attached to them (like dry or chesty). We decided to contact a general practitioner to record cough sound with their tendency, we have collected cough of 34 patients (a total duration of 4 min) and some of them did have the COVID-19 infection at the moment of recording. The average age in this database is 49 with a standard deviation of 20 years. There are also 7 people over 70 out of the 34 patients. Table 1 present a example of the samples we collected.

Table 1: Example of samples

File name	Cough Tendency	Age	Sex	Smoking
patient_1.wav	dry	52	M	No
patient_2.wav	dry	72	F	No
patient_3.wav	chesty	31	M	Yes

We have computed the spectral composition of a COVID cough and a non COVID example in the Figures 3 and 4.

4.2 Evaluation method

To build a complete i-vector system, we have used the ALIZE library. ALIZE is an open-source platform for speaker recognition, it contain a toolkit of different sound recognition method such as Join

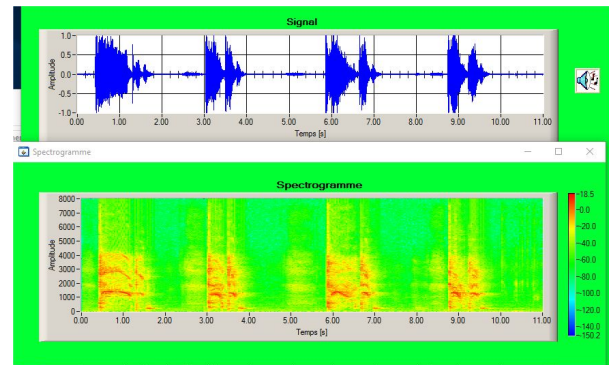


Figure 3: COVID cough example spectrogram

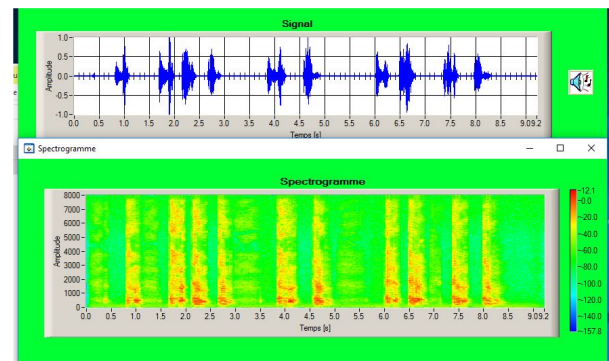


Figure 4: Non COVID cough example spectrogram

Factor Analysis, Support Vector Machine, I-vector modelling and Probabilistic Linear Discriminant Analysis. It is also kept updated on the latest development in sound recognition [5].

In order to have statistically correct results despite the reduced number of files, we used the k-fold method: we divide the database into k sub equal bases, then give k-1 sub bases for learning and the last one for testing which is executed k times to test the whole base (figure 5).

We also decided to use 3 indicators to measure and compare the results : precision, recall and F-measure.

4.3 First classification: sound/speech differentiation

We have evaluated different type of acoustic features that in literature has good results. The results were conclusive and adding the parameters RER, ROP and Centroid did not improve anything. We still tested both MFCC and LFCC to see which one was more interesting if there was a difference.

Parameters	24 MFCC	24 MFCC+ RER+SRF+SC	24 LFCC
TP	1031	932	1003
FP	43	29	65
FN	18	117	46
TN	2603	2617	2581
Precision	96,00%	96,98%	93,91%
Recall	98,28%	88,85%	95,61%

The better recognition was obtained by the MFCC which was chosen for the following.

4.4 Second subdivision: layer 2-1 - Separating Human sounds from other everyday life sounds

Two subdivisions have caught our interest: Human sounds against others classes of sounds and Human sounds against one merged class of others sounds. The strictest tests (with more than 2 classification classes) such often have the best precision (i.e. there are fewer false alarms), whereas

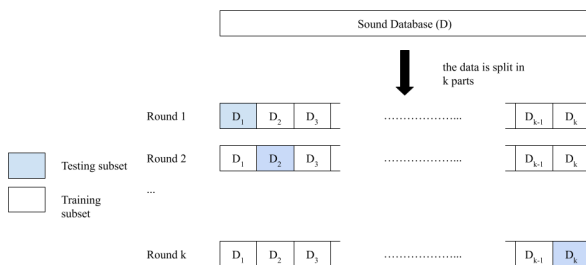


Figure 5: The k-folds method

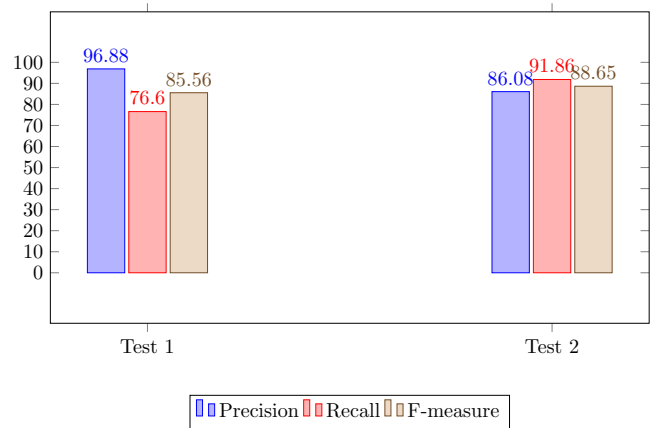


Figure 6: Results for layer 2-1: Human Sounds vs. Other sounds. Test 1 = Human vs. Other Classes; Test 2 = Human vs. Other Sound Class

the most flexible tests (with 2 classification classes) often have the best recall.

We have tested different sets of parameters, here are the two tests we decided for :

- **Test 1:** *Human* vs. Other Classes; Parameters: 24MFCC + RER + SRF
- **Test 2:** *Human* vs. Other Sound Class; Parameters : 24MFCC + RER + SRF + SC

The precision is better for the test 1 but overall is better for the second one (figure 6). The choice has made to use the configuration Test 2.

4.5 Third subdivision : layer 2-2 - Detecting Cough

The layer 2.2 shape is Cough against Sneeze against one other human merged class. We kept Sneeze sounds separated since Sneezing can also be a sign of respiratory illness.

Test:

- Layer 2-2: *Cough* vs. *Sneeze* vs. Class *Other*; Parameters: 24MFCC + RER + SC

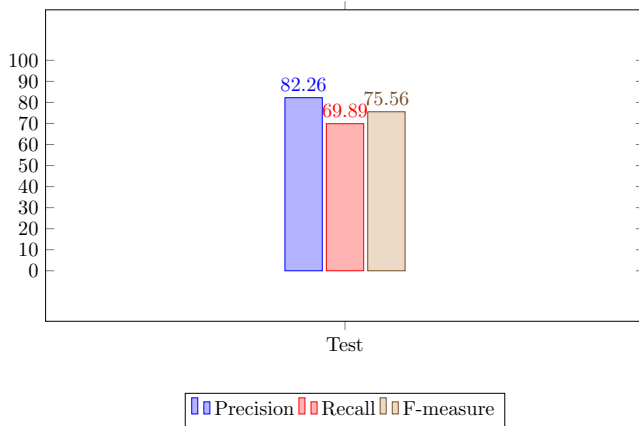


Figure 7: Results for layer 2-2: Cough vs. Other Human sounds

This gives us the reference results for the next classification step (figure 7).

Using the full hierarchical classification steps we present the two best tests:

Test A:

- Layer 2-1: *Human* vs. Other Classes; Parameters: 24MFCC + RER + SRF
- Layer 2-2: *Cough* vs. *Sneeze* vs. Class *Other*; Parameters: 24MFCC + RER + SC

Test B:

- Layer 2-1: *Human* vs. Other Sound Class; Parameters: 24MFCC + RER + SRF + SC
- Layer 2-2: *Cough* vs. *Sneeze* vs. Other Human Sound Class; Parameters: 24MFCC + RER + SC

The final results of the tests is shown on the figure 8. We can assume a good results for overall for the test A with the best recall in the test B.

4.6 Fourth subdivision : layer 3 - Detecting the Cough type

We decided to use the "leave-one-out cross-validation method" (LOOCV) to test our system

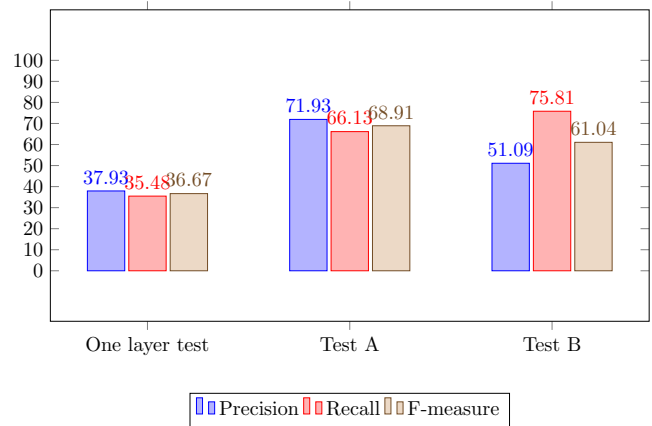


Figure 8: Comparison between single-layer and two-layer tests. Test A = Human vs. Other Classes followed by Cough vs. Sneeze vs. Class other; Test B = Human vs. Other Sound Class followed by Cough vs. Sneeze vs. Other

because of the number of cough collected, which is a special case of the k-folds method. With LOOCV, we test a single file and leave the rest of the database for learning, we repeat the operation as many times as there are files. The result shown in the figure 9 is with the best combination of parameters (24LFCC + SRF). The percentage of good recognition remains quite low (66.66% for dry cough and 40% for chesty cough), this could be explained by the fact that there was more dry cough than chesty cough in the recordings.

5 Conclusions and Perspectives

While our results are encouraging, they are still not as reliable as would be required for a system without user intervention. We are hoping that the complete system using also motion sensors and AI would improve the results. However, this system is light by using I-vecteurs models and was implemented on a Raspberry PI card.

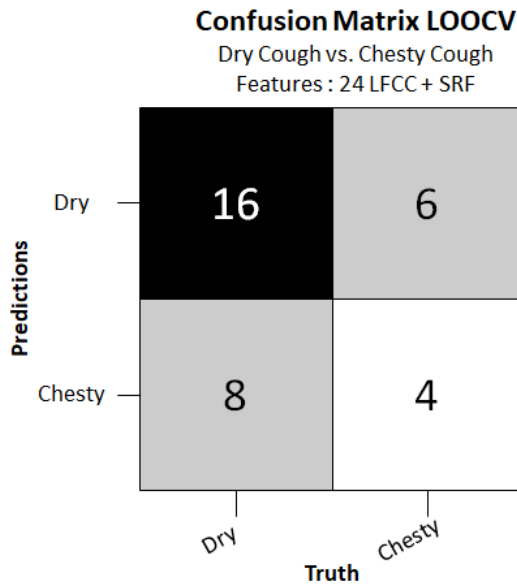


Figure 9: Results for the 34 cough files (24 dry Cough and 10 chesty Cough)

Acknowledgments

We would like to thank the medical practice of Chouilly (France) for providing us with Cough sounds. This project was carried out thanks to the funding of UTC-AMI-COVID-19

References

- [1] Santé Publique France. Point épidémiologique en france du 5 novembre 2020. <https://www.santepubliquefrance.fr/maladies-et-traumatismes/maladies-et-infections-respiratoires/infection-a-coronavirus/documents/bulletin-national/covid-19-point-epidemiologique-du-5-novembre-2020,2020>.
- [2] Ali Imran, Iryna Posokhova, Haneya N. Qureshi, Usama Masood, Muhammad Sajid Riaz, Kamran Ali, Charles N. John, MD Iftikhar Hussain, and Muhammad Nabeel. AI4COVID-19: AI enabled preliminary diagnosis for COVID-19 from cough samples via an app. *Informatics in Medicine Unlocked*, 20:100378, 2020.
- [3] DALOUR Suzie. Revue rapide sur les tests RT-LAMP sur prélèvement salivaire (hors système intégré de type EasyCoV). 2020.
- [4] Maxime Robin, Dan Istrate, and Jerome Boudy. Remote monitoring, distress detection by slightest invasive systems: Sound recognition based on hierarchical i-vectors. In *2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pages 2744–2748, Seoul, July 2017. IEEE.
- [5] Anthony Larcher, Jean-François Bonastre, Benoît Fauve, Kong Aik Lee, Christophe Levy, Haizhou Li, John Mason, and Jean-Yves Parfait. ALIZE 3.0-Open Source Toolkit for State-of-the-Art Speaker Recognition. page 6, 2018.
- [6] Anthony Larcher, Pierre-Michel Bousquet, Kong Aik Lee, Driss Matrouf, Haizhou Li, and Jean-François Bonastre. I-vectors in the context of phonetically-constrained short utterances for speaker verification. In *2012 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP)*, pages 4773–4776, Kyoto, Japan, March 2012. IEEE.

A Geodata Production System To Allow People To Stay At Home

Alexandre Patarot¹A, Nel Samama²

¹SNPA, Saint-Junien, France

²Telecom SudParis, Institut Polytechnique de Paris, Palaiseau, France
nel.samama@telecom-sudparis.eu

Abstract - The well-being of people depends in part on the sense of freedom, and one aspect is certainly the possibility for people to remain at home. However, there is a need for "following" the movements and, if possible, the activity of the person. The problem is that very few home systems make it possible to have these data at a reasonable price, and at an acceptable reliability level. We offer a simple to use, reliable and energy self-sufficient person location system. People are the first "targets", but objects could be involved. The system is described and their performance analyzed in real conditions of use. In addition, person's activity is also investigated and coupled to some home automation devices.

Keywords: geo data, self-sufficient system, person's activity sensing, stay at home.

I. INTRODUCTION

The two aspects covered here are the location and determination of the activity. These two areas have been actively addressed in the scientific literature and our differentiator lies mainly in the simplicity of implementation and analysis of the system. Approaches using vision [9],[10] are based on heavy image processing and do not ensure the anonymity of individuals in a satisfactory way. Other systems use ZigBee [1] or passive RFID [11] and analyze connectivity or consumption data to determine activity and position. The case of several people and objects is therefore delicate. Many studies also deal with smart floors [2],[6],[12] and mainly expose methods allowing to recognize several people and their activities by analyzing the loads observed on the ground. We propose for our part a simplified analysis of the radio signals that we make reliable by a coupled approach of mapping and Bluetooth signals. Moreover, the person or object is only equipped with a simple tag, unlike systems based on many sensors carried by the individual [8]. Some approaches, still based on radio measurements, propose to determine people's posture and position either over long periods of time [4] or using very wideband signals [7] that are nevertheless sensitive to the indoor environment.

Our approach provides simplicity of implementation and very high reliability in real time, without aiming for high accuracy in all cases. Conceptually taking into account the high variability of indoor radio measurements makes it possible to significantly increase the reliability of the geo-data produced.

II. DESCRIPTION OF THE APPROACH

A. Introduction

The approach we propose is based on the coupling between object-oriented mapping and a radio location system using Bluetooth modules. This last part might seem very (too?) classic, but we still propose some major innovations. First, the modules are integrated into power-supplied elements such as sockets or lights, making them energy self-sufficient. Then, the location is of a "symbolic" type (see II.B). The combination of these characteristics results in a positioning that is characterized by its very high reliability.

Our overall approach to such a system can be broken down into a few actions, as follows:

1. Mapping of buildings and site: this point is absolutely fundamental. It is intuitive to consider that it is important to have a map of the places you are travelling in to help you find your way around. However, the construction of the mapping is in our case closely linked to the quality of the positioning because it takes into account the physical location of the building.
2. Deployment of the positioning and location system: our algorithms closely intertwine radio signal reception and mapping to produce a result whose main quality is very high reliability. Positioning is provided in terms of "zone" of presence.

3. The recovery of data transmitted by all kinds of "wearables" (smartphones, watches, necklaces, pins, specific devices, etc...). It should be noted that the confidentiality of people is preserved because we only track technical device numbers. Only the people have, locally, the correspondence between these numbers and what they do with the "wears", so that this data remains the property of the people.

4. The visualization of the person's and objects positions on a graphical interface, managed by the person's itself.

B. Radio modules and cartography

The Bluetooth Low Energy (BLE) modules are incorporated in the sockets in the rooms and in the living rooms, and in the light bulbs in the kitchen and the bathroom. Their locations are included in the cartography in order to allow the symbolic approach to be easily implemented without any further required actions.

Several architectures are possible in order to carry out the measurements and then send the information to a location server that determines the symbolic position of the module (this allows to improve the algorithms without having to intervene on site). In this case, it is the "wear" module worn by the person who emits a signal. The latter is picked up by the modules located in the sockets and which send this data back to the server (via mesh network).

The position is then available by simply accessing the server. This architecture allows any device with access to our server to know its position in order to access services: map of wear positions, time spent in a room, duration of inactivity, etc. Although unnecessary in this case, navigation to any destination is of course one of the possible services.

C. The localization engine

Despite some rather good results from traditional approaches, our feeling is that WiFi/Bluetooth positioning is a delicate task in terms of absolute XY (and perhaps Z) coordinates. Approaches based on the use of power levels (RSSI: Received Signal Strength Indicator) depend on the interior configuration and are not easily transposable to another building. They require investment in terms of information collection during the calibration phase, then in terms of processing when calculating the position, without taking into account the essential redundancy with respect to the system required for telecommunications applications (number of stations).

However, it is quite clear to the observer of these power levels, for example, whether he enters or leaves a room. Based on this, we believe that a symbolic positioning (room, office, corridor, etc.) could be a better approach. This method requires only simple algorithms and is robust (compared to new types of environments or limited infrastructure). The idea is schematized in Figure 1.

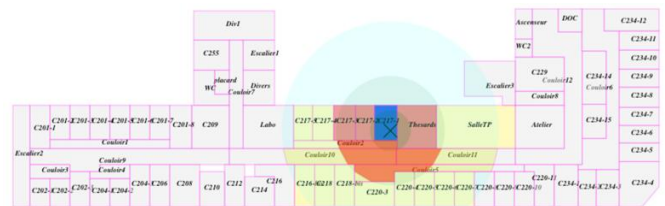


Figure 1. Philosophy of the symbolic positioning

The principle of our "symbolic" positioning is briefly described hereafter.

In order to define the various zones, there is a need for an "automatic" algorithm that could be used in all kind of environments. The main idea relies on the concept of "adjacencies", but is also associated to the sizes of the various rooms. Once the location of a radio module is defined, we are going to determine three zones as follows:

- Zone 1 is defined as being the zone where the module lies, limited to a radius of R_1 meters for rooms of a size greater than, say $SurfMaxZ1$. As a matter of fact, this has to be taken into account for the specific case of very large rooms, such as large living rooms where propagation is almost identical to outdoors in the vicinity of the AP. For this specific implementation, R_1 is taken to be equal to 4 meters and $SurfMaxZ1$ is 50 m². Thus, for example, for rooms greater than 50 m², Zone1 is limited to a circle of 4 meters of radius. Figure 2 gives a view of Zone1 for a module located in a long corridor.

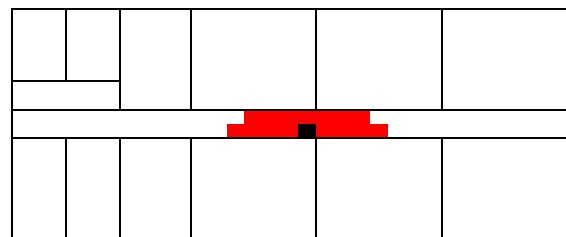


Figure 2. Zone 1 (in red) for the module in black, located in the middle of the corridor.

- Zone 2 includes zone 1 and adds to it all the adjacent areas to zone 1. See figure 3 for details. Note that similar rules

apply regarding the sizes of the various rooms. The fundamental aspect is here to understand that zone 2 includes zone 1. Without this taken into account, the algorithm will not work correctly.

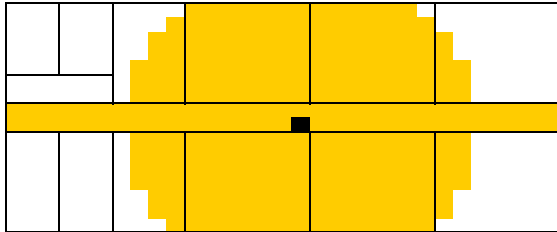


Figure 3. Zone 2 for the module in black.

- Zone 3 includes zone 2 and adds to it all the adjacent areas to areas in zone 2. See figure 4 for details.

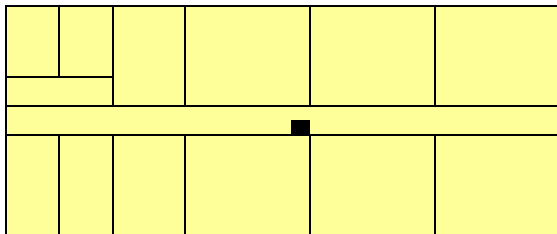


Figure 4. Zone 3 for the module in black.

This approach involves dividing the space into symbolic surfaces, designated by rooms, offices or corridors. The very specific size and shape of some parts led us to take into account their specificities, in particular with regard to their surfaces as well as to define a spatial neighborhood graph allowing us to specify the spatial organization of the parts (and in particular the neighbors). Figure 1 also shows the estimated coverage of a WiFi/Bluetooth access point positioned in 2C217-1. This coverage is the result of the abovementioned algorithm.

In our present case, the wear is transmitting and the modules are receiving the signal. Thus, one has to reverse the above description: depending on the received power from the wear, each module defines a zone where the wear should be (note that the symbolic approach allows a very high reliable positioning system, although not always an accurate one).

When considering several receiving modules, the resulting positioning is obtained by intersecting the various zones from the different modules. Such a result is illustrated in Fig. 5.

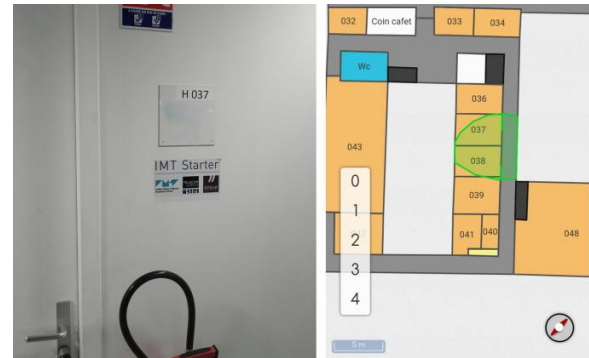


Figure 5. The coupling principle between the cartography and the localization: the green surface is the resulting localization and requires no calibration or model design. On the left hand side the picture of what the smartphone "sees" and on the right hand side the restitution of the proposed system

As already stated, there is a tight coupling between the cartography and the localization engine. Thus it is not necessary to try to design a propagation model that will be defective at the first modification of the environment, or to map the received power levels, which will also have to be regularly updated to maintain its quality. The principle of this coupling is shown in Figure 5.

D. The possible "wears"

The different possible portable devices cover a wide range of devices, from pins to smartphones, or to any specific devices. In medical facilities such as EPHAD or hospitals, these are mainly bracelets, necklaces or pins provided to patients/residents. In the case of a need for data visualization or guidance/navigation, it is then very simple to couple these devices with a smartphone for example. Note that a smartphone can also be the "wearable", or a wristband (Fig. 6).



Figure 6. A possible wearable for hospitals: a wristband

Edouard did not like to have to wear a wristband and preferred to have a necklace, as the one shown in Fig. 7.



Figure 7. The necklace worn by Edouard at home

E. The global architecture of the complete system

The network architecture of the system is briefly shown in Figure 8.

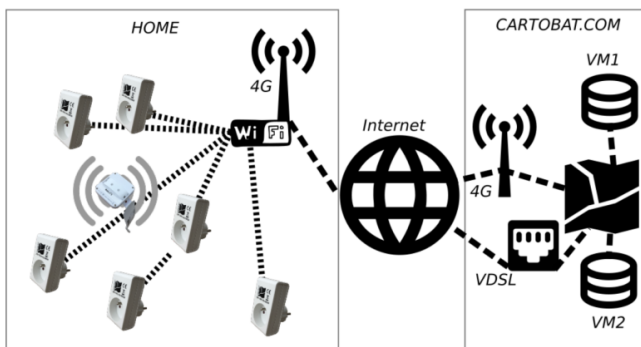


Figure 8. Network architecture of the system

At Edouard's home, the modules are deployed inserted in sockets. The latter remain usable because the modules are "staggered" (Fig. 9). The modules are sensors of BLE signals emitted by the wear worn by Edouard. The modules are also connected to the internet box of the latter.

Several connection modes to Cartobat servers are possible (4G, VDSL, etc.) and the data is then stored on virtual servers and duplicated to reduce the risk of data loss. When the data is "sensitive", such as health data, it is also at least anonymized or even encrypted.



Figure 9. A typical module

III. THE EVALUATION ENVIRONMENT CONSIDERED

The house set-up is shown in Figures 10 and 11. It is a classic house in the countryside of France with a living room, a dining room, three bedrooms, an office, a bathroom and a kitchen for a total of about 80 square meters.

The red pictograms represent the connected sockets that allow the person to be located in real time. Some wears were also deployed on everyday objects such as car and house key chains, as well as in the jacket and coat usually used by the person.



Figure 10. The localization set-up of the house

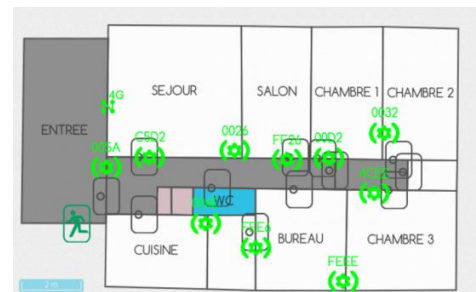


Figure 11. The localization deployed socket of the house

IV. THE OBTAINED RESULTS

Our goal was to design a system to produce geo-location data. The exploitation and processing of these data is not our specialty but we propose here some tracks.

First of all, a screen allows to visualize in real time all the data of the system (Fig. 12): date and time of the last detection of the wear, state of its battery, estimated position, quality of the received signal, etc. This allows a continuous management of both the "network" aspects of the system and the follow-up of the patients (Edouard was alone in this case) This allows a continuous management of both the "network" aspects of the system and the follow-up of the patients (Edouard was alone in this case).

Module	Last Wifi Update (s)	RSSI Wifi (dBm)	Last Wear Update (s)	RSSI Wear (dBm)
AC67B27700D2	9	-65	3	-79
AC67B276FF26	9	-54	9	-75
AC67B277006E	54	-65	11	-70
AC67B277005A	4	-55	110	-48
AC67B275C5D2	21	-52	6	-74
AC67B276FEE6	2	-64	1	-73
AC67B2770026	17	-52	1	-74
AC67B2770032	28	-71	5322	-72
AC67B2754CEE	124	-84	460	-79

Figure 12. A screenshot of the system interface

The first one consists of visualizing, in real time, the position of the wear on the house plan (Fig. 13). Indeed, it should be noted that it is the wear that is followed and not Edouard. In principle, both are supposed to be in the same place, but this may not be the case. If there is any doubt about the fact that the wear is well worn, or if the stationarity of the wear seems abnormal, it will probably be necessary to try to contact Edouard by phone for example.

A second way is to plot daily, weekly or monthly presence rates in the different rooms of the house (Fig. 14). The long-term analysis of these data by current Artificial Intelligence techniques will then most probably allow to derive habits or on the contrary to generate alarms in case of anomalies. Figure 14 gives a typical example of a Wednesday in April 2020.



Figure 13. The localization of Edouard in real time

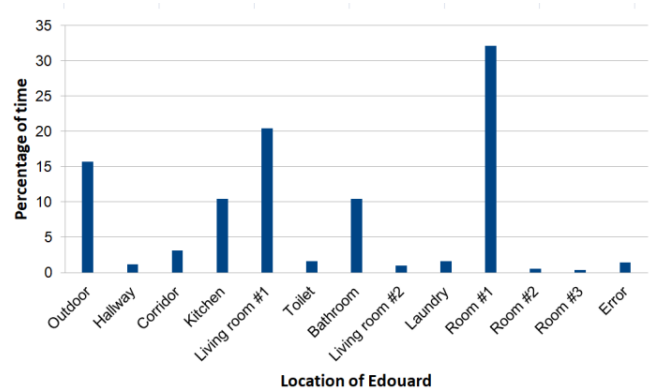


Figure 14. A typical daily activity

Of course, all these data are available for further analyses. Another very simple possibility is to define the times when the wear is not detected: Edouard is then out, either in the garden, a little far from the house, or to go shopping.

A few other results are also possible, like for example:

- determination of periods of physical inactivity
- evaluation of the daily distance travelled
- coupling of activity data with location and duration
- analysis of the stationarity of car and house keys and correlation with the person's activity

A coupling could also be envisaged with some home automation installations such as the automatic shutdown of equipment when the person leaves the kitchen for example, unless specific action is taken by the person.

V. SYNTHESIS AND CONCLUSION

In this paper, we have presented a system for producing geo-data that allows us to know the position of people or objects in the home, but also to produce some analyses of their behavior. The results are based on an implementation in real conditions for a 75-year-old man living alone in an isolated region of central France.

ACKNOWLEDGMENT

We want to thank Edouard who accepted to test the system for a few months. Edouard is a 75 years old man who lives alone in a mid-size house located in the center of France. He is in good health, thus the presented results are probably not representative of an elderly person with medical handicaps, but allow us to set-up the system in a real environment and extract some statistics from its use.

REFERENCES

- [1] V. Bianchi, P. Ciampolini and I. De Munari, "RSSI-Based Indoor Localization and Identification for ZigBee Wireless Sensor Networks in Smart Homes," in *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 68, no. 2, pp. 566-575, Feb. 2019.
- [2] M. Andries, O. Simonin and F. Charpillet, "Localization of Humans, Objects, and Robots Interacting on Load-Sensing Floors," in *IEEE Sensors Journal*, vol. 16, no. 4, pp. 1026-1037, Feb.15, 2016.
- [3] A. Hadj Henni, R. Ben Bachouch, O. Bennis and N. Ramdani, "Enhanced Multiplex Binary PIR Localization Using the Transferable Belief Model," in *IEEE Sensors Journal*, vol. 19, no. 18, pp. 8146-8159, 15 Sept.15, 2019.
- [4] N. Patwari, L. Brewer, Q. Tate, O. Kaltiokallio and M. Bocca, "Breathfinding: A Wireless Network That Monitors and Locates Breathing in a Home," in *IEEE Journal of Selected Topics in Signal Processing*, vol. 8, no. 1, pp. 30-42, Feb. 2014.
- [5] A. L. Ballardini, L. Ferretti, S. Fontana, A. Furlan and D. G. Sorrenti, "An Indoor Localization System for Telehomecare Applications," in *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics: Systems*, vol. 46, no. 10, pp. 1445-1455, Oct. 2016.
- [6] G. Feng, Y. Yang, X. Guo and G. Wang, "A Smart Fiber Floor for Indoor Target Localization," in *IEEE Pervasive Computing*, vol. 14, no. 2, pp. 52-59, Apr.-June 2015.
- [7] J. Sachs and R. Herrmann, "M-sequence-based ultra-wideband sensor network for vitality monitoring of elders at home," in *IET Radar, Sonar & Navigation*, vol. 9, no. 2, pp. 125-137, 2 2015.
- [8] J. Wang, Z. Zhang, B. Li, S. Lee and R. S. Sherratt, "An enhanced fall detection system for elderly person monitoring using consumer home networks," in *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, vol. 60, no. 1, pp. 23-29, February 2014.
- [9] M. Yu, Y. Yu, A. Rhuma, S. M. R. Naqvi, L. Wang and J. A. Chambers, "An Online One Class Support Vector Machine-Based Person-Specific Fall Detection System for Monitoring an Elderly Individual in a Room Environment," in *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 17, no. 6, pp. 1002-1014, Nov. 2013.
- [10] D. Anderson, R. H. Luke, J. M. Keller, M. Skubic, M. J. Rantz and M. A. Aud, "Modeling Human Activity From Voxel Person Using Fuzzy Logic," in *IEEE Transactions on Fuzzy Systems*, vol. 17, no. 1, pp. 39-49, Feb. 2009.
- [11] L. Yao et al., "Compressive Representation for Device-Free Activity Recognition with Passive RFID Signal Strength," in *IEEE Transactions on Mobile Computing*, vol. 17, no. 2, pp. 293-306, 1 Feb. 2018.

Une canne connectée LoRaWAN, WiFi et BLE pour le suivi des personnes âgées

Khawla LTIFI², Réjane DALCE², Imen MEGDICHE³, Thierry VAL¹

¹Laboratoire IRIT, équipe RMESS, Université de Toulouse 2 Jean-Jaurès, France.

²Laboratoire IRIT, équipe RMESS, ISIS Castres, INU Champollion, France.

³Laboratoire IRIT, équipe SIG, ISIS Castres, INU Champollion, France.

{ltifi,dalce,megdiche,val}@irit.fr

Abstract - Nous présentons dans cet article une architecture réseau hybride combinant les technologies WiFi, Bluetooth Low Energy (BLE) et LoRaWAN et permettant d'assurer la connectivité entre une canne connectée et une architecture fixe. Cette canne est équipée de différents capteurs permettant le suivi de personnes âgées dans un contexte de ville intelligente. Elle est construite autour d'un microprocesseur ESP32 et d'un transceiver LoRa. L'architecture protocolaire se base sur le bus logiciel MQTT qui met à disposition des techniques d'intelligence artificielle le flux de données issu de la canne, dans un objectif de médecine prédictive. L'utilisation de la technologie LoRaWAN impose un rapport cyclique d'émission de 1%, ce qui a nécessité une étude de compression des données émises.
Keywords: IoT, e-santé, Ville intelligente, LoRaWAN, BLE, MQTT.

I. INTRODUCTION

Alors que l'avènement de l'industrie 4.0 engendre un engouement significatif pour les objets communicants sans fil, le domaine de la santé se positionne comme un challenge à différents niveaux : en plus de l'amélioration de leur fiabilité, les objets connectés doivent aussi impliquer une maintenance quasi nulle tout en permettant de remonter des mesures fiables et sécurisées sur le vivant. Afin d'aider les personnes âgées à conserver leur autonomie, les objets connectés sont de plus en plus employés pour le monitoring à distance, la détection de chute et l'actimétrie. Les masses de données produites par ces objets contribuent à l'avènement du Big Data. Pour traiter ces données, en particulier dans le domaine de la santé, diverses techniques sont envisageables. Une attention particulière au vieillissement mène aujourd'hui à des travaux proposant des modèles pour la détection de chute [7] ou encore l'étude de l'équilibre [8]. C'est dans ce contexte général que se positionne ce travail où nous nous proposons de combiner les deux axes : objets connectés et analyse de données. Dans un cadre applicatif, ce travail répond au besoin exprimé par un EHPAD, partenaire médico-social du projet CIPAD (Cannes Intelligentes pour les Personnes Agées ante-Dépendantes), soutenu par Toulouse Tech Transfert (TTT). Le besoin final est de disposer d'une vision temps réel de l'évolution de l'état de santé des résidents. Nous avons ainsi convenu de nous focaliser sur la détection anticipée de la fragilité, ce qui nous permet

d'améliorer l'observation du passage fragilité-dépendance. Cette fragilité peut être suivie via des facteurs comme la perte de poids involontaire, la lenteur de la marche ou la réduction de la force de préhension. Après le croisement des différents éléments: chute, déséquilibre de marche ainsi que quelques éléments de matrice AGGIR et le besoin temps réel, nous avons relevé l'importance de l'observation de la marche en utilisant un ensemble de capteurs tels qu'un capteur d'accélération pour évaluer la vitesse de la marche, un capteur de pression pour mesurer la force de préhension, et un capteur de magnitude pour suivre l'orientation de la marche. De plus, suite à de nombreuses recherches [1], nous avons orienté nos travaux vers l'utilisation d'une canne de marche équipée de capteurs non intrusifs, à l'inverse des capteurs positionnés directement sur la personne. Le dispositif utilisé se base sur la canne développée dans le projet CaNET.

Un second aspect de cette canne est de servir de support à l'interaction avec la ville intelligente. La ville intelligente est généralement perçue comme un environnement équipé de capteurs et d'actionneurs lui permettant de réagir en fonction d'un ensemble de règles. L'objectif de CIPAD est d'élargir l'aspect participatif de la ville intelligente aux seniors, de la même manière que pour les personnes malvoyantes : la canne doit alors pouvoir s'interfacer avec les différentes technologies disponibles dans la ville intelligente.

L'objectif de cet article est de présenter les aspects réseaux et protocoles mis en œuvre dans ce projet. Dans un premier temps, l'objet connecté à l'étude sera replacé dans son contexte. Les choix d'architecture et de technologies liées à la version actuelle seront alors présentés ainsi que les perspectives offertes par ce projet de recherche, en terminant par l'étude de la compression des données transmises par liaisons radio LoRa.

II. EVOLUTION DE CANET

La première version v0 de CaNET se base sur une transmission courte portée de quelques dizaines de mètres, dans la bande ISM 433 MHz [9]. La v0 est principalement destinée à une première preuve de concept, pour une utilisation en intérieur, typiquement dans un appartement ou une maison intelligente. Cette canne a permis de mettre en évidence l'adéquation des capteurs accéléromètres et gyromètres 3D avec

la récupération d'informations concernant la marche, et de développer et tester des algorithmes de détection de chute, de mesure de distances parcourues, de changement de direction ou encore d'évaluation du nombre de pas. Cette version de la canne intègre un nœud WiNo [10] : ce équipement, conçu au sein du laboratoire IRIT, comprend un émetteur/récepteur radio associé à un processeur Teensy 3.2 et une batterie rechargeable. Un ordinateur, lui aussi équipé d'un WiNo, reçoit les informations et affiche en temps réel les mouvements de la canne en 3D [1]. Dans une seconde version v1, nous avons remplacé la technologie de communication 433 MHz par une liaison LoRa à 868 MHz. Ceci nous a permis de disposer d'une portée bien plus importante, de l'ordre de plusieurs centaines de mètres : le suivi de la personne lors de ses promenades à l'extérieur de son habitation [2] devient alors envisageable. Nous avons également intégré le bus logiciel MQTT à notre architecture afin de centraliser les échanges de données et de commandes entre l'équipement côté patient et les outils du personnel de surveillance médicale. Comme nous l'avons évoqué en introduction, le projet actuel CIPAD est plus ambitieux. Il vise à concevoir une canne connectée associant différentes technologies de communication complémentaires en termes de débit, de portée, de disponibilité, de coût, de qualité de service et d'interaction. Face aux objectifs du projet, nous avons conçu une troisième version de CaNET v2, équipée de trois technologies de communications sans fil, mais aussi d'un nouveau capteur mesurant la pression de la main sur la poignée de la canne, en plus des capteurs habituels (accéléromètres 3D et gyromètres 3D). La carte électronique conçue à cet effet est basée sur un microcontrôleur ESP32, un transceiver radio RFM95, un double capteur accéléromètre/magnétomètre 3D LSM303 et un capteur de pression FSR402. Dans les deux précédentes versions de CaNET, v0 et v1, nous avons utilisé la librairie RadioHead [3] permettant de piloter facilement les transceivers radio RFM22 (CaNET v0 en 433 MHz) et RFM95 (CaNET v1 en 868MHz LoRa). Pour conserver cette dualité et assurer la rétrocompatibilité, nous avons basé le câblage entre transceiver et ESP32 sur le modèle de la v1. Néanmoins, la volonté d'intégrer la pile LoRaWAN imposant le support de la librairie L-MIC [5], nous avons ajouté les connexions nécessaires entre ESP32 et RFM95 (GPIO0, 1, 2, RESET, INT, NSS) au câblage existant. En effet, le projet CIPAD devant permettre un interfaçage entre la canne et les outils de suivi des soignants, le support de LoRaWAN apportera la capacité pour un objet connecté à rejoindre le monde IP, même dans les cas de communications très contraintes. Finalement, le choix d'un microcontrôleur ESP32 pour la CaNet v2, nous donne accès à l'écosystème Arduino qui a été retenu pour le développement.

Les figures 1 et 2 présentent l'actuel prototype de la canne utilisée dans le projet CIPAD ainsi qu'une vue rapprochée de la carte électronique.



Figure 1 Prototype de canne du projet CIPAD



Figure 2 Système embarqué du projet CIPAD

III. ARCHITECTURE PROTOCOLAIRE ET RÉSEAU

WiFi et Bluetooth font déjà partie intégrante du paysage de la Smart City [11][12]. Si LoRa n'apparaît pas encore systématiquement dans les technologies retenues pour les travaux existants, le besoin d'un lien bas débit longue portée ne fait aucun doute puisque l'objectif est la conservation de l'autonomie des personnes âgées. Notre expérience de LoRa nous a permis d'envisager d'étendre ces simples liaisons sans fil entre canne et passerelle (gateway) LoRa: en rendant compatible la canne avec LoRaWAN, nous rajouterons l'accès Internet aux liens sans fil. Cette gateway LoRaWAN sera mise en œuvre dans l'EPHAD mais pourrait également être déployée chez un particulier. LoRaWAN impose dans la bande 868 MHz des contraintes en termes de rapport cyclique d'émission (généralement 1% du temps), qui restent néanmoins compatibles avec la faible quantité de données à transmettre.

Nous proposons ainsi, pour notre architecture protocolaire et réseau, l'usage des trois liens de communication radio : WiFi, BLE et Lora peuvent être utilisés simultanément, ou indépendamment, en fonction des besoins, des flux de données, du type de message, de leur périodicité, de leur sens, etc. Chaque technologie présente des avantages mais aussi des inconvénients liés à ses caractéristiques intrinsèques :

- Le lien WiFi offre l'accès au réseau IP sans contrainte de rapport cyclique, avec un débit de l'ordre du Mb/s sur une portée de quelques dizaines de mètres mais est la plus coûteuse des 3 technologies en termes d'énergie. Cette technologie sera préférée lors des échanges, éventuellement bi-directionnels, de grosses quantités de données, en IP, afin d'accéder éventuellement à Internet ou au LAN de l'habitat.
- Le lien BLE offre un débit plus faible sur une portée de quelques mètres. IP n'est pas natif mais il est possible moyennant l'empilement de couches d'adaptation, en

ajoutant par exemple, au-dessus d'un port série émulé sur BLE, les couches PPP et IP. BLE sera préféré pour les échanges ponctuels avec le Smartphone ou des nœuds environnementaux dans une ville intelligente. Sa faible consommation lui permet d'être allumée en permanence sans nuire à la durée de vie de la batterie embarquée dans la canne qui doit au moins durer une journée (recharge nocturne).

- Le lien radio LoRa, permet d'atteindre une gateway LoRa et moyennant un Packet Forwarder dans cette gateway compatible LoRaWAN, d'atteindre un serveur LoRa sur Internet, où sont hébergés des services de traitement de données par exemple avec un bus MQTT (en souscrivant à des topics classifiant les types d'informations issues de la canne). Cette architecture protocolaire et réseau est rendue possible par l'utilisation de gateways LoRaWAN comme par exemple la passerelle Lite Gateway de IMST iC880A [4]. En associant à la gateway le firmware [6], il est possible de disposer d'une passerelle multi-canal compatible avec LoRaWAN pour concevoir son propre réseau privé LoRaWAN. Comme indiqué précédemment, les divers nœuds mobiles tels que CaNET intégreront la librairie L-MIC car compatible LoRaWAN. Il est par contre important de noter que ces liens LoRa doivent être utilisés en respectant un rapport cyclique de 1% pour respecter le standard, ce qui impose de compresser les données brutes issues des capteurs avant toute transmission radio LoRa. Les portées varient avec les paramètres choisis pour les liens radio (SF : Spreading Factor en particulier), mais peuvent atteindre plusieurs kilomètres si le débit est très faible et le temps d'émission de chaque trame assez long (de l'ordre de la seconde). Finalement, dans le mode le plus économe en énergie associé à cette technologie, un message de la canne représente une opportunité de transmission de la gateway vers l'objet mobile : cette opportunité permettra, dans le cadre du projet, de transmettre des notifications, des commandes, du paramétrage, etc.

L'architecture résultante est représentée à la figure 3.

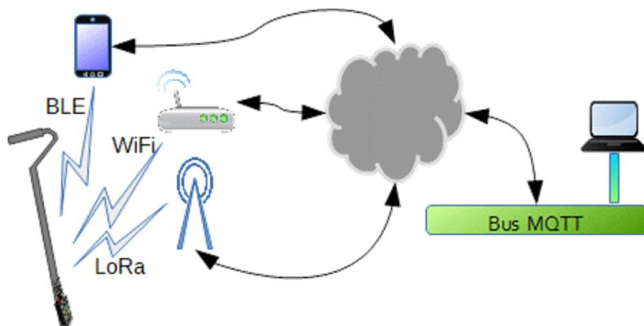


Figure 3 Architecture de réseau du projet CIPAD

IV. ADAPTATION DU FLUX DE DONNÉES

La normalisation sub-gigahertz impose un rapport cyclique d'émission sur les liens radio LoRaWAN de 1%. Ceci veut dire qu'aucune transmission n'est permise au transceiver LoRa durant par exemple 99s après l'émission d'une trame durant 1s. Si la technologie LoRa en termes de consommation énergétique et de portée est adaptée à notre projet de suivi des seniors en dehors de leur résidence, cette contrainte de rapport cyclique constitue un challenge significatif. Les données à transmettre sont les suivantes :

- L'accélération linéaire dans les 3 dimensions,
- L'orientation 3D issue du magnétomètre,
- La pression de la main sur la poignée,

D'autres signaux comme l'état de la batterie embarquée peuvent être pertinents et donc transportés par ce lien. Les études précédentes sur l'exploitation des données [KESS20] ont montré qu'à partir d'un échantillonnage à 10Hz de l'accélération et l'orientation, il était possible de détecter les instabilités et prévoir les chutes. Cette fréquence d'échantillonnage est incompatible avec LoRaWAN : en continuant à échantillonner pendant la première période de silence après la transmission de 31 octets à SF=7, la quantité de données accumulées dépasse la taille maximale d'un message pour cette technologie. En faisant abstraction des contraintes de tailles mémoire et de taille de message, le 4e message devrait être suivi d'un silence d'un peu plus d'une semaine.

Pour adapter le flux de données à notre problématique, deux solutions sont envisagées :

- Déployer le modèle de prédiction sur la canne pour le traitement temps réel des données,
- Réduire la taille du flux de données et ainsi respecter le rapport cyclique en émettant par salves.

La première approche constitue un challenge à la fois pour les outils de prédiction utilisés mais aussi pour la mise à jour du modèle. En effet, un modèle de prédiction basique élaboré à partir d'une population représentative peut être utilisé au démarrage de la canne mais ce modèle a vocation à évoluer afin d'être ajusté à l'utilisateur. Cela se fait dans le cadre d'un apprentissage continu, déjà envisagé dans nos travaux antérieurs [13]. Les liens BLE et WiFi sont des candidats envisagés pour ce mode de fonctionnement.

Dans le cadre de la seconde approche, nous envisageons d'agir à la fois sur le rythme de capture des données et sur leur taille. En ce sens, des tests ont été réalisés pour comparer des algorithmes de compression avec et sans perte d'information, en utilisant plusieurs librairies Arduino : Protocol-Buffer, Brotli et Miniz. Le 1er, Protocol Buffer, donne les meilleurs résultats.

Pour ce qui est de la cadence de capture, nous avons procédé à une campagne de mesures de longue durée avec la canne. Cette dernière était utilisée par un jeune adulte qui, pendant

30minutes, a marché à son rythme en intégrant des chutes à l'expérience.

L'analyse spectrale par transformée de Fourier des données issues des différents capteurs, représentée en figure 4 pour l'accéléromètre et en figure 5 pour le magnétomètre, suggère une possible réduction de la fréquence sans pertes. En effet, le pic d'énergie se retrouve sur des composantes fréquentielles en-dessous de 2Hz pour les deux sources de données.

Ces tests ayant été réalisés avec un participant jeune, nous pouvons attendre une vitesse inférieure chez un participant âgé et donc une marge de réduction de la fréquence d'échantillonnage encore plus large.

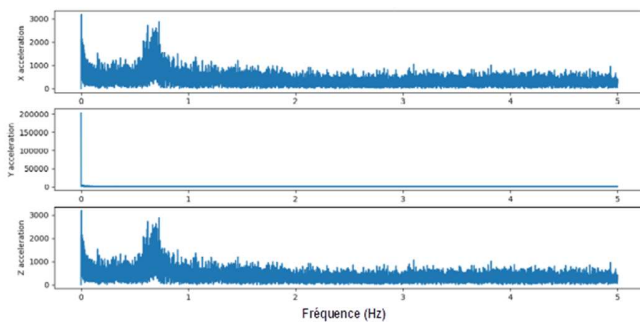


Figure 4 Représentation spectrale des données d'accélération collectées à 10Hz

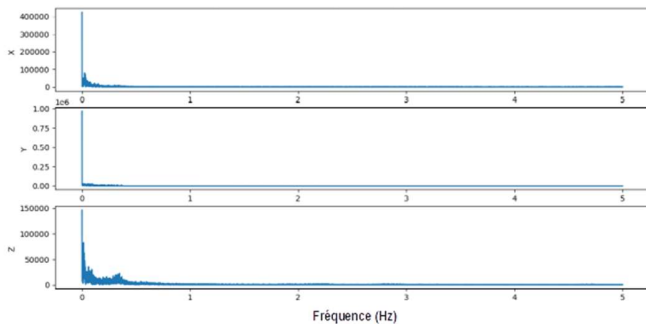


Figure 5 Représentation spectrale des données du magnétomètre collectées à 10Hz

Néanmoins, le réglage final devra se faire en présence de la chaîne complète de traitement afin d'éviter de perdre de potentiels signaux faibles exploités par le modèle de prédiction de la fragilité [13]. Ces premières études sont encourageantes et nous orientent vers une solution hybride couplant compression non destructrice, échantillonnage toutes les 500ms, et pré-traitement nécessaire par le processeur embarqué.

V. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Nous avons présenté dans cet article le choix de l'architecture protocolaire et réseau d'une nouvelle canne connectée (CaNET v2) associant trois technologies de communications complémentaires : BLE, WiFi et LoRAWAN. Cette canne permet le suivi temps réel à distance des personnes âgées qui en sont équipées. Cette version 2 de CaNET a nécessité la conception d'une nouvelle version matérielle, et l'utilisation de briques logicielles adaptées aux trois moyens de communication sans fil. La canne est également équipée d'un nouveau capteur de pression évaluant la force de préhension de la main. L'utilisation du bus MQTT rend aisé l'interfaçage avec des applications de traitement de données de type Intelligence Artificielle. CIPAD comprend également le développement des applications embarquées dans la canne et sur les serveurs du réseau et ordinateurs distants, le test réel de cette canne dans l'EPHAD AGIR de Castres, la récolte des données, et leur analyse par des techniques d'IA adaptées.

REMERCIEMENTS

Les auteurs remercient en particulier TTT pour le soutien du projet CIPAD ProtoPitch et notre partenaire l'EPHAD AGIR de Castres.

REFERENCES

- [1] A. Lachtar, T. Val, A. Kachouri, "3DCane: a monitoring system for the elderly using a connected walking stick", International Journal of Computer Science and Information Security, Vol. 14 N. 8, ISSN 1947 5500, IJCSIS, USA, 08/2016.
- [2] A. Lachtar, T. Val, A. Kachouri, "Elderly monitoring system in a smart city environment using LoRa and MQTT", IET Wireless Sensor Systems, IET Digital Library, novembre 2019.
- [3] RadioHead <https://www.airspayce.com/mikem/arduino/RadioHead/>
- [4] Lite Gateway <https://shop.imst.de/wireless-modules/lora-products/36/lite-gateway-demonstration-platform-for-lora-technology>
- [5] LMIC <https://github.com/matthijskooijman/arduino-lmic>
- [6] LoRa <https://github.com/Lora-net/LoRaMac-node/branches>
- [7] M. Musci, D. De Martini, N. Blago, T. Facchinetti, and M. Piastra. Online fall detection using recurrent neural networks. CoRR, abs/1804.04976, 2018.
- [8] R. E. Hubbard, E. M. P. Eeles, M. R. H. Rockwood, N. Fallah, E. Ross, A. Mitnitski, and K. Rockwood. Assessing balance and mobility to track illness and recovery in older inpatients. Journal of General Internal Medicine, 26(12):1471-1478, Dec 2011.
- [9] T. Val, E. Bougeois, A. van den Bossche, N. Cazenave, L. Redon, A. Soveja, T. Villemur, « Projet CANet : un système de suivi de personnes à mobilité réduite grâce à leur canne de marche », revue EsprIUT, Numéro spécial Recherche, Vol. Hors-série, p. 10-11, février 2013.
- [10] A. van den Bossche, R. Dalce, T. Val, "Enabling Fast-prototyping of Connected Things using the WiNo* Family", chap. 4, Wiley, Vol. 7, Challenges of the Internet of Things, Technology, Use, Ethics, Digital Tools and Uses SET, septembre 2018
- [11] Wondeuk Y. et al., HERMES: GS1-based SmartCity Service Intercommunity, IEEE International Smart Cities Conference (ISC2), 2018.
- [12] A. Zanella, N. Bui, A. Castellani, L. Vangelista, M. Zorzi, « Internet of Things for Smart Cities », IEEE Internet of Things Journal, vol. 1, no1, février 2014.

- [13] O. Fakhfakh, I. Megdiche, R. Dalce and T. Val, "Imbalance Prediction Among Elderly People Using Deep Learning," 2020 IEEE/ACS 17th International Conference on Computer Systems and Applications (AICCSA), Antalya, Turkey, 2020, pp. 1-5, doi: 10.1109/AICCSA50499.2020.9316519.

Etude ROSIE : Etat des lieux national de l'utilisation des robots sociaux en établissement gériatrique

Anna Goncalves^{1,2}, Maribel Pino^{1,2,3}, Etienne Berger^{1,2}, Samuel Benveniste^{1,3}, Melody Monthéard⁴, Anne-Sophie Rigaud^{1,2}

¹ Université de Paris, EA 4468, Paris, France

² Hôpital Broca, AP-HP, Paris, France

³ Centre d'Expertise National en Stimulation Cognitive (CENSTIMCO), Paris, France

⁴ Gerond'IF-Gerontopôle d'Ile de France, Paris France

Résumé

Les interventions à médiation robotique (IMR) se sont beaucoup développées ces dernières années en France, notamment dans le secteur gériatrique. Cependant, les pratiques dans ce domaine demeurent particulièrement hétérogènes, rendant leur vision à l'échelle nationale opaque et parcellaire.

Face à ce constat, le projet ROSIE a vu le jour. L'un de ses objectifs était de dresser un état des lieux national de l'implémentation des robots sociaux en gériatrie à travers l'analyse des dimensions clinique, médico-économique, organisationnelle et éthique.

Pour cela, une étude qualitative a été menée sur la base d'un questionnaire informatique mis en ligne complété par des interviews téléphoniques enregistrés et retranscrits. Au total, 59 établissements ont participé. L'analyse de l'ensemble de ces verbatims a été faite selon la méthode thématique inductive.

Elle a permis de mieux comprendre les usages et les limites des IMR en gériatrie, en particulier leurs indications, les effets cliniques observés, leurs conditions d'utilisation, les ressources humaines et économiques engagées et les questionnements éthiques soulevés.

Cette étude, en ayant dressé un état des lieux national des IMR en établissement gériatrique, pourra servir de socle dans l'identification des pistes d'accompagnement des différents acteurs impliqués dans ce domaine.

Keywords: *Intervention à médiation robotique, personne âgée, troubles neurocognitifs, accompagnement du patient*

I. INTRODUCTION

Le vieillissement de la population soulève de nombreux défis dans le domaine de la santé et des services sociaux.

L'intelligence artificielle, et notamment la robotique, qui avaient déjà trouvé des applications dans le domaine de la santé, tendent de fournir un élément de réponse aux problématiques soulevées par le vieillissement de la population [1], notamment avec l'émergence de la robotique sociale, branche de la robotique, développant des robots (entités

mécaniques dotées d'une intelligence artificielle) capables d'interactions sociales avec l'utilisateur [2].

Deux catégories de robots-sociaux peuvent jouer un rôle en gériatrie. Les robots d'assistance ou de service dont le rôle est d'aider l'utilisateur dans les activités de la vie quotidienne et les robots compagnons, caractérisés par leur comportement social (parole, expression faciale, gestuelle...), développés pour tenter d'améliorer l'état de santé et le bien-être des personnes [2]. Ces derniers présentent des traits humanoïdes (comme NAO, petit robot humanoïde autonome et programmable développé en France) ou animaloïdes (comme le robot japonais Paro, en forme de bébé phoque).

Ces deux robots, par leur capacité à réagir de manière autonome aux comportements humains, peuvent aider dans la prise en charge des personnes âgées présentant des troubles neurocognitifs modérés à sévères, notamment celles éprouvant des difficultés à communiquer par la parole [3][4][5][6].

L'utilisation de la robotique sociale en secteur gériatrique soulève de multiples questions balayant de nombreux domaines aussi bien clinique, éthique, organisationnel que médico-économique [7].

L'utilisation des robots-sociaux en gériatrie est une discipline relativement nouvelle. La plupart des études ont évalué l'efficacité clinique et l'acceptabilité de ces technologies dans le champ de la gériatrie, fournissant des résultats prometteurs dans ce secteur [8][9]. En revanche, peu d'études ont porté sur l'évaluation des autres aspects (organisationnel, médico-économique et éthique) de ces technologies, pourtant essentiels à l'analyse de leur implantation dans les lieux d'expérimentation et de leur potentiel de généralisation à l'ensemble du secteur gériatrique.

En France, plus d'une centaine de structures d'accueil pour personnes âgées en perte d'autonomie ont participé ou participent à des expérimentations avec des robots sociaux, mais nous possédons peu de retours sur l'analyse de leurs pratiques.

L'objectif de cette enquête est de dresser un état des lieux national sur les expérimentations des robots sociaux en gériatrie, en s'appuyant sur les retours d'expérience des acteurs

de terrain, en intégrant les différentes dimensions (aussi bien clinique, éthique, organisationnelle que médico-économique) à l'analyse de leur usage, de façon à identifier les facteurs facilitateurs et les freins à leur utilisation.

II. MÉTHODE

A. Participants

Nous avons mené une étude mixte (quantitative et qualitative), exploratoire, prospective, multicentrique et nationale sur la base de questionnaires en ligne.

Les personnes interrogées étaient des professionnels de santé issus de formations différentes (aide-soignant, infirmier, IDEC, cadre de santé, médecin, ergothérapeute, psychologue, directrice d'EHPAD...) exerçant dans des établissements gériatriques ayant mené une expérimentation en matière de robotique sociale.

B. Outils

Le contenu du questionnaire a été élaboré sur la base du modèle HTA (modèle d'évaluation des technologies de santé développé par European Network for Health Technology Assessment) [10] [11] comprenant 9 dimensions d'étude : problème de santé et utilisation actuelle de la technologie (CUR), Aspects techniques (TEC), Sécurité (SAF), Efficacité clinique (EFF), Coûts et évaluation économique (ECO), Analyse éthique (ETH), Aspects organisationnels (ORG), Patients et aspects sociaux (SOC), Aspects juridiques (LEG).

Ce questionnaire était divisé en trois parties : une partie générale permettant de renseigner des données essentielles sur l'établissement ; une partie générale concernant le rapport de l'établissement avec la robotique sociale et une partie spécifique portant sur les expérimentations menées en matière de robotique sociale.

Les participants étaient également invités à produire des commentaires libres écrits sur les expérimentations en robotique faites dans leur établissement.

C. Procédure

Le questionnaire a été mis en ligne au cours du premier trimestre 2019, pour une durée de 3 mois, en utilisant pour sa diffusion, la plateforme « Survey Monkey », une application web gratuite permettant de créer des sondages en ligne, des formulaires et des enquêtes [12].

Le questionnaire pouvait ensuite être complété par un entretien téléphonique avec un des professionnels de l'établissement afin de compléter les données manquantes. Les principaux thèmes abordés concernaient les modalités d'utilisation des robots, la formation des professionnels à leur utilisation, les effets des interventions robotiques sur les

résidents et les soignants et les réticences rencontrées (résidents, soignants, proches) lors de leur mise en œuvre.

Une déclaration de mise en conformité a été faite auprès du DPO (Data Protection Officer) de l'APHP.

Au total, 59 établissements ont répondu au questionnaire et le questionnaire a été complété par un entretien téléphonique avec un des professionnels dans 55 établissements.

D. Analyse des données

Les interviews téléphoniques ont été enregistrés et retranscrits. Ces données ont été ajoutées aux verbatims (commentaires libres) issus des questionnaires.

Nous avons réalisé une analyse descriptive des données quantitatives et une analyse qualitative de l'ensemble des verbatims (commentaires libres écrits des questionnaires et données des entretiens téléphoniques) selon la méthode thématique inductive [13]. Tous les verbatim des professionnels ont été classés dans les thèmes et sous thèmes auxquels ils faisaient référence dans la classification HTA.

III. RÉSULTATS

A. Données administratives et générales concernant les établissements étudiés

1) Données administratives concernant les établissements étudiés

Le questionnaire a été complété par 59 établissements. Ces établissements étaient répartis dans 31 départements. 20 établissements étaient situés en Île-de-France. Dans l'ensemble des établissements, 41 (69,5%) étaient des EHPAD, 15 (25,4%) des services cliniques, 2 (3,4%) des résidences seniors et on comptait 1 (1,7%) foyer logement. Les établissements publics étaient au nombre de 32 (54%) les établissements privés à but non lucratif 17 (29%), les établissements privés à but commercial 10 (17%).

Les expérimentations avec les robots existaient depuis 2007. A la date de la passation du questionnaire, 93,2% des établissements utilisaient un robot social.

2) Identification des personnes ayant répondu au questionnaire

Parmi l'ensemble des personnes ayant répondu au questionnaire en ligne, 22 (37,3%) étaient des IDE et aides-soignants, 16 (27,1%) étaient des IDEC, cadres infirmiers, IDE IPA, 15 (25%) des administratifs, 5 (8,5%) d'entre eux étaient des médecins et 1 (1,7%) personne provenait de l'équipe d'animation.

Les robots sociaux étaient préférentiellement utilisés dans les pratiques courantes comme les soins, l'animation, la vie quotidienne de l'établissement dans 52 établissements (88,1%). Ils étaient mobilisés dans le cadre de la recherche dans 7 établissements (11,9%).

Leur emploi était fait de façon régulière dans 32 établissements ou de façon ponctuelle dans 20 établissements.

Le robot pouvait être utilisé soit en groupe, soit de façon individuelle.

« Les modes d'utilisation sont variables : En individuel PARO est utilisé pour calmer uniquement dans la matinée. En collectif c'est un outil d'animation : il est déposé sur une table à la disposition des résidents durant les temps morts (post activités) » (Psychologue)

Les soignants pouvaient avoir recours aux robots de jour comme de nuit.

2) *Elaboration d'un protocole d'utilisation par l'établissement*

Dans 28 (44,1%) établissements, il existait un protocole d'utilisation des robots. Pour PARO, 28 (36%) établissements ont fait un protocole tandis que 31 (63,3%) établissements n'en ont pas établi.

Plusieurs professionnels ont insisté sur la nécessité de mettre en place des protocoles d'utilisation des robots et sur l'importance de la préparation de l'intervention robotique.

« Si les interventions à médiation robotique ont un objectif bien défini et sont bien préparées (intégration dans l'organisation du travail et réflexion autour du partage des rôles humains/robots, identification des personnes pouvant en bénéficier, personnalisation des contenus...), elles peuvent avoir des effets très positifs sur l'estime de soi, le lien social et la communication des patients âgés... » (Médecin)

Cette préparation était particulièrement importante pour les interventions utilisant un robot humanoïde comme NAO qui nécessitent que le robot soit programmé avant l'activité.

3) *Mise en place d'une formation à l'utilisation des robots par l'établissement*

Pour les interventions utilisant le robot PARO, certaines institutions ont mis en place des formations, d'autres non.

Ces formations étaient hétérogènes comportant souvent la formation par l'entreprise de commercialisation du robot, parfois associée à une formation complémentaire par des professionnels de l'institution (par exemple une initiation ou une supervision par un collègue).

Certains professionnels souhaitaient rédiger un guide d'utilisation.

La plupart des professionnels insistait sur l'importance de cette formation pour permettre aux soignants de se familiariser avec le robot.

Ils soulignaient également la nécessité de répéter cette formation dans le temps afin de maintenir la connaissance du maniement du robot dans l'institution malgré le turn-over des soignants.

« Les professionnels ont noté un manque de formation ayant entraîné une sous-utilisation des robots : PARO est utilisé dans le PASA et pas du tout dans l'EHPAD, quand bien même il serait utile aux soignants la nuit ou le matin. Il y a une méconnaissance des soignants de l'EHPAD sur PARO. Une réflexion est menée avec l'ergothérapeute d'un autre établissement de la Fondation pour la création de fiches de type "quand utiliser PARO ?", "comment l'utiliser" car il y a une vraie difficulté à l'aborder. Il y a une nécessité de former le personnel soignant » (Ergothérapeute).

Pour les activités utilisant des robots humanoïdes nécessitant habituellement la présence de deux professionnels (l'un étant l'intervenant principal auprès des patients et l'autre maniant le robot), la formation de ces professionnels à l'utilisation du robot était indispensable en particulier pour celui des deux en charge de la manipulation du robot.

4) *Impact de l'utilisation des robots sur l'organisation des soins*

L'impact de l'utilisation des robots sur l'organisation des soins était apprécié de façon variable.

Certains professionnels signalaient l'absence de retentissement sur l'organisation des soins en soulignant que le robot s'intégrait à des activités préexistantes.

« L'organisation du travail des soignants n'a donc pas été impactée puisque l'utilisation de PARO entre dans le cadre d'activités de l'après-midi déjà établie dans leur emploi du temps » (Infirmière coordonnatrice)

D'autres professionnels (n=8) observaient des bénéfices tels qu'un gain de temps, un allègement de la charge mentale sur l'organisation du travail des soignants entraînant une baisse du stress des soignants.

« Pour l'organisation du travail des soignants, PARO est un outil d'allègement émotionnel, le soignant peut s'appuyer sur le robot pour calmer les anxiétés ou l'agressivité de certains résidents. Le travail effectué en est ainsi de meilleure qualité » (Psychomotricienne)

Cependant, beaucoup de professionnels soulignaient des difficultés pour organiser les interventions robotiques dans le cadre des soins. Certaines limites étaient liées au manque de formation et de temps disponible pour organiser l'IMR. D'autres raisons concernaient les contraintes d'entretien du robot et le fait qu'il était placé dans un endroit peu accessible afin de ne pas être volé ce qui limitait son emploi.

leur utilisation étaient constatées dans 33 (55,9%) établissements.

La réticence provenait dans 24 établissements des professionnels, dans 16 établissements des patients ou résidents et dans 3 établissements des proches des patients ou résidents.

1) Rapport des soignants à l'utilisation des robots sociaux

L'adhésion des soignants à l'intervention robotique était variable.

Les causes de la réticence étaient diverses comme la crainte d'utiliser de nouvelles technologies, le manque de temps dans les soins, la peur d'être remplacé par des machines, le fait que la médiation robotique était imposée par la hiérarchie.

Un point notable était que l'adhésion pouvait survenir secondairement dans une équipe.

« Dans un premier temps, le robot est resté dans un placard (manque de temps, d'intérêt des soignants, refus des psy d'utiliser le robot car problème d'éthique, dévalorisation du travail) puis une phase d'appropriation du robot par les soignants (acceptation tardive) » (Médecin)

2) Rapport des patients et résidents à l'utilisation des robots sociaux

Les résidents pouvaient considérer le robot comme une machine, comme un animal (qui pouvait être plaisant ou déplaisant) ou comme un jouet.

« Les patients atteints d'Alzheimer se divisent en deux groupes : ceux qui projettent en PARO un véritable animal et ceux qui savent que c'est un robot » (Psychomotricienne)

Les réticences des résidents à l'égard des robots pouvaient être liées à un manque d'intérêt, une peur du robot ou à une crainte d'être stigmatisés.

« Une partie des résidents qui identifient Paro (en tant que robot) ne voient pas l'intérêt de communiquer avec lui, d'autres avec des troubles cognitifs, étaient dérangés par son regard » (Psychomotricienne)

3) Existence d'un profil de répondeurs parmi les résidents

On peut se poser la question de l'existence d'un profil de répondeurs (accepteurs) à Paro.

Certains professionnels ont noté que le robot Paro était plus accepté par les femmes que par les hommes, et par les personnes qui avaient déjà eu des animaux dans leur vie.

D'autres professionnels notaient que le robot était mieux accepté par les personnes qui avaient des troubles cognitifs que par celles en bonne santé sur le plan intellectuel.

H. Perception de l'impact de l'IMR par les professionnels de santé

L'impact de l'intervention robotique est présentée dans la figure ci-dessous (Figure 1) :

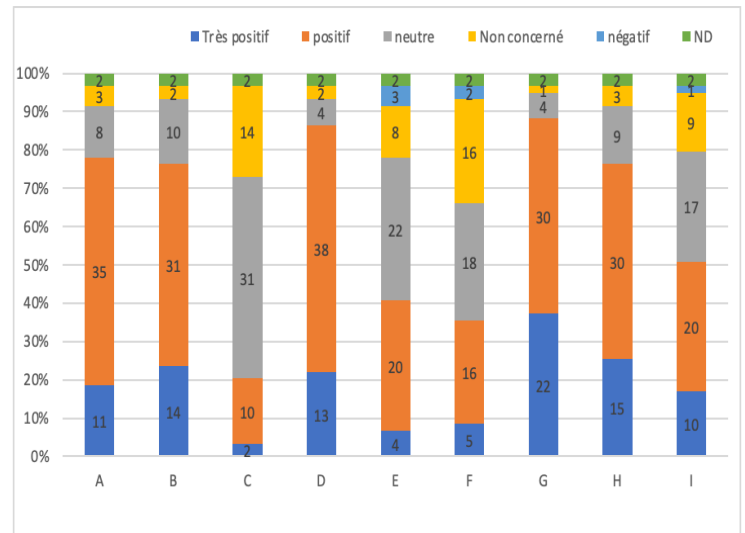


Figure 1. Impact de l'IMR

A : Etat des cliniques des personnes âgées ; B : Qualité de vie des personnes âgées ; C : Sécurité des personnes âgées ; D : Qualité de prise en charge des personnes âgées ; E : Organisation du travail des soignants ; F : Rapport coûts/bénéfices ; G : Satisfaction des personnes âgées ; H : Satisfaction des professionnels ; I : Satisfaction des familles

IV. DISCUSSION

A. Rappel des principaux résultats et comparaison aux études antérieures

Dans cette étude, les IMR étaient principalement adressées aux personnes âgées ayant des troubles neurocognitifs évolués présentant des troubles du comportement.

Elles étaient utilisées le plus souvent à visée thérapeutique (afin de soulager les angoisses, de calmer les accès d'agitation, de favoriser l'endormissement chez les patients présentant des troubles du sommeil, de stimuler les patients apathiques, de réguler l'humeur des patients dépressifs) et d'animation en jouant un rôle de médiateur pour faciliter la communication entre les différents intervenants. Elles étaient également utilisées dans les séances de stimulation cognitive.

Pour de nombreux professionnels de soins, l'utilisation des IMR permettait de remplir ces objectifs. Cependant, pour certains, ces effets étaient de courte durée et susceptibles de s'épuiser avec une utilisation trop fréquente des IMR.

De nombreuses revues scientifiques corroborent ces effets [8]. En effet, les principaux bénéfices de l'utilisation des robots sociaux en gériatrie décrits dans la littérature sont la réduction des troubles comportementaux et leur utilisation comme outils de médiation et d'aide à la communication au cours d'ateliers d'animation ou de stimulation cognitive [2][8][14][15].

Certains aspects organisationnels tels que le manque de temps et de formation, le coût des robots (à l'achat et pour leur maintenance) et certaines questions éthiques telles que le risque d'infantilisation et de tromperie du sujet âgé, le risque de remplacement de l'homme par la machine étaient identifiés comme des freins à leur utilisation par certains professionnels de santé. Ces obstacles étaient également décrits dans la littérature [8].

Plusieurs professionnels de santé ont insisté sur la nécessité de mettre en place des protocoles d'utilisation et de proposer des formations pour encadrer la pratique des IMR.

B. Intérêt de l'étude

Un des aspects positifs de cette étude est qu'il s'agit d'une étude de grande ampleur à l'échelle nationale puisque plus de 100 établissements gériatriques français ayant mené ou menant des études sur les IMR ont été inclus, permettant ainsi de rendre compte de l'hétérogénéité des pratiques.

De plus, la majorité des études figurant dans la littérature relative à l'utilisation des IMR dans le secteur gériatrique porte sur les personnes âgées ciblées par l'intervention et évalue la plupart du temps ces technologies selon deux dimensions, leur efficacité clinique et leur acceptabilité. Les dimensions organisationnelles, médico-économiques, éthiques ou légales faisant souvent défauts. Cette étude, en se basant sur l'expérience des professionnels de terrain et en proposant une évaluation multidimensionnelle de l'utilisation des IMR en gériatrie (incluant notamment les dimensions techniques, organisationnelles et éthiques) permet de fournir une vision plus globale de l'utilisation de cette technologie et d'identifier les besoins des utilisateurs ainsi que les facteurs facilitateurs et les freins à son utilisation.

C. Limites de l'étude

En collectant les avis de professionnels de terrain et non ceux d'observateurs extérieurs, cette étude permet certes d'analyser le regard porté par l'utilisateur sur l'outil, ses modes d'applications et ses potentiels effets, mais au prix d'une vision parcellaire et subjective de son implantation dans le secteur gériatrique.

De plus, malgré la volonté d'exhaustivité dans les critères d'évaluation des IMR, certains aspects notamment médico-économiques et légaux ne sont pas abordés dans cette étude. Cette limite est somme toute relative, puisque les données de cette étude, issue du projet Rosie, pourront être complétées aux

données produites par l'enquête ethnographique figurant dans ce projet.

V. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Cette enquête nous a permis de recueillir la vision des professionnels de terrain concernant l'IMR dans les établissements gériatriques en France.

Selon la plupart d'entre eux, l'utilisation des robots sociaux dans le secteur gériatrique a un intérêt clinique. En effet la majorité dit avoir observé plusieurs effets positifs au cours de leur utilisation chez la personne âgée.

Néanmoins, de nombreux acteurs soulèvent des questionnements d'ordre éthique et pointent du doigt des difficultés d'ordre organisationnel liées au cadre professionnel, d'ordre technique liées au manque de formation et d'ordre économique concernant une pratique relativement récente dont l'implantation dans les établissements gériatriques est en cours de développement.

Cette enquête de terrain a permis de compléter les données de la littérature en collectant les avis de professionnels amenés à utiliser cette technique auprès des personnes âgées en établissement gériatrique français à un instant donné et en proposant une analyse des données collectées au travers différentes dimensions.

Ces résultats, prenant en compte les besoins des professionnels de terrain ayant fait l'usage de cette technologie, pourront servir de base dans la rédaction de recommandations de bonnes pratiques et l'élaboration d'outils d'aide à l'utilisation des robots sociaux en secteur gériatrique.

REMERCIEMENTS

Cette enquête a bénéficié du soutien de la CNSA et du groupe Malakoff-Humanis dans le cadre du projet ROSIE, porté par Géron'd'if (le Gérontopole d'Ile de France) en partenariat avec le Living Lab LUSAGE (Hôpital Broca, APHP), spécialisé dans l'évaluation de gérontechnologies, et la chaire Hospinomics (Paris School of Economics, APHP) en collaboration avec l'EA 2694 « Santé Publique : Epidémiologie et Qualité des Soins » de l'Université de Lille, spécialisé dans le domaine de l'économie de la santé et l'évaluation des technologies de santé.

REFERENCES

- [1] S. Petersen, S. Houston, H. Qin, C. Tague, et J. Studley, « The Utilization of Robotic Pets in Dementia Care », *J. Alzheimers Dis. JAD*, vol. 55, n° 2, p. 569- 574, 2017, doi: 10.3233/JAD-160703.
- [2] J. Broekens, M. Heerink, et H. Rosendal, « Assistive social robots in elderly care: A review », *Gerontechnology*, vol. 8, n° 2, p. 94- 103, 2009, doi: 10.4017/gt.2009.08.02.002.00.

- [3] K. Wada, T. Shibata, T. Musha, et S. Kimura, « Robot therapy for elders affected by dementia », *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 27, n° 4, p. 53- 60, juill. 2008, doi: 10.1109/MEMB.2008.919496.
- [4] K. Hs, M. K, K. R, et K. Is, « Review of outcome measures in PARO robot intervention studies for dementia care. », *Geriatr. Nurs. N. Y. N.*, vol. 41, n° 3, p. 207- 214, oct. 2019, doi: 10.1016/j.gerinurse.2019.09.003.
- [5] N. Rouaix, L. Retru-Chavastel, A.-S. Rigaud, C. Monnet, H. Lenoir, et M. Pino, « Affective and Engagement Issues in the Conception and Assessment of a Robot-Assisted Psychomotor Therapy for Persons with Dementia », *Front. Psychol.*, vol. 8, 2017, doi: 10.3389/fpsyg.2017.00950.
- [6] M. Valentí Soler *et al.*, « Social robots in advanced dementia », *Front. Aging Neurosci.*, vol. 7, 2015, doi: 10.3389/fnagi.2015.00133.
- [7] L. Pu, W. Moyle, C. Jones, et M. Todorovic, « The Effectiveness of Social Robots for Older Adults: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Studies », *The Gerontologist*, vol. 59, n° 1, p. e37- e51, janv. 2019, doi: 10.1093/geront/gny046.
- [8] L. Hung *et al.*, « The benefits of and barriers to using a social robot PARO in care settings: a scoping review », *BMC Geriatr.*, vol. 19, n° 1, p. 232, août 2019, doi: 10.1186/s12877-019-1244-6.
- [9] I. Papadopoulos, C. Kouloughlioti, R. Lazzarino, et S. Ali, « Enablers and barriers to the implementation of socially assistive humanoid robots in health and social care: a systematic review », *BMJ Open*, vol. 10, n° 1, p. e033096, janv. 2020, doi: 10.1136/bmjopen-2019-033096.
- [10] « HTACoreModel3.0-1.pdf ». Consulté le: mai 01, 2021. [En ligne]. Disponible sur: <https://eunetha.eu/wp-content/uploads/2018/03/HTACoreModel3.0-1.pdf>.
- [11] M. Cerbo, « European network of Health Technology Assessment (EUnetHTA) », p. 26.
- [12] « SurveyMonkey: The World's Most Popular Free Online Survey Tool », *SurveyMonkey*. <https://www.surveymonkey.com/> (consulté le mai 01, 2021).
- [13] V. Braun et V. Clarke, « Using thematic analysis in psychology », *Qual. Res. Psychol.*, vol. 3, n° 2, p. 77- 101, 2006, doi: 10.1191/1478088706qp063oa.
- [14] J. Abdi, A. Al-Hindawi, T. Ng, et M. P. Vizcaychipi, « Scoping review on the use of socially assistive robot technology in elderly care », *BMJ Open*, vol. 8, n° 2, p. e018815, févr. 2018, doi: 10.1136/bmjopen-2017-018815.
- [15] R. Kachouie, S. Sedighadeli, R. Khosla, et M.-T. Chu, « Socially Assistive Robots in Elderly Care: A Mixed-Method Systematic Literature Review », *Int. J. Human-Computer Interact.*, vol. 30, n° 5, p. 369- 393, mai 2014, doi: 10.1080/10447318.2013.873278.

Detection of social isolation based on meal-taking activity and mobility of elderly people living alone

Ghazi Bouaziz¹, Damien Brulin¹, H el ene Pigot², Eric Campo¹

¹ LAAS-CNRS, University of Toulouse, CNRS, UT2J, Toulouse, France

² DOMUS laboratory, Faculty of Science, Sherbrooke, Qu ebec, Canada
Ghazi.bouaziz@laas.fr

Abstract

Social isolation is likely to be one of the most affected health outcomes for the elderly due to the COVID-19 pandemic especially for seniors living alone at home. Therefore, we seek to identify it based on detecting changes in the elderly such as malnutrition and lack of mobility. In this article we present our sensor monitoring system that was implemented for 15 days in the home of a 26-year-old student living alone as a first step to later deploy in the home of elderly people. Then, we present our results based on the data collected by sensors during the experiment. Our study showed the feasibility of automatic identification of the (1) meal-taking activity (shopping, cooking, eating and washing dishes) and (2) mobility (inside the home and the act of going out). These results are an intermediate step in assessing the social isolation status of the elderly based on these ADLs.

Keywords: *Social isolation, Meal-taking activity, Mobility, monitoring systems.*

I. INTRODUCTION

According to the UN (United Nations), people aged 65 and over will represent 16% of the world's population in 2050 [1]. Securing and supporting this population is therefore a growing concern, as advancing age encourages the appearance of risks of physical, cognitive and relational degradation. Indeed, an American report from the National Academies of Science, Engineering, and Medicine (NASEM), carried out before the COVID epidemic in 2020, points out that 24% of adults aged 65 and over living in the community in the United States (representing approximately 7.7 million people) were socially isolated [2]. With the COVID-19 pandemic, this number is increasing dramatically due to the stay-at-home orders, social distancing and banning visits for nursing home residents. While social isolation and loneliness are closely related, they do not mean the same thing. According to UK's National Institute for Health Research, isolation is a lack of social contact or support, whereas loneliness is the feeling of being alone and isolated (it

is possible to feel lonely in a room full of people) [3]. The social isolation of the elderly is a risk factor for malnutrition [4], reduced mobility [5] and physical fragility [6]. Moreover, the desire to live independently at home increases significantly among the elderly due to attachment to their home and the cost of care in retirement homes. With the growing advances in technological monitoring system, elderly people can stay in their homes and their family feels safe and secure about them. Therefore, we focused on two activities of daily living (ADLs) that seem relevant for a predicting social isolation by detecting behavioral drift: (1) the meal-taking activity (shopping, cooking, eating and washing dishes) and (2) mobility (inside home and the act of going out).

The automatic classification of these ADLs can be challenged since every person has his/her own rhythm to do it especially the meal-taking activity process.

To meet these challenges, we are working on a monitoring system based on miniaturized sensors distributed in the person's living environment to detect changes in behavior (whether sudden or slow over time), and then to propose an intervention in line with the behavior, the person's abilities and his/her living context. For example, the elderly may begin to skip the dinner (compared to other days), the system notifies the caregivers/family of the situation and issues reminders to the elderly at the usual lunchtime to motivate them to eat.

Our work focuses on the following points: (i) Continuous and longitudinal monitoring through the deployment of low-cost, discrete, non-intrusive and miniaturized sensors in the individual's home; (ii) Automatic identification of processes related to home mobility and meal-taking. A learning phase will be carried out to model the behavior pattern of individuals; (iii) Establishing the link between these 2 activities and social isolation, a phenomenon that has been reinforced with the global COVID-19 crisis. This problem has been highlighted especially among the elderly who are living alone.

Our contributions can be summarized as follows:

- We introduce our sensor monitoring system and its deployment in a home of a person living alone. We show the feasibility of the system to monitor the targeted ADLs.

- We define the targeted ADLs and our approach for their automatic identification.
- We present the results of the sensor data analysis over 15 days for a test individual.

II. BACKGROUND AND RELATED WORK

Automatic classification of ADL is a crucial part of ambient assisted living (AAL) technologies. It enables to monitor the daily life of the elderly and to detect any change in their behavior to encourage them to live independently and safe in their home. Many studies in AAL focus on different ADLs, such as bathing, grooming, mobility inside and outside the home, eating... In this study, we focus on systems related to two main ADLs that we assume they could have connection with social isolation: the process of taking meals (food shopping, cooking, eating and dishwashing) and mobility (inside home and the act of going out).

Huynh et al. [7] propose a system composed of two types of non-intrusive sensors, a passive infrared (PIR) sensor in each room and a reed switch to detect the main door opening and closing. After a real deployment of the system in 50 flats of seniors living alone and the completion of a mental health and loneliness survey, this study demonstrates that the system can detect the outing behavior of the elderly people living alone and identify potential candidates with severe loneliness and depression problems based on the ratio of time spent inside and outside the flat.

Lussier et al. [8] propose a system composed of three types of sensors: passive infrared (PIR) sensors, magnetic contact sensors, and smart electric switches based on the request of Integrated Health and Social Services Centers (IHSSC) home care division of Montreal. The objective of the system is to improve the support provided to home care recipients who are at risk of self-neglect. Results from 3 older adults show that the system can collect data on the home care recipients' life habits, such as daily patterns related to eating, sleeping, personal care, inactivity and going outside.

Cippitelli et al. [9] present a solution to monitor the food and drink intake actions of elderly. It uses a depth and RGB camera placed on the ceiling. The depth information is applied to track the person's movements and the RGB stream is used to recognize specific elements located on the table during eating-related activities, such as glasses. The fusion of these processed data leads to the identification of specific intake behaviors. Experimental tests show the ability of the system to recognize intake actions.

While all these studies use different types of sensors and focus on monitoring of some ADLs, we consider it as an intermediate step to assess the social isolation status of the elderly. In addition, user acceptance of the elderly monitoring system is a compromise between user needs and perception, especially with respect to privacy. A study carried out to get older people's

perspectives regarding the use of sensors [10] indicates that the older persons surveyed evaluated sensor monitoring positively because it gives them a sense of safety as an important premise for independent living. In addition, sensors that record their movements at home without cameras or sound recordings are not considered as an invasion of their privacy. Therefore, this article proposes unobtrusive and passive sensor system that can assess the social isolation status of elderly based on the process of taking meals and mobility.

III. MOBILITY AND MEAL-TAKING ACTIVITY

A. Mobility

Mobility is defined as the ability to move freely or be easily moved. Mobility is very important to maintain self-care, independent and autonomous lifestyle of the elderly. Indeed, regular mobility and activity, even mild physical activity such as walking, enable to improve mental and cardiovascular health, control weight, maintain healthy bones and muscles, reduce the risk of falling and increase social interaction [11].

An American study on Time-Location Patterns realized in six cities indicates that adults aged 65 and over, spent 78% of their time at home. This result is understandable as older people are generally retired, have limited social contacts and therefore prefer to spend most of their time at home [12]. Thus, we will focus in our study on the monitoring of activities inside the home and the act of going out.

B. The meal-taking activity

Recognizing the activity of eating is very important for monitoring the health of the elderly. In fact, good nutrition has a huge impact on physical health, memory and mental function. And with age, eating well can boost immunity, fight illness-causing toxins, keep weight in check, and reduce the risk of heart disease, stroke, high blood pressure, type-2 diabetes, bone loss, Alzheimer's disease and cancer [13]. Unfortunately, malnutrition exists among older people and represents an issue that is not yet well investigated. According to the National Health Service of United Kingdom, among the 12.2 million older people, around one million over 65 are malnourished or at risk of malnutrition, most of them (93%) living at home, so their malnutrition goes often unnoticed [14]. Identifying all eating-related activities is the best way to analyze them correctly. The meal-taking activity consists of 4 ADLs: food shopping, cooking, eating and dishwashing.

Food shopping: Food shopping is the activity whereby a person goes to the market to buy different ingredients to cook or to buy ready-made meals. For the elderly, food shopping is not a simple activity, but it is considered as an important social event. In fact, for some older people living alone, this is the only opportunity

for social interaction. In [15], the authors mention that social aspect of food shopping is very important to older people and regular social interaction is recognized as a key element in maintaining both mental and physical wellbeing.

Cooking: Cooking is the activity of preparing food by combining, mixing, and heating ingredients. Cooking provides many physical, emotional, mental and health benefits. Indeed, this process begins with planning what to cook and what ingredients are needed and determines the need to go shopping. Then, the person mixes the required ingredients according to a recipe and takes care of the meal until it is well prepared. Continued home meal preparation by older adults has been associated with improved health and longevity. In addition, this activity can be an important means of social interaction when done for and with others [16].

Eating: Eating provides energy to the body. It is very important for older people to stay as healthy and active as possible. Although good diet is recognized as important for successful aging, malnutrition is one of the greatest threats to the health, autonomy, and well-being of older adults [17]. For the elderly, malnutrition is not the consequence of a lack of food, but a deterioration of the desire to eat and is linked to various factors such as a decrease in taste and smell, difficulties in chewing, swallowing or eating independently, depression, loneliness and social isolation [18]. Monitoring the dietary activity of older persons is essential for their well-being.

Dishwashing: Dishwashing is about cleaning up the food left on the plates. This operation can be done manually by hand in the sink or automatically by the dishwasher. Even though dishwashing is a light activity, it may be a good physical activity for elderly and could help prevent early death. A Norwegian analysis of 36,383 cases from eight studies, with a mean age of 62.6 years and a median follow-up of 5.8 years, links higher activity overall, regardless of intensity level, with lower risk of premature mortality [19].

A time use survey over the period 2009-2010 carried out by the French National Statistics Office [20] revealed that the daily time related to the meal-taking activity among people aged 60 and over is almost 4 hours per day. In fact, men aged 60 and over, spend 24 minutes on shopping, 13 minutes on cooking, 154 minutes on eating and 13 minutes on washing dishes every day. By comparison, women aged 60 and over, spend 21 minutes on shopping, 72 minutes on cooking, 141 minutes on eating and 25 minutes on washing dishes every day. This result revealed that older men spend less time doing housework than older women, especially cooking, which is not surprising.

IV. SYSTEM OVERVIEW

A. System architecture

Figure 1 shows an overview of the system architecture. The main technological components of the system are: (i) home-distributed sensors to detect ADL; (ii) the gateway to transmit the data collected from the sensors to a Raspberry Pi; (iii) a Raspberry Pi for local storage, analysis and sending of analyzed results to the back-end server; (iv) the back-end server for storage and dissemination; and (v) the user interfaces in the form of a web application. The intelligence implemented on the Raspberry Pi analyzes the behavior of the elderly, motivates them to eat and move using a speaker in case of degradation of these activities and sends an alert to the caregiver in case of problem/emergency.

B. Deployment setup

The choice of sensors used in the system meets the requirements of a home environment and the elderly expectations: miniaturized and wireless sensors, unobtrusive, non-intrusive, easy to install, not requiring intervention from the elderly and long-term battery capacity. Considering these constraints, we have chosen three types of sensors: passive infrared (PIR) sensors, reed sensor and power meter sensor. The chosen PIR

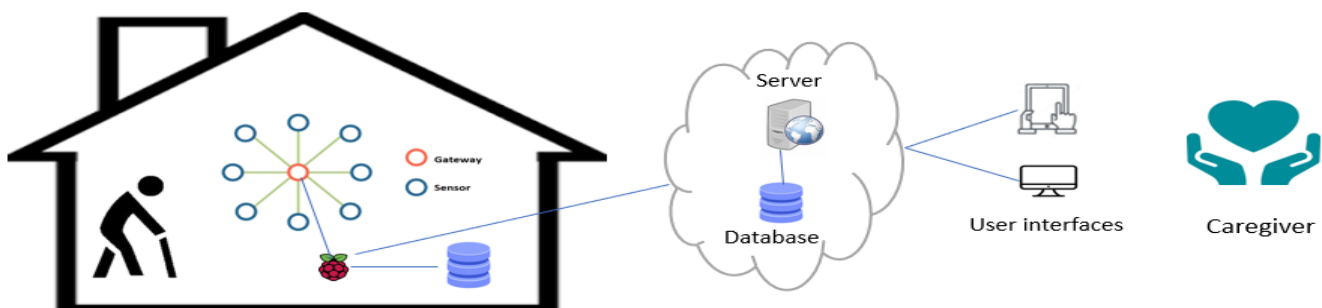


Figure 1. General architecture

PIR sensor Reed switch Raspberry Pi with gateway Z-wave

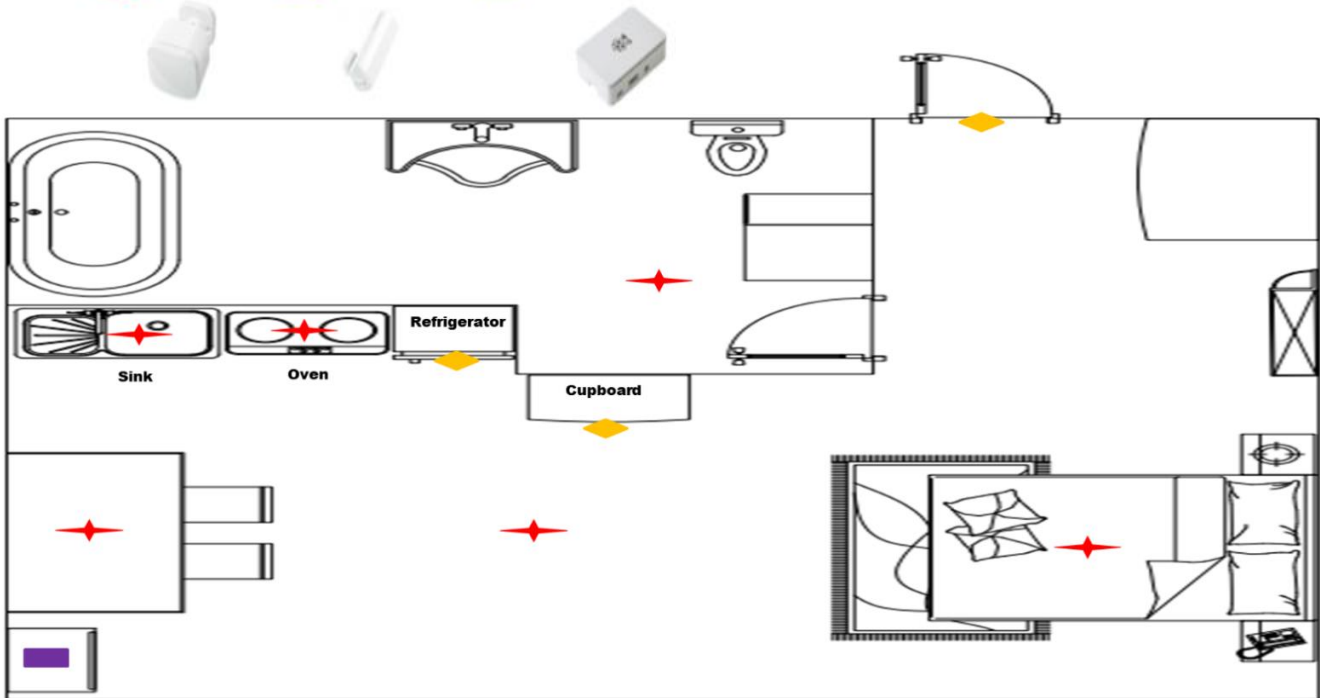


Figure 2. Distribution of sensors at home

Trisensor from Aeotec also includes temperature, brightness and humidity.

Each room in the home is covered by one PIR sensor with the addition of three PIR sensors on top of the sink, oven and dining table. The reed switch is installed in the outside door, refrigerator and cupboard. The power meter is equipped with most used electrical devices depending on the use of the person such as TV, toaster, microwave... In addition, a pack of Raspberry Pi with Z-wave gateway collects data from the sensor through Z-wave protocol. Since the sensors will be easily installed in specific locations, as mentioned above, the system will be indifferent to the type of house where it will be deployed. Figure 2 shows an example of a home installation. It represents the distribution of devices in a home young person. The temperature, luminosity, humidity and power meter sensors were not depicted in Figure 2 because we only use in this work data obtained from the doors and motion sensors.

V. DATA COLLECTION

The data used in this study was collected from the home of a young man. He is a 26-year-old student living alone and without any health disorders. The purpose of this experimentation is to validate the technical installation and the choice of sensors and to collect real data in the participant's

home to develop and test our algorithm. No specific scenario

was performed by the participant. The aim of this data collection is to know how these ADLs are realized by the person in real life in his home and to detect any problem when there is a change in his routine. The next step will be to deploy the system in the homes of elderly people living alone. The 9-sensor dataset contains 29,388 events recorded over 15 days for one month ((December 2020). The data is recorded in real time in a database of the DomoticZ software in the Raspberry Pi.

The PIR sensors detect movement in the motion area and the reed switch detects the opening or closing of the door. The PIR sensor works by sending a '1' signal when detecting a movement and '0' after 1 second of movement detection, with a refractory period of 5 seconds after movement detection. The reed switch sends a '1' signal when detecting the opening of the door and '0' when it detects the closing of the door. The Raspberry Pi and the Z-wave gateway uses DomoticZ, a home automation software, to collect and store data sent by the sensors through the wireless mesh network using the Z-wave wireless module of each sensor. The event logs in the database include date, time, sensor type and its status. The identification of the targeted ADLs will depend only on the data collected by these sensors.

VI. ADLS IDENTIFICATION

A. Home status

The first step in analyzing data from a home is to identify the status of the home when it is empty and when it is occupied, so the system focuses on the time when the home is occupied to identify the ADLs. Each time segment will be identified as 'the home is empty' or 'the home is occupied'.

Before determining the status of the home, we will define two transition of action:

'Enter': No movement detected inside the home then status change of the contact door sensor from '0' to '1' and back to '0', then immediate detection of movement inside the home by the PIR sensors.

'Exit': Detection of movement inside the home by PIR sensors then status change of the contact door sensor from '0' to '1' and back to '0' and no further movement detected in the home after closing the door.

We eliminate transitions that cannot be classified. For example, if the person goes out to collect their mail or through the garbage and leaves the door open, then goes home and closes the door, there is movement detection inside the home before opening and after closing the door.

Home status is an indication of whether the older person is inside or outside the home. The home status is identified as follows:

'The home is empty': it begins with the transition of 'Exit' and then ends with the transition of 'Entry'.

'The home is occupied': it begins with the transition of 'Entry' and then ends with the transition of 'Exit'.

B. Position inside the home

After eliminating time segments spent outside the home, we can identify which room is occupied by the elderly and the duration of their occupation.

Each room will be identified as occupied if the sensor of that room is triggered and the occupation status of that room will end if the person is detected by a sensor located in another room.

In our case, we will divide the home into three rooms: kitchen, bedroom and bathroom.

The bedroom is occupied when the PIR bed is triggered, the bathroom is occupied when the PIR bathroom is triggered, and the kitchen is occupied when the following sensor is detected: reed switch of the cupboard, reed switch of the refrigerator, PIR sink, PIR oven, PIR dining table and PIR living room (see Fig. 2). The PIR in the living room is added to the kitchen area because the home is small.

The main condition for changing the status of the home is to change the status of the door from 'closed' to 'open' and back to 'closed'.

C. Food shopping

An important action taken by anyone returning from a food shopping activity is to put his purchases in the refrigerator and/or cupboard. Therefore, we identify food shopping, on this base, through three consecutive actions: (i) Leaving the home (ii) Entering the home (ii) Opening the refrigerator and/or cupboard.

D. Preparing food

Preparing the food is identified by the execution of different actions with no specific order and no obligation to do them all: (i) Opening the refrigerator then closing it changes the status of the reed switch refrigerator from '0' to '1' and then backs to '0' (ii) Opening the cupboard then closing it changes the status of the reed switch cupboard from '0' to '1' and then backs to '0' (iii) Detecting movement in the area of oven by the PIR oven (iv) Detecting the presence of the person in the area of the dining table by the PIR dining table, with a duration of less than one minute (we consider that spending less than one minute at the dining table is an action related to food preparation such as putting down the plate, fork, etc.).

E. Eating food

The two activities of food preparation and eating are linked because the activity of food preparation is the trigger for food consumption. The identification of eating will be based on detecting the presence of the person in the dining table area, through the PIR dining table, with a presence time of more than one minute and after the food preparation activity.

The identification of food preparation and eating may depend on the profile of the elderly. For example, the person may buy a food prepared outside and therefore go directly to the activity of eating, or they can eat sometimes outside their home, etc. All these exceptions need to be considered in the development of the algorithm for identifying older people's ADLs.

F. Dishwashing

Dishwashing is identified by detecting the presence of the person around the sink, by the PIR sink.



Figure 3. Number of events detected by sensors

VII. RESULTS

Figure 3 shows the number of sensor activations during this test period. The periods of 8 to 9am, 12 to 2pm and 7 to 10pm contain the greatest number of events detected by the sensors, especially the detection of the person around the oven, and this is comprehensive because it seems that this time corresponds to meal preparations.

In addition, we can see that between 10pm to 8am, the greatest number of sensor activations is the PIR bed, and this shows that the person is in his/her bed awake then asleep (between 1

to 8am shows that few events are detected by the sensors and this point out that the person is sleeping and does few movements in bed).

These results depend a lot on the daily rhythm of the elderly that is why the system should be personalized.

Even so, a person's daily pattern can vary from day to day, as shown in Figure 4, especially on weekends and weekdays.

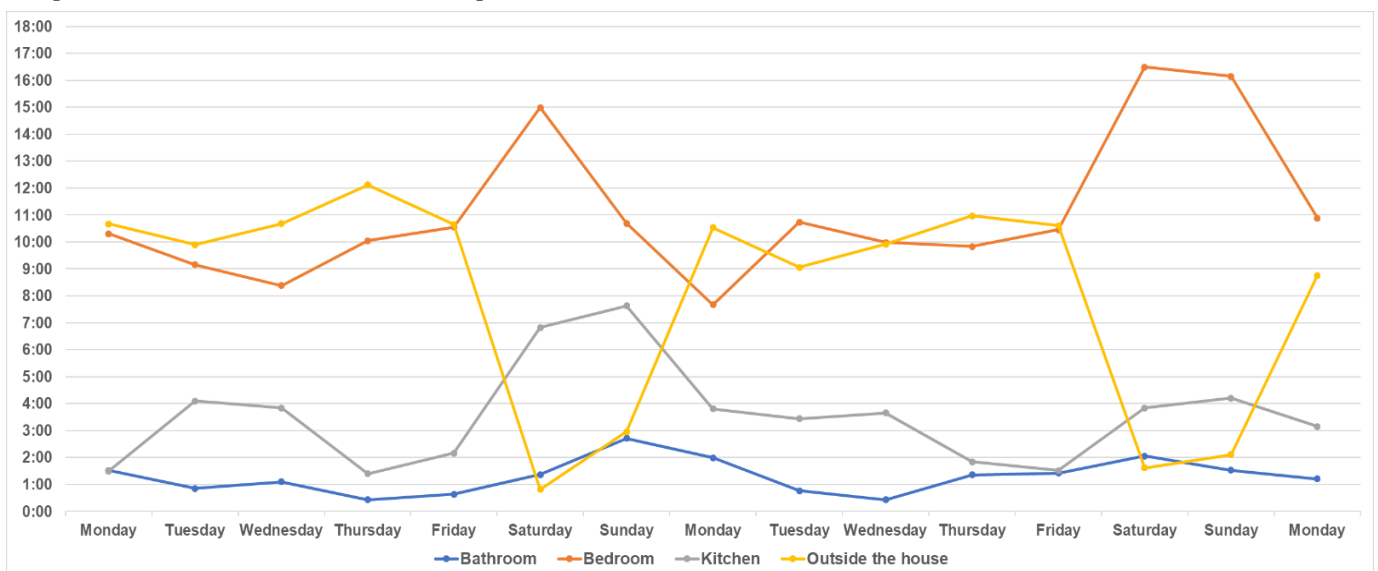


Figure 4. Distribution of time spent inside and outside the home

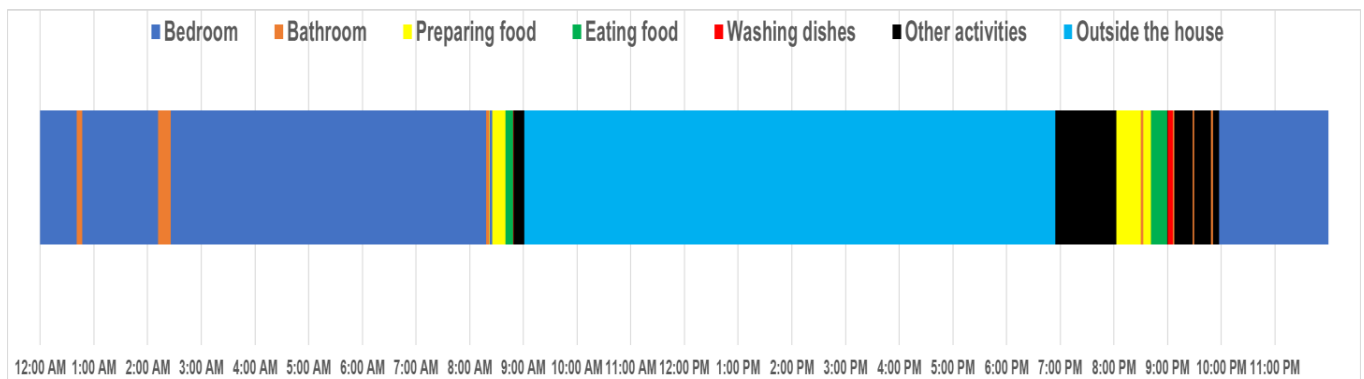


Figure 5. Distribution of time spent inside and outside the home

In our case, there is a big difference in the time spent outside the home respectively from 8h45m on the last Monday to 1h36m on the second Saturday. This difference is logic because the person being followed is a student and he attends his studies during the week. In addition, there is a pattern of duration of time outside the house. In fact, the average time outside the house on the weekday is 10h21m with a maximum of 12h7m and a minimum of 8h45m.

Regarding meal-taking activity, the person spent an average of about 3h31m in the kitchen with a significant increase on weekends (the person spent 7h37min in the kitchen on the first Sunday, and this difference makes sense given that the person eats their lunch outside the home on weekdays and weekends can be an opportunity to prepare meals with longer preparation, uneasy to prepare during weekdays). Overall, the person's daily presence in the kitchen reflects the regularity of the meal-taking activity.

Regarding hygiene, the person spent an average of about 1h17m in the bathroom with a maximum of about 2h42m and a minimum of 0h25m. Therefore, the duration of this activity was distributed relatively evenly over the entire test period.

Figure 5 shows an example of activities detected during a day. It represents 7 activities detected by the sensors (other activities corresponding to those different from the 6 others like playing the piano, cleaning the table after the meal, etc.). It shows the targeted ADLs such as preparing food, eating it, washing the dishes, going outside the home. In fact, he spent, 15m29s and 36m9s in preparing food then 8m26s and 17m43s eating it for breakfast and for dinner, respectively. And he washes the dishes for 5m21s in the evening.

The extraction of this information allows us to have a good insight on the person's daily pattern and thus to detect changes in their behavior (whether sudden or slow over time). Our system will work, using different conditions related to meal-taking activity and mobility, at two level of data analysis. For

example, in the first level which is the real time level and based on the model built during the learning phase (one or two weeks/week ends), the system will trigger the loudspeaker to motivate the elderly person to eat if he/she makes an unusual delay of this activity (nutrition is very important for the health of the elderly that is why we need to motivate him/her in real time). And if he/she does not respond to our motivation, we inform the caregiver of this state by sending an alert in the web application. And for the second level, which is the long-term analysis, the data model evolution can reveal a degradation of the time of eating activity. We can conclude from this degradation that he starts to eat less than usual. An alert will be sent to the caregiver and an intervention from him is so necessary.

VIII. CONCLUSION

In our study, we presented a sensor-based monitoring system composed of PIRs and a reed switch to monitor the activity pattern of people at home.

Analysis of the data collected during 15 days of follow-up for a person living alone allowed us to detect the meal-taking activity (shopping, cooking, eating and washing dishes), mobility (inside home and the act of going out) and the difference of daily pattern between the weekend and weekday.

The system aims to automatically identify the meal-taking activity and mobility to identify social isolation of the elderly. It will respond to each case accordingly to the level of change in their behavior by motivating them to eat and move around and triggering an alert in case of a problem.

In a next step, we will use AI for automatic identification of ADLs, perform tests in the homes of elderly people living alone and detect those cases with abnormal patterns likely to be linked to social isolation problem.

REFERENCES

- [1] <https://www.un.org/en/global-issues/ageing#:~:text=According%20to%20data%20from%20World,be%20aged%2065%20or%20over.>
- [2] National Academies of Sciences E, and Medicine. The National Academies Press; Washington, D.C.: 2020. Social Isolation and Loneliness in Older Adults: Opportunities for the Health Care System.
- [3] Interventions for loneliness and social isolation National Institute for Health Research. The University of York Centre for Reviews and Dissemination. 2014.
- [4] Boulos C, Salameh P, Barberger-Gateau P. Social isolation and risk for malnutrition among older people. *Geriatr Gerontol Int.* 2017 Feb;17(2):286-294. doi: 10.1111/ggi.12711. Epub 2016 Jan 21. PMID: 26790629.
- [5] Schrepft, S., Jackowska, M., Hamer, M. et al. Associations between social isolation, loneliness, and objective physical activity in older men and women. *BMC Public Health* 19, 74 (2019). <https://doi.org/10.1186/s12889-019-6424-y>
- [6] Gale CR, Westbury L, Cooper C. Social isolation and loneliness as risk factors for the progression of frailty: the English Longitudinal Study of Ageing. *Age Ageing.* 2018 May 1;47(3):392-397. doi: 10.1093/ageing/afx188. PMID: 29309502; PMCID: PMC5920346.
- [7] Huynh, Sinh; TAN, Hwee-Pink; and LEE, Youngki. Towards unobtrusive mental well-being monitoring for independent-living elderly. (2017). WPA '17: Proceedings of the 4th International on Workshop on Physical Analytics, Niagara Falls, June 19. 1-6. Research Collection School of Information Systems
- [8] M. Lussier, M. Couture, M. Moreau, C. Laliberté, S. Giroux, H. Pigot, S. Gaboury, K. Bouchard, P. Belchior, C. Bottari, G. Paré, C. Consel, N. Bier (2020). Integrating an Ambient Assisted Living monitoring system into clinical decision-making in home care: An embedded case study. *Gerontechnology*, 19(1), 77-92 <https://doi.org/10.4017/gt.2020.19.1.008.00>
- [9] E. Cippitelli, S. Gasparrini, E. Gambi and S. Spinsante, "Unobtrusive intake actions monitoring through RGB and depth information fusion," 2016 IEEE 12th International Conference on Intelligent Computer Communication and Processing (ICCP), Cluj-Napoca, Romania, 2016, pp. 19-26, doi: 10.1109/ICCP.2016.7737116.
- [10] Margriet Pol, MSc, Fenna van Nes, PhD, Margo van Hartingsveldt, MSc, Bianca Buurman, RN, PhD, Sophia de Rooij, MD, PhD, Ben Kröse, PhD, Older People's Perspectives Regarding the Use of Sensor Monitoring in Their Home, *The Gerontologist*, Volume 56, Issue 3, June 2016, pp. 485-493, <https://doi.org/10.1093/geront/gnu104>
- [11] <https://www.sunshineretirementliving.com/sunshine-stories/7-remarkable-reasons-encourage-promote-senior-mobility/>
- [12] Spalt EW, Curl CL, Allen RW, Cohen M, Adar SD, Stukovsky KH, Avol E, Castro-Diehl C, Nunn C, Mancera-Cuevas K, Kaufman JD. Time-location patterns of a diverse population of older adults: The Multi-Ethnic Study of Atherosclerosis and Air Pollution (MESA Air). *J Expo Sci Environ Epidemiol.* 2016 Jun;26(4):349-55. doi: 10.1038/jes.2015.29. Epub 2015 Apr 29. Erratum in: *J Expo Sci Environ Epidemiol.* 2016 Jun;26(4):436. PMID: 25921083; PMCID: PMC4641054.
- [13] <https://www.helpguide.org/articles/healthy-eating/eating-well-as-you-age.htm>
- [14] <https://digital.nhs.uk/data-and-information/find-data-and-publications/supplementary-information/2018-supplementary-information-files/hospital-admissions-for-scurvy-rickets-and-malnutrition>
- [15] Dagmar Lesakova, Seniors and Their Food Shopping Behavior: An Empirical Analysis, *Procedia - Social and Behavioral Sciences*, Volume 220, 2016, Pages 243-250, ISSN 1877-0428, <https://doi.org/10.1016/j.sbspro.2016.05.496>.
- [16] Healy AE. Eating and ageing: A comparison over time of Italy, Ireland, the United Kingdom and France. *International Journal of Comparative Sociology.* 2014;55(5):379-403. doi:10.1177/0020715214561132
- [17] Sulmont-Rossé C. (2020) Eating in the Elderly. In: Meiselman H. (eds) *Handbook of Eating and Drinking*. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-030-14504-0_37
- [18] Guyonnet S, Rolland Y. Screening for Malnutrition in Older People. *Clin Geriatr Med.* 2015 Aug;31(3):429-37. doi: 10.1016/j.cger.2015.04.009. Epub 2015 May 13. PMID: 26195101.
- [19] LaMonte MJ, Buchner DM, Rillamas-Sun E, Di C, Evenson KR, Bellettiere J, Lewis CE, Lee IM, Tinker LF, Seguin R, Zaslowsky O, Eaton CB, Stefanick ML, LaCroix AZ. Accelerometer-Measured Physical Activity and Mortality in Women Aged 63 to 99. *J Am Geriatr Soc.* 2018 May;66(5):886-894. doi: 10.1111/jgs.15201. Epub 2017 Nov 16. PMID: 29143320; PMCID: PMC5955801.
- [20] <https://www.insee.fr/fr/statistiques/2118039?sommaire=2118074>

A priori acceptability of a multimodal system for the early detection of frailty in older adults

J. Prud'homm¹, F. Lemoine^{1,4}, M. Abbas¹, G. Carrault^{1,4}, D. Somme^{2,3}, R. Le Bouquin Jeannès¹

¹Univ Rennes, Inserm, LTSI, UMR 1099, F-35000 Rennes, France

²Service de Gériatrie, CHU de Rennes

³Arènes, CNRS UMR 6051, F-35000 Rennes, France

⁴CIC_IT 1414, Inserm, F-35000 Rennes, France

joaquim.prud-homm@inserm.fr - {fabien.lemoine, manuel.abbas, guy.carrault, regine.le-bouquin-jeannes}@univ-rennes1.fr - dominique.somme@chu-rennes.fr

Abstract – Frailty would affect 4 out of 5 people aged of 85 and over in France. As part of a global project aimed to develop a multimodal system for the early detection of frailty among older adults living at home or in a senior residence, we reported prospective quantitative study assessing *a priori* acceptability of this system. This platform is composed of 5 devices: a weight scale, a tensiometer, a wrist-worn step counter, an activity tracker and a tablet to exchange data with the aforementioned sensors over internet. The inclusion criteria are: age ≥ 80 years old, living at home or in senior residence, assessed as 'robust' or 'pre-frail'. The *a priori* acceptability is assessed through self-evaluation questionnaires. The results of the first 22 volunteers included in this study would be in favor of an *a priori* intention to use rather favorable to the use of the system, despite an *a priori* acceptability judged rather moderate.

Keywords: Acceptability, frailty, prevention, information and communication technologies, gerontechnology

I. INTRODUCTION

As of 1 January 2020, the French population was estimated at 67,060,703, of which 9.5% were aged 75 and over and 3.4% were aged 85 and over [1]. The proportion of people aged 75 and over living at home is 90% [2]. Among them, 83.1% are considered independent [3]. The French National Institute for Statistics and Economic Studies estimates that in France, in 2060, the proportion of people aged 75 and over would be 16.2%, *i.e.* about 12 million individuals [4]. Most of French people express their desire to 'age' at home [5]. However, the risk of falls threatens this lifestyle choice. Indeed, falls are known to be the third most common cause of hospital admissions in acute medicine departments and the leading cause of fatal accidents among older adults [6, 7].

One of the main risk factors for falls is the 'frail status' [8-13]. Among approaches used to diagnose frailty syndrome, the phenotypic-type approach of Fried *et al.*[8] is one of the most frequently cited in international studies devoted to this concept [9-11, 13, 14]. According to Fried's frailty phenotype, people can be classified as 'robust', 'pre-frail' or 'frail', depending on

whether they meet respectively none, one or two, or three of the following criteria: unintentional weight loss, self-reported exhaustion, slow walking speed, weakness (grip strength) and low physical activity [8-11, 13, 14]. There is a continuum between the state of 'robustness' and the state of 'frailty', passing through a state known as 'pre-frailty' [8-10, 15, 16]. According to the European Survey of Health, Ageing and Retirement in Europe (SHARE), 9% of people aged 50 and over in France could be considered as 'frail' and 41% as 'pre-frail' [17]. The proportion of people aged 75 and over who are 'frail' and 'pre-frail' could be around 15% and 50% respectively. At the age of 85, less than one person out of five could be considered as 'robust'. The state of 'frailty' would increase the risk of falling (Hazard ratio (HR) = 1.23; Confidence interval (CI) 95% [1.50-2.21]), of loss of functional independency (HR = 1.79; 95% CI [1.47-2.17]), hospitalization (HR = 1.27; 95% CI [1.11-1.46]), and death (HR = 1.63; 95% CI [1.27-2.08]) at 2 years compared to people considered as 'robust' [8-11, 18].

The World Health Organization recommends a "proactive identification of older people in the community at risk of frailty" to provide "opportunities to intervene and so prevent or delay functional decline". Thus, we recently proposed the use of a multimodal health monitoring system for the early detection of elements linked to Fried's frailty, within a project presented in the next section. One of the key assumptions of this approach is that older citizens will use this information and communication technology (ICT)-enabled device. However, the development of ICTs is not always successful [19-24]. From this 'proof of concept' phase, we have developed an ancillary study to assess the acceptability of ICTs among older individuals.

In the present study, we present the results of the *a priori* acceptability of the system through the prism of Bel's integrative model, evaluated on the day of the inclusion of volunteers in the research protocol.

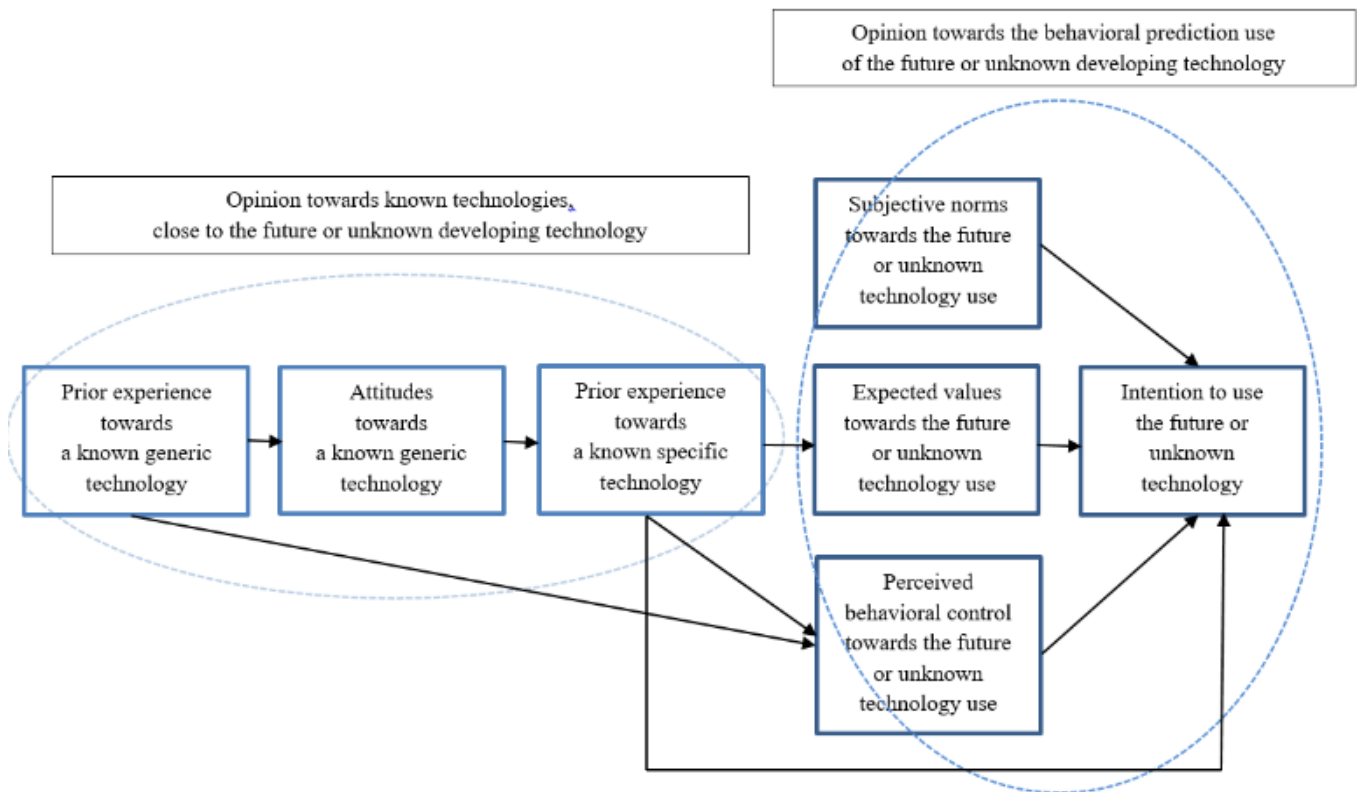


Figure 1. Bel's integrative model of the behavioral prediction use of an unknown technology, adapted from 'Bel M. Predicting the use of a new technology: the case of Cooperative Intelligent Transport Systems. 2016.'

II. METHODS

A. Bel's Integrative Model

To do so, we used a theoretical framework that proposes to explore acceptability in several sub-dimensions [19, 20]:

- *A priori* acceptability: this is the set of representations that individuals have of a future or unknown technology. Those representations will influence and participate in the individual's decisions to whether or not use this technology in the future.
- Acceptance: resulting from experience with the technology, the time of acceptance refers to the moment when the individual is first confronted with the technology. Thus, this phase does not refer to the representations of people but to the actual activities carried out with the new system.
- Appropriation: this refers to the integration of the new technology into the person's daily activity.

The 2016 Bel's integrative model of the behavioral prediction use of an unknown technology [20] is based on traditional models of technology acceptability: the 1980 Ajzen and Fishbein's theory of reasoned action, the 1985 Ajzen's theory of planned behavior, the 1989 Davis' technology acceptance model, the 2003 Rogers' diffusion of innovation theory, and the 2003 Venkatesh *et al.*'s unified theory of acceptance and use of

technology [19-22]. Although it does not take into account all the dimensions related to acceptability, Bel's integrative model emphasizes "the existence of a predictive chain [of influencing factors] ranging from a known generic technology that is conceptually close to the unknown technology, to increasingly specific technologies, leading to the prediction of the intention to use [...] the technology that does not yet exist" [20]. This model is shown in Fig. 1.

B. The ACCORDS multimodal system

The Signal and Image Processing Laboratory (LTSI), French National Institute of Health and Medical Research - Unit 1099 of University of Rennes 1, the Geriatrics Department of Rennes University Hospital Centre, and the Clinical Investigation Centre - Technological Innovation 1414 of Rennes University Hospital Centre, have joined forces with the industrial companies RF-Track and AZNetwork to develop a multimodal platform for collecting data related to frailty. This project is named ACCORDS, a combinatory approach of connected functionalities for the collection of health data with multimodal aims. Its main objective is to develop one or more algorithms for the early detection of frailty of older people, thanks to the collection of clinical data, associated with paraclinical data obtained through the multimodal platform.

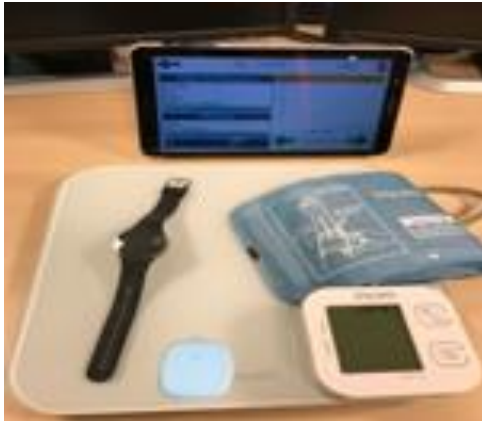


Figure 2. The ACCORDS platform including a weight scale, a tensiometer, a wrist-worn step and calories counter, an activity tacker and a tablet using the Calliopé® application

The present study assesses the *a priori* acceptability of this system by older adults. It was carried out on the base of collaborative and interdisciplinary work, from its design to its implementation, both in terms of choice of the collected parameters, the development of algorithms and interfaces and in the development of the research protocol for the present study on the ICTs' acceptability. The whole project received funding from the French National Research Agency in 2018 for a period of 4 years.

The device is entrusted to the volunteer for a maximum of 2 years, to be used in his/her daily living. It is composed of:

- a connected weight scale (iHealth HS2 and HS6), to monitor the subject's weight, to be used at least twice a month,
- a connected blood pressure monitor (iHealth Track KN-550BT), to monitor blood pressure and heart rate, to be used at least once a month,
- a wrist-worn step and calories counter (iHealth AM4), integrated into a wristwatch, to monitor the subject's activity via the number of daily steps, the estimated energy expenditure and the daily travelled distance, to be used at least 15 days, consecutive or not, per month,
- a sensor for quantifying physical activity called 'activity tracker' (manufactured by the company RF-Track) comprising an accelerometer, a barometer and a radio transceiver, which can be worn around the neck or the waist, to be used at least 15 days, consecutive or not, per month,
- a touch tablet (Samsung Galaxy Tab A 2016, Android 6.0 operating system) allowing access to a health monitoring application for the above-mentioned parameters, which is accessed by the subject at least once per two weeks.

The health monitoring application called Calliopé® was specially developed for this study, based on collaborative work within the team. It allows data to be retrieved from the 3 iHealth sensors, secure data connection and storage, as well as the

visualization of the daily data history for the volunteer. This platform is shown in Fig. 2.

III. CLINICAL TRIAL

The project received a favorable opinion for its implementation from the Protection of Persons Committee Ouest VI - 1228 HPS2, under the code IDRCB 2019-A02316-51 on 2 January 2020. The French National Commission for Information Technology and Civil Liberties and the French National Agency for the Safety of Medicines and Health Products have been informed of this study. The duration of the inclusion period is 12 months from 1st September 2020. The estimated data processing time is 6 months. The total duration of the study is 54 months, including a 6-month extension of the study due to the SARS-Cov2 epidemic.

A. Participants

The number of subjects to be included was estimated at 30, considering the diversity of older people's profiles. The inclusion criteria for the project were: age ≥ 80 years old, living at home or in a senior residence, assessed as 'robust' or 'pre-frail' according to Fried's frailty phenotype. The criteria for non-inclusion were: hospitalization in the month preceding the first visit, cognitive impairment prohibiting proper use of the system, inability to give consent to participate in the study, or being subject to legal protection [25]. If the person is classified as 'frail' (3, 4 or 5 Fried's criteria) during the follow-up, the health monitoring is concluded so we can analyze his/her frailty trajectory and the criteria that could indicate the onset of frailty at an early stage.

B. Calendar of home visits

We propose a set of 10 home visits over 2 years. The first inclusion took place on September 2020. In the framework of the SARS-Cov2 pandemic, the barrier measures were respected during home visits. It included the wearing of masks for investigators and respondents, washing hands with a hydro-alcoholic solution before and after handling objects, physical distancing avoiding close contacts and room ventilation for the duration of the visit.

C. The collection of data for the *a priori* acceptability study

The quantitative part of the *a priori* acceptability study presented here is based on four self-evaluation questionnaires constructed from data in the literature, in particular Bel's integrative model of behavioral prediction of the use of an unknown technology, and reflections of our research team [19-22]. These questionnaires include 46 items grouped into eight themes. The items are assessed using a 7-point Likert scale. The first 15-item questionnaire explores three themes: the person's prior experience and attitudes towards information and communication technologies, and prior experience with health

monitoring technologies. The second questionnaire of 12 items explores three themes: the 'expected values of the use of the object' also called *a priori* utility; the 'subjective norms', meaning the influence of family and friends in initiating ICTs' health monitoring; and the *a priori* intentions to use the system. The third 9-item questionnaire explores one theme, the *a priori* comfort of use. Eventually, the fourth questionnaire of 10 items explores one theme, the 'perceived behavioral control' also called the *a priori* usability of the system. The seven possible response options cover the spectrum of opinions, from 'strongly disagree' to 'strongly agree'. For each item, a score is obtained, ranging from 1 for 'strongly disagree' to 7 for 'strongly agree'. For negative sentences, the score is reversed. Then, the participant is asked to give an overall rating of the system out of 10 at the time of inclusion. The scores' means (\pm standard deviation) were calculated. The closer the mean score is to 1, the more negative the assessment is considered to be. The closer the mean score is to 7, the more strongly the assessment is considered to be positive. About the last item, the participant is asked to give a rate of recommendation of the system to his/her family members and friends at the time of inclusion. The data were recorded using Microsoft Excel (2010) ® software.

IV. RESULTS

A. Characteristics of the population

As of 1 March 2021, twenty-two volunteers have been included in the study. The mean age was 87.0 years (\pm 3.7). There were sixteen women and six men. Ten participants lived in their own house and twelve in a senior residence. The majority of the participants belonged to a higher socio-professional category. Most of them had, personally or through their children, a link with the health professional or academic environment.

B. Questionnaires on the *a priori* acceptability

On average, volunteers were not very familiar with information and communication technologies (mean score for prior experience towards ICTs = 3.7 (\pm 1.1); mean score for prior experience towards health monitoring technologies = 3.9 (\pm 1.3)). While they all had a mobile phone, they did not all have a computer or a tablet at home. Older adults living in their own homes were more often equipped with ICTs than individuals living in a senior residence. Overall, attitudes (mean score = 4.8 (\pm 1.3)) and *a priori* usability of the device (mean score = 5.0 (\pm 0.9)) were rated moderately by volunteers, whereas *a priori* comfort of use (mean score = 5.8 (\pm 1.2)), *a priori* utility (mean score = 6.0 (\pm 1.0)) and *a priori* intention to use (6.1 (\pm 0.8)) were better rated. The influence of family members and friends in initiating ICTs' health monitoring was evaluated moderately (mean score = 5.5 (\pm 1.5)). At the end, the overall score out of 10 (average score = 8.0 (\pm 1.4)) and the rate of recommendation of the system to family members and friends at the time of inclusion (83.0 % (\pm 17.7)) were favorable to the

system, despite a moderate evaluation of the *a priori* acceptability. This could be explained by the positive feeling of participating in a research protocol, and the excitement of novelty and discovery [26]. The results of the *a priori* acceptability of the system are summarized in Table I.

TABLE I. *A PRIORI* ACCEPTABILITY OF THE SYSTEM

<i>A priori</i> acceptability themes	Questionnaires' scores	
	Mean scores (SD)	Min-max scores
Prior experience towards ICTs	3.7 (\pm 1.1)	1 - 7
Prior experience towards health monitoring technologies	3.9 (\pm 1.3)	1 - 7
Attitudes towards ICTs	4.8 (\pm 1.3)	1 - 7
<i>A priori</i> utility of the system	6.0 (\pm 1.0)	1 - 7
<i>A priori</i> usability of the system	5.0 (\pm 0.9)	1 - 7
<i>A priori</i> comfort of use	5.8 (\pm 1.2)	1 - 7
Influence of family members and friends in initiating ICT's health monitoring	5.5 (\pm 1.5)	1 - 7
<i>A priori</i> intention to use the system	6.1 (\pm 0.8)	1 - 7
Overall rating of the systems at the time of inclusion	8.0 (\pm 1.4)	1 - 10
Rate of recommendation of the system to family members or friends at the time of inclusion	83.0 (\pm 17.7)	0 - 100

ICTs: Information and communication technologies

SD: Standard deviation

V. DISCUSSION

This study underlines the modulation of the *a priori* acceptability of an information and communication technology, according to different factors as presented in the 2016 Bel's study. Indeed, according to Bel: "prior experience towards known generic objects indirectly predicted the intention to use the unknown object, via mediation by attitudes towards generic objects, prior experience with specific objects and value/expectations towards the use of the unknown object". Conversely, we reported in the present study that poor or moderate rating of prior experience with known generic and specific objects and attitudes towards ICTs did not appear to alter participants' intention to use it. Besides as reported in Bel's study, our results also highlighted the indirect influence of the subjective norm [mainly the influence of the social environment] on the intention to use of this developing technology [20].

The strengths of this study lie firstly in the assessment of the acceptability of an information and communication technology in a population of people aged 80 and over, rarely explored in the literature [24]. Furthermore, the system is unique in that it is evaluated immediately with the target audience. Indeed, in 2013 Quiguer explained that "by remaining 'impervious to the reasoning that can be deployed in an ecological environment'

(Reerink-Boulanger, 2012, p.104), the knowledge developed through the completion of these questionnaires does not provide the critical content on which to act in order to allow effective appropriation of the systems, which remains the goal of any technological implementation” [21]. Overall, user involvement from the start of the design phase of a new technology is essential, so designers can improve the development of the technology at the very beginning of the developing process. Moreover, in this way, older users can develop empowerment and so their well-being [26, 27]. Thus, the acceptability of interventions in health promotion would be improved by the integration of individuals throughout the project process [23].

The main limit of this study is the intrinsic limits of acceptance theoretical models that helped to develop the acceptability questionnaires. According to Bobillier-Chaumon and Dubois in 2009, “new technologies include change factors that cannot always be anticipated *a priori*”. The use of quantitative questionnaires alone does not always reflect real-life situations, and the mean scores obtained from the questionnaires do not usually reflect the reality of the heterogeneity of people, particularly older adults [19, 28]. Therefore, we decided to lead a parallel prospective qualitative study assessing acceptability of the system to obtain new perspectives of this topic. Results are in progress.

Finally, if the system under study is scientifically validated in the future, the platform would integrate the 'healthy ageing' strategy [29, 30, 31]. However, the right to know a level of risk to one's health should not oblige individuals to use this tool. The "agentisation process" triggered by public health policies [32] must not, in our view, be a source of guilt for individuals, whether or not they take advantage of this system. Similarly, the right to incompetence remains a right and the empowerment of individuals must not be the only response to improve the individuals' well-being. It must be part of a global health promotion project, via its five areas of reflection, at the risk of increasing social health inequities [25, 33, 34, 35].

VI. CONCLUSION

The results shown in this study are encouraging and in favor of an intention to use rather favorable to the developing system, despite an *a priori* acceptability judged rather moderate, probably due to the numerous connected devices to use. Simplicity of use and perfect technical condition seem to be other very important factors for its acceptability. Whereas they are not totally consistent with the literature, those results allow the study to be continued by enriching Bel's model used as a reference in this project and to better understand the actual use of the system beyond its *a priori* acceptability.

ACKNOWLEDGMENT

This work was supported by the French National Research Agency (ANR) in the context of the ACCORDS Project under Grant ANR-17-CE19-0024-01.

REFERENCES

- [1] Population totale par sexe et âge au 1er janvier 2020, France – Bilan démographique 2019 | Insee. <https://www.insee.fr/fr/statistiques/1892086?sommaire=1912926>. (accessed Mar. 05, 2021).
- [2] er_1015.pdf. Direction de la recherche, des études, de l'évaluation et des statistiques. <https://drees.solidarites-sante.gouv.fr/IMG/pdf/er1015.pdf>. (accessed Mar. 05, 2021).
- [3] er_1029.pdf. Direction de la recherche, des études, de l'évaluation et des statistiques. https://drees.solidarites-sante.gouv.fr/IMG/pdf/er_1029.pdf. (accessed Mar. 05, 2021).
- [4] Projections de population à l'horizon 2060 - Insee Première - 1320. <https://www.insee.fr/fr/statistiques/1281151> (accessed Mar. 05, 2021).
- [5] CSA – Le domicile, un enjeu citoyen.. csa.eu <https://www.csa.eu/fr/survey/le-domicileun-enjeu-citoyen> (accessed Mar. 05, 2021).
- [6] Causes de décès des personnes âgées | Insee. <https://www.insee.fr/fr/statistiques/2386247#tableau-figure1> (accessed Mar. 05, 2021).
- [7] Principales évolutions de la mortalité par cause médicale sur la période 2000-2016 en France métropolitaine. BEH Santé publique. http://beh.santepubliquefrance.fr/beh/2019/29-30/pdf/2019_29-30_1.pdf (accessed Mar. 05, 2021).
- [8] Fried, L. P., C. M. Tangen, J. Walston, A. B. Newman, C. Hirsch, J. Gottdiener, T. Seeman, et al. 'Frailty in Older Adults: Evidence for a Phenotype'. The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences 56, no. 3 (March 2001): M146-156. <https://doi.org/10.1093/gerona/56.3.m146>.
- [9] Inserm (dir.). Activité physique et prévention des chutes chez les personnes âgées. Rapport. Paris : Les éditions Inserm, 2015, XII-508 p. - (Expertise collective). - (accessed Mar. 05, 2021).
- [10] Béland, François, and Hervé Michel. Explorer la fragilité : d'un syndrome gériatrique à une notion polymorphe? Presses de l'EHESP, 2013. <https://www.cairn.info/la-fragilitedes-personnes-agees--9782810901234-page-7.htm>. (accessed Mar. 05, 2021).
- [11] Theou, Olga, and Kenneth Rockwood. Points de repère sur les deux principaux modèles de fragilité : syndrome ou risque, phénotype ou index de fragilité? Presses de l'EHESP, 28 2013. <https://www.cairn.info/la-fragilite-des-personnes-agees--9782810901234-page31.htm>. (accessed Mar. 05, 2021).
- [12] Hoogendijk EO, Afilalo J, Ensrud KE, Kowal P, Onder G, Fried LP. Frailty: implications for clinical practice and public health. Lancet 2019; 394: 1365–1375.
- [13] Clegg A, Young J, Iliffe S, Rikkert MO, Rockwood K. Frailty in elderly people. The Lancet 2013; 381: 752–762.
- [14] Faller JW, Pereira D do N, de Souza S, Nampo FK, Orlandi F de S, Matumoto S. Instruments for the detection of frailty syndrome in older adults: A systematic review. PLoS One 2019; 14: e0216166.
- [15] Gill TM, Gahbauer EA, Allore HG, Han L. Transitions Between Frailty States Among Community-Living Older Persons. Archives of Internal Medicine 2006; 166: 418–423.
- [16] Mendonça N, Kingston A, Yadegarfar M et al. Transitions between frailty states in the very old: the influence of socioeconomic status and multimorbidity in the Newcastle 85+ cohort study. Age Ageing 2020; 49: 974–981.
- [17] Santos-Eggimann, Brigitte. La fragilité en Europe : résultats de l'enquête SHARE. Presses de l'EHESP, 2013. <https://www.cairn.info/la-fragilite-des-personnes-agees--9782810901234-page-165.htm>. (accessed Mar. 05, 2021).
- [18] Vermeiren S, Vella-Azzopardi R, Beckwée D et al. Frailty and the Prediction of Negative Health Outcomes: A Meta-Analysis. Journal of the American Medical Directors Association 2016; 17: 1163.e1-1163.e17.

- [19] Terrade F, Pasquier H, Reerinck-Boulanger J, Guingouain G, Somat A. L'acceptabilité sociale : la prise en compte des déterminants sociaux dans l'analyse de l'acceptabilité des systèmes technologiques. *Le travail humain* 2009; Vol. 72: 383–395.
- [20] Bel M. Prédire l'utilisation d'une nouvelle technologie : le cas des Systèmes de Transports Intelligents Coopératifs. 2016. <http://www.theses.fr/2016GREAH027> (accessed Mar. 05, 2021).
- [21] Quiguer S. Acceptabilité, acception et appropriation des Systèmes de Transport Intelligents : élaboration d'un canevas de co-conception multidimensionnelle orientée par l'activité. 2013. <http://www.theses.fr/2013REN20003/document> (accessed Mar. 05, 2021).
- [22] Reerink-Boulanger (Reerink) J. Services technologiques intégrés dans l'habitat des personnes âgées : examen des déterminants individuels, sociaux et organisationnels de leur acceptabilité. 2012. <http://www.theses.fr/2012REN20004> (accessed Mar. 05, 2021).
- [23] Sekhon M, Cartwright M, Francis JJ. Acceptability of healthcare interventions: an overview of reviews and development of a theoretical framework. *BMC Health Services Research* 2017; 17: 88.
- [24] Grates MG, Heming A-C, Vukoman M, Schabsky P, Sorgalla J. New Perspectives on User Participation in Technology Design Processes: An Interdisciplinary Approach. *Gerontologist* 2019; 59: 45–57.
- [25] Op het Veld LPM, van Rossum E, Kempen GJIM, de Vet HCW, Hajema K, Beurskens AJHM. Fried phenotype of frailty: cross-sectional comparison of three frailty stages on various health domains. *BMC Geriatr* 2015; 15: 77.
- [26] Fischer B, Peine A, Östlund B. The Importance of User Involvement: A Systematic Review of Involving Older Users in Technology Design. *Gerontologist* 2020; 60: e513–e523.
- [27] Bickel J-F, Hugentobler V. Les multiples faces du pouvoir d'agir à l'épreuve du vieillissement. *Gerontologie et société* 2018; 40 / n° 157: 11–23.
- [28] Klein A. Technologies de la santé et de l'autonomie et vécu du vieillissement. *Gerontologie et société* 2019; 41 / n° 160: 33–45.
- [29] 'Ageing: Healthy ageing and functional ability'. <https://www.who.int/westernpacific/news/q-a-detail/ageing-healthy-ageing-and-functional-ability> (accessed Mar. 05, 2021).
- [30] 'WHO | WHO: Number of people over 60 years set to double by 2050; major societal changes required', *WHO*. <http://www.who.int/entity/mediacentre/news/releases/2015/older-persons-day/en/> (accessed Mar. 05, 2021).
- [31] 'Decade of Healthy Ageing (2021-2030)'. <https://www.who.int/initiatives/decade-of-healthy-ageing> (accessed Mar. 05, 2021).
- [32] Delalandre M, Collinet C. Activité physique et prévention des chutes, entre médicalisation et capacitation. *Gérontologie et société* 2018; 40 / n° 156: 35–50.
- [33] 'Health promotion'. <https://www.who.int/westernpacific/health-topics/health-promotion> (accessed Mar. 05, 2021).
- [34] 'Health Promotion'. <https://www.who.int/teams/health-promotion/enhanced-wellbeing/first-global-conference> (accessed Mar. 05, 2021).
- [35] 'WHO | Shanghai Declaration on promoting health in the 2030 Agenda for Sustainable Development', *WHO*. <http://www.who.int/healthpromotion/conferences/9gchp/shanghai-declaration/en/> (accessed Mar. 05, 2021).

Evaluation of a wireless home sleep monitoring system compared to Polysomnography

Qiang Pan¹, Damien Brulin¹, Eric Campo¹

¹LAAS-CNRS, University of Toulouse, CNRS, UT2J, Toulouse, France
qpan@laas.fr, dbrulin@laas.fr, ecampo@laas.fr

Abstract

Sleep is essential for human health. Bad sleep and sleep disorders have been increasingly prevalent and are gradually becoming a social problem that cannot be ignored. The current gold standard in sleep monitoring is polysomnography (PSG) allowing nearly complete approach. Unfortunately, this wealth of information is obtained at the cost of invasive system, only usable in hospital environment under the control of sleep experts. Therefore, we develop a wireless body networks for home sleep monitoring with effort on non-intrusiveness, portability and autonomy. In this paper, we present our global architecture from sensors to user display with a focus on main functions and hardware. Then, we introduce the chosen indicators for sleep monitoring and the algorithms developed for sleep stages classification. Finally we show the evaluation of our approach compared to PSG. We illustrate the sleep stage classification during one night in the sleep unit of Toulouse University Hospital and highlight correlation between body temperature on extremities and Periodic Limb Movement during Sleep. Results are promising but need to be reinforced with new tests in hospital with several volunteers.

Keywords: *Sleep monitoring system, classification, PSG*

I. INTRODUCTION

Sleep is crucial for human health and quality of life. However poor sleep and sleep disorders are increasingly prevalent among the world's older population [1]. Health professionals consider sleep as an important indicator of health status, poor sleep quality is indeed likely to be a sign of many diseases [2]. Being able to monitor sleep is then a crucial issue in order to detect and to prevent sleep disorders.

Polysomnography (PSG) is considered as the gold standard for quantifying sleep time, differentiating sleep stages, and assessing sleep fragmentation [3]. As a global solution (EEG, ECG, EMG, EOG, oral-nasal airflow, body position, thoracic and abdominal movements, pulse oximetry, and limb movements) PSG provides comprehensive physiological information (Fig. 1). However, the PSG device has several drawbacks if one wants to use it for long-term in-home monitoring. Indeed, the PSG device is highly invasive for the patient (a minimum of 22 wires is required) and uncomfortable which may disturb sleep. Besides, the PSG can only be used in

the hospital on one night due to the cost of this medical analysis and the need for experienced technologists to perform and analyze the recordings.

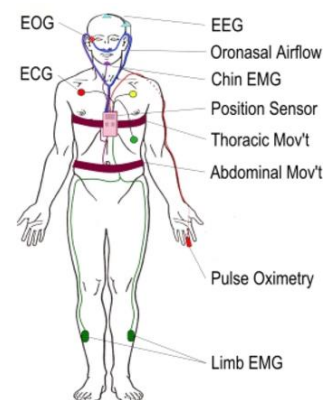


Figure 1. Polysomnography system [4]

Many sleep monitoring systems have been proposed to allow long-term monitoring with performance as close as possible to that of PSG. Readers are referred to our published review on the current status and future challenges of sleep monitoring systems [5] for more details. Given the state of the art in this research area, we proposed a new hardware and software architecture that enables long-term continuous sleep monitoring in a home environment. In order to evaluate the performance of our approach, we performed a one-night test in the sleep unit of the Toulouse University Hospital with a volunteer equipped with both our system and the PSG. Initially, we wanted to perform several tests with different users but due to the COVID pandemic, we only performed one night for one volunteer.

The paper is organized as follows. In section 2, we briefly detail the global architecture of our sleep monitoring system and the two classification algorithmic approaches we developed based on wrist movements. In section 3, we present the experimental conditions and discuss the first results comparing the decision of our classification algorithms to those of PSG. In section 4, we conclude the paper and propose improvements and future work.

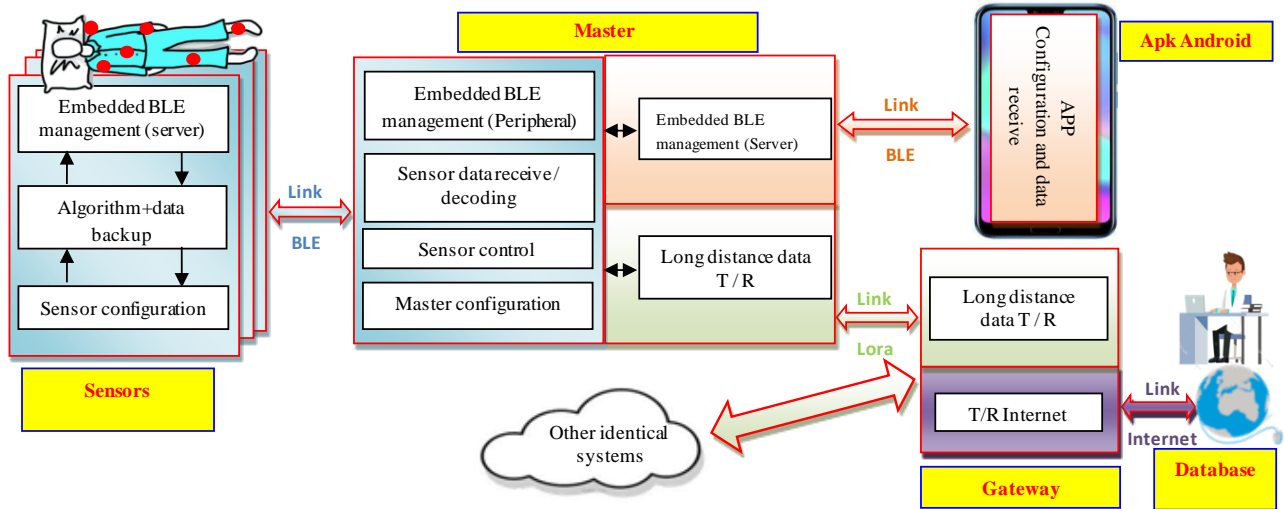


Figure 2. Hardware architecture

II. SLEEP MONITORING ARCHITECTURE

A. Overview of the architecture

The global architecture we proposed and developed to carry out sleep monitoring in a home environment is illustrated in Fig. 3.



Figure 3. Overall architecture of the proposed sleep monitoring system

After discussions with researchers, technicians and doctors, we specified the requirements that the system should meet. We proposed and built a communicating wearable system that communicates in a network architecture, which can include several people at home or in the hospital. This system is fully configurable locally by the person concerned and also remotely by the doctor. Once configured, the system sends the monitoring data of each patient (at home or at the hospital) to a server-based database to be visualized and analyzed by the doctors on an adapted interface.

1) Main functions and services

The system is divided into several sub-systems: "Sensors", a "Master" board, a "Gateway", an Android application, a database and a website (Fig. 2).

Sensors

The system's data acquisition is performed by different sleep monitoring modules, each module using specific sensors to collect important physiological data related to sleep. The sensors we use are integrated in a miniaturized electronic board (Fig. 4) designed at LAAS-CNRS [6].

The board is a system-on-chip, connected, and powered by a button cell (3V). The main components are: (1) an NRF51822 microcontroller containing a 32-bit ARM Cortex M0 processor and a 256kB flash memory, equipped with a BLE V4 LE module; (2) a 16kB non-volatile FRAM memory for data backup during standby; (3) a low-power ADXL 362 triaxial accelerometer.

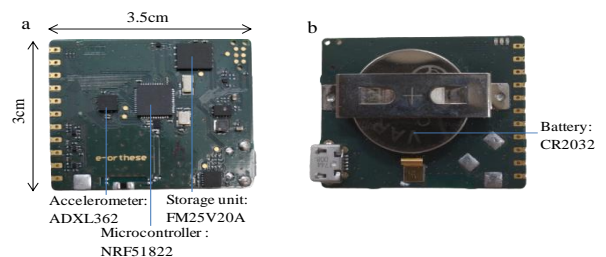


Figure 4. The sensor's basic electronic board. (a) Front side; (b) Back side

Master board

The master board is the control and data collection center of the proposed SMS which carries out five tasks:

- Reception of operating commands: the search of sensors (discovery phase), connection and disconnection of sensors (connecting phase) via BLE from a custom smartphone application.
- Reception of control commands to set sensor operating modes. Sensor operating modes include turn on, turn off and data transmission (data exchange).
- Reception and gathering data from sensors.
- Gathering ambient luminosity and temperature data from the sensors on the board.
- Sending all collected data to the gateway via the LoRa network.

Gateway

The gateway is the data transfer station of the system. It is connected to (1) the master board via LoRa in order to receive sleep monitoring data and (2) the WiFi network to transmit all collected data to a remote database. The gateway is useful when there is no internet connection possible at the patient's home.

2) Sleep monitoring modules

The sleep monitoring modules are the essential elements of the SMS we propose. They collect the raw data needed for sleep monitoring. We briefly present them below.

Wrist module

The wrist module consists of the basic electronic board, presented previously, and a temperature sensor (negative temperature coefficient, NTC). The module is worn on the non-dominant wrist like a watch. The temperature sensor is attached to the index finger with medical tape.

Chest module

The chest module consists of the basic electronic board and a temperature sensor (NTC). It is wrapped in soft paper and attached to the front of the chest with medical tape. This module is designed to measure chest temperature and detect the sleep positions.

Foot module

The foot module consists of two sub-modules: (1) one with the basic electronic board and a temperature sensor; (2) one with only the basic electronic board. The two sub-modules are wrapped in soft paper and attached to two insteps ((1) on the left instep, (2) on the right instep). The temperature sensor is attached to the big toe with medical tape. These modules are designed to measure feet movement and extremity temperature.

Sound module

The sound module collects sound data every second, using a MAX9814 microphone powered by two 03-2032 batteries to ensure continuous sound data collection throughout the night. It is placed next to the head within one meter during monitoring. This module is used to detect snoring.

Ambient module

The ambient module measures the temperature and luminosity of the sleeping environment. Both sensors are integrated in the master board. The temperature sensor is also a NTC sensor and the luminosity sensor is a TSL2591. The temperature and luminosity data are collected every minute.

B. Principle of algorithms

1) Choice of sleep indicators

Using the hardware architecture presented previously, we can compute relevant indicators for sleep monitoring, determined by referring to the Pittsburgh Sleep Quality Index (PSQI) [7] and the recommendations of the sleep experts of the sleep unit at the Center Hospital of Toulouse. These are sleep stages: sleep position, snoring, periodic leg movement index (PLMI), body temperature (finger, toe and chest) and ambient conditions (luminosity and temperature). Among these indicators, sleep stages, PLMI and temperatures are the most interesting considering sleep monitoring. Firstly, obtaining the time spent in the different sleep stages can provide better information to guide behavioral changes and recommendations to improve sleep quality [8]. Then PLMI can be used to predict Restless Legs Syndrome (RLS) which is a sensorimotor disorder that often has a profound impact on sleep [9]. The typical symptom of RLS is Periodic Limb Movement during Sleep (PLMS), so by detecting leg movements PLMI can be determined. Finally, sleep experts suggest that there may be a link between PLMS and extremity (finger and toe) temperature, but no one has yet investigated this hypothesis.

2) Sleep indicators computation

Sleep stages

We propose two approaches to automatically determine falling asleep/waking up times and sleep stages ("Awake", "Light sleep", "Deep sleep" and "REM" (Rapid Eye Movement also known as paradoxical sleep) [10]. The first one (called T1) is based on the thresholds of M_i movement levels (obtained by the 3-axis accelerometer of the wrist module, see Eq. 1) over periods PM of 19 epochs (30s for one epoch) considering 9 epochs before and 9 epochs after the current epoch. Indeed, as sleep is a constantly evolving process, it is necessary to associate the previous and following epochs when analyzing the sleep state at a given time. The second approach (called 5km2) is a k-mean based approach to perform clustering. The Thresholds approach is based on 3 thresholds

TS/W, TDLR, TLR to respectively discriminate epochs classified as sleep or awake, deep sleep or light sleep/REM and light sleep or REM. These thresholds are applied on PM values and standard deviation of PM values of 6-epoch group. The 5km2 method use a 2 dimension features composed of PM value and the standard derivation of PM values of 6-epoch group. It consists of 5 iterations ok k-means clustering with $k=2$. For each iteration, two clusters are determined, one corresponding to a sleep stages, the other one gathering others. More details on these two approaches are available in [11]

PLMI

According to standard criteria [12], PLMS are only considered if they are part of a series of four or more consecutive movements of 0.5-10 seconds duration with an inter-movement interval of 5-90 seconds and an amplitude greater than 8 mV above the basic an electromyograph (EMG) signal.

Based on the standard PLMS criteria, the PLMS detection rule using the foot module is defined as follows:

- The movement level $M_i > 21$ (see Eq. 1) is considered as the movement emergence.
- When the number of consecutive samples with $M_i > 21$ is between 1 and 10, it should be considered as a *movement group*.
- Adjacent movement groups with an interval between 5 to 90 seconds are considered as *significant movement groups*. The interval is from the end of the movement group to the beginning of the next movement group.
- A series of four or more consecutive significant movement groups will be considered a *PLMS group*, the number of significant movement groups being the number of PLMS in that PLMS group.

$$M_i = |Ax_{i+1} - Ax_i| + |Ay_{i+1} - Ay_i| + |Az_{i+1} - Az_i| \quad (1)$$

Body temperature

We define chest temperature as Tc_i , finger temperature as Tf_i , toe temperature as Tt_i . Then we calculate the sum of their respective differences, denoted $SD3T_i$ (see Eq. 2), where i is the sample index with temperature sampled every second.

$$SD3T_i = |Tc_i - Tf_i| + |Tc_i - Tt_i| + |Tf_i - Tt_i| \quad (2)$$

We also compute the first-order difference for finger and toe temperatures overnight, denoted DTf and DTt , respectively (see Eq. 3 and Eq. 4) as there appears to be some correlation between the onset of PLMS and temperature changes at the extremities.

$$DTf_i = |Tf_i - Tf_{i-1}| \quad (3)$$

$$DTt_i = |Tt_i - Tt_{i-1}| \quad (4)$$

III. EVALUATION OF THE PROPOSED SLEEP MONITORING SYSTEM WITH A PSG

A. Description of the experimental protocol

1) Environmental conditions

The test was performed in a sleep unit of a standard ward of the Center Hospital of Toulouse. The volunteer is equipped with the PSG system and our five sleep monitoring devices (Fig. 5a). The corresponding position of the PSG sensors and our modules (chest, wrist and foot module) on the body is illustrated in Fig. 5b. Generally speaking, the time required to wear the modules we proposed is roughly within ten minutes, and it can be done alone. In contrast, it takes about half an hour to install the PSG to the body, and it must be installed by at least one professionally trained medical staff member. The volunteer recruited was a 28-year-old man with a BMI (body mass index) of 18.3. We were only able to achieve one-night test for a primary evaluation of the performance as it has been carried out just before the first containment in France in March 2020.

2) Synchronization protocol

Each of the five sleep monitoring modules and the PSG has its own independent control unit and data acquisition. In practice, it is difficult to ensure that they would all start collecting data at the same time. Therefore, it is essential to synchronize the data collected by all the sleep monitoring devices and the PSG after all data have been collected in order to obtain meaningful results.

The synchronization method we use consists of two steps. First, the five sleep monitoring devices are synchronized with each other. Since each sleep monitoring device has an accelerometer that collects movement data, we intend to synchronize them by shaking them simultaneously and looking for the same marker in the collected movement data. The second step is the synchronization between the five sleep monitoring devices and the PSG. Since all five sleep monitoring devices were synchronized in the first step, it was only necessary to synchronize one of the sleep monitoring devices with the PSG in this step. Since both our foot device and the EMG of the PSG collect leg movement data, we intend to compare the waveforms of the leg movement data collected by the two devices to perform the synchronization between them (Fig. 6).

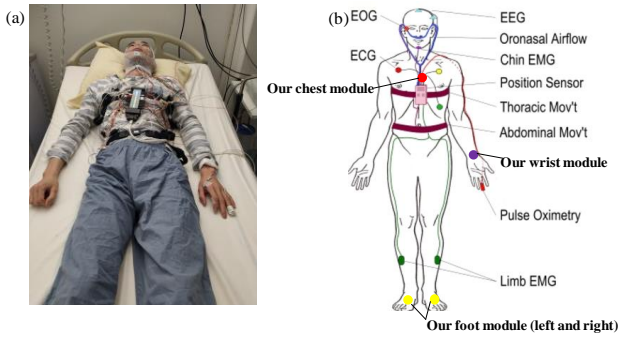


Figure 5. (a) Volunteer with the PSG and our wristband; (b) Schematic diagram of the corresponding location of the PSG sensors and our modules

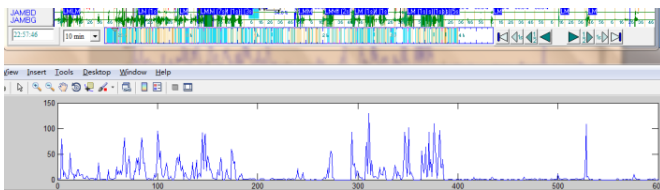


Figure 6. Synchronization between the EMG and the left foot module

B. Performance evaluation of sleep indicators

1) Sleep stage classification

We compare the hypnograms obtained by the T1 and 5km2 methods with the hypnogram obtained by the PSG as shown in Fig. 7. The hypnogram data of the methods we propose are obtained directly by operating the algorithms on Matlab by programming. The hypnogram of the PSG is read by the software “DeltaFree EEG reader”. It is important to note that the software can automatically generate an initial hypnogram and various events from the data collected by the PSG. However, they are not completely accurate and must be manually checked and corrected by a physician.

We have compared the sleep stage classification results of the two proposed methods with the PSG, epoch by epoch. Table I and Table II illustrate the confusion matrices between T1 and PSG, and between 5km2 and PSG, respectively. From a physiological significance point of view, deep sleep is very different from awake and light sleep. Therefore, confusion between deep sleep and light sleep, and confusion between deep sleep and light sleep can be considered serious.

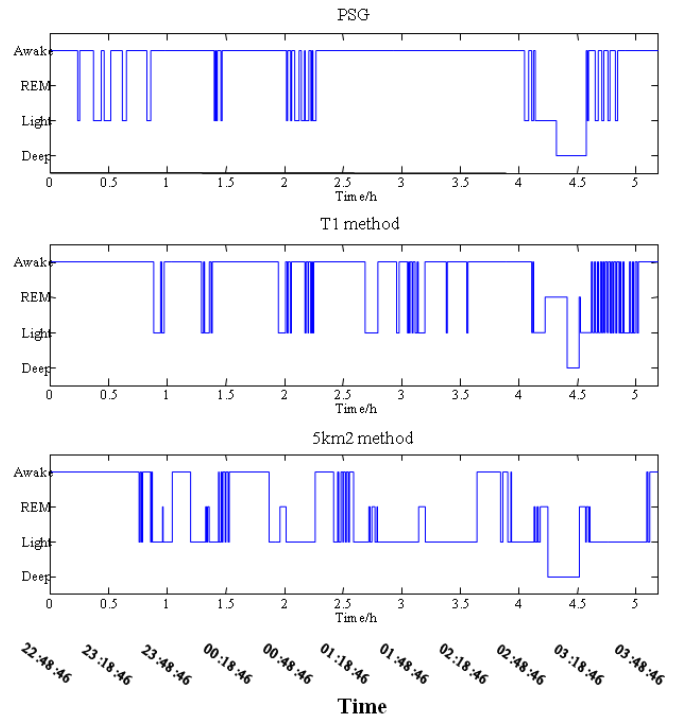


Figure 7. Hypnograms obtained with the PSG, T1 and 5km2 methods

TABLE I. Confusion matrix between T1 and PSG

		Predicted (T1 method)			
		Awake	Light Sleep	Deep Sleep	REM
True (PSG)	Awake	423	85	0	0
	Light sleep	51	21	0	11
	Deep sleep	0	6	12	13
	REM	0	0	0	0

TABLE II. Confusion matrix between 5km2 and PSG

		Predicted (5km2 method)			
		Awake	Light Sleep	Deep Sleep	REM
True (PSG)	Awake	211	272	0	25
	Light sleep	27	38	8	10
	Deep sleep	0	1	24	6
	REM	0	0	0	0

To evaluate more precisely the agreement between the two proposed methods and the sleep stages classification using the PSG method, Cohen’s Kappa coefficient (κ) is calculated. Landis & Koch [13] characterized $\kappa < 0$ as indicating no agreement and 0–0.20 as slight, 0.21–0.40 as fair, 0.41–0.60 as moderate, 0.61–0.80 as substantial, and 0.81–1 as almost

perfect agreement [13]. The T1 method showed fair agreement with the PSG ($\kappa = 0.24$), and the 5km2 method showed slight agreement with the PSG ($\kappa = 0.09$).

TABLE III. Evaluation indexes for the T1 and 5km2 methods

Index	Method	Awake	REM	Light Sleep	Deep Sleep
Sensitivity	T1	0.83	0.00	0.25	0.39
	5km2	0.42	0.00	0.46	0.77
Specificity	T1	0.55	0.96	0.83	1.00
	5km2	0.76	0.93	0.49	0.99
Accuracy	T1	0.78	0.96	0.75	0.97
	5km2	0.48	0.93	0.49	0.98
Precision	T1	0.89	0.00	0.19	1.00
	5km2	0.89	0.00	0.12	0.75
Balanced accuracy	T1	0.66	0.50	0.53	0.98
	5km2	0.56	0.50	0.49	0.87
F1-score	T1	0.86	0.00	0.22	0.56
	5km2	0.57	0.00	0.19	0.76

Six performance assessment indexes based on the confusion matrix are calculated and presented in Table III. In our experiment, the number of samples included in the different classes is uneven and usually varies greatly. At the same time, we consider the correct detection of positive and negative samples should be of equal importance. Therefore, among all the performance assessment indexes, we believe that the balanced accuracy is the best one to evaluate the overall performance of the proposed methods. Method T1 has the highest or equal balanced accuracy in each class.

T1 seems to be the best method but it will have to be confirmed by other tests involving several people. Indeed, we carried out only one night test due to the COVID pandemic and the volunteer had many difficulties to fall asleep which explain that the recording only lasts 5 hours with no REM phases. However, as a preliminary test, we can see that our approaches, in particular T1, have promising results, closed to those of PSG, with fewer sensors and greater comfort for the user. The K-mean approach needs more data to provide better results.

2) PLMS detection performance

The number of PLMS per hour during sleep detected by this rule is defined as the PLMS index (PLMI), which is the diagnostic indicator for PLMS based on the foot module. The number of PLMS distributed in each sleep stage detected by the PSG and our left foot module is shown in Table IV.

TABLE IV. Number of PLMS distributed in each sleep stage

	Total	Awake	REM	Light Sleep	Deep Sleep
PSG ref	56	47	0	6	3
LAAS solution	57	48	0	9	0

As we can see, the total number of PLMS given by the PSG report is very close to the result of our foot module. Furthermore, the number of PLMS distributed at each sleep stage obtained with our foot module is also very close to the PSG result. The main difference between the two is the PLMS distribution in light and deep sleep. The PSG detects 3 PLMS in deep sleep but our foot module detects no PLMS in deep sleep. In light sleep, our foot module detects 3 more PLMS than the PSG. The reason why our foot module does not detect any PLMS during deep sleep may be that the limb movement is very slight during deep sleep so the movement level of some foot movements does not reach the threshold of foot movement. Therefore, PLMS is not detected during deep sleep. In addition, during this night, the duration of deep sleep is also very short, which also increases the difficulty of detecting PLMS.

3) Link between temperature, sleep stages and PLMS

Body temperature and sleep stages

The synchronous comparison between SD3T and the PSG hypnogram is shown in Fig. 8. In Fig. 8a, the dashed box corresponds to the period when sleep is continuous and most of these periods are deep sleep. Similarly, in Fig. 8b, the red dashed box shows the period when the SD3T remains low and stable. This suggests that a stable and low SD3T may correspond to continuous restful sleep.

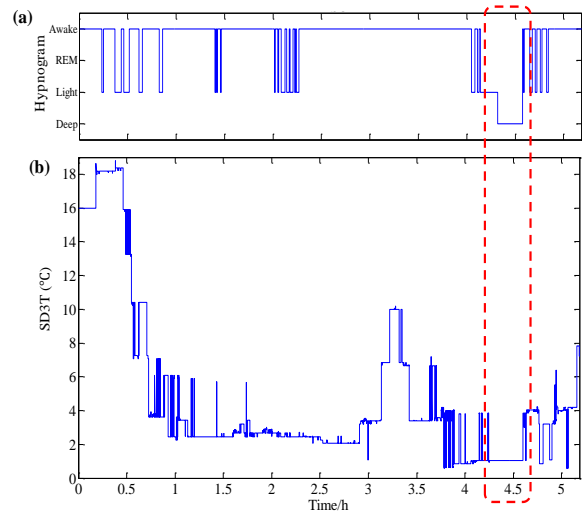


Figure 8. (a) Hypnogram obtained by the PSG. (b) SD3T

Body temperature and PLMS

The synchronous comparison between DTt, DTf and PLMS overnight is shown in Fig. 9.

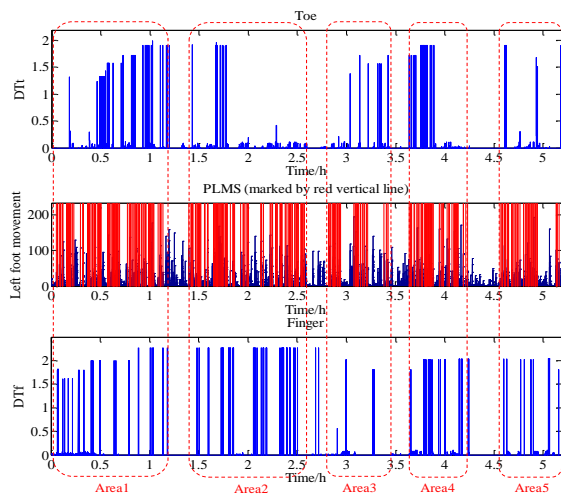


Figure 9. Synchronous comparison between DTt, DTf and PLM overnight

By observing Fig. 9, the distribution of PLMS is lowly correlated with DTt but highly correlated with DTf. In Fig. 9, five relatively independent groups can be found by observation, so we divide the night time into 5 areas, each area containing a relatively concentrated set of PLMS events. Each area contains a relatively concentrated set of high DTf values, i.e., a relatively large change in finger temperature. In addition, the density of the PLMS distribution and the density of DTf are similar in each area. In areas 1, 2 and 4, the PLMS emergence is very dense, and the emergence of the high DTf value is also relatively dense. In areas 3 and 5, the PLMS emergence is relatively low, and the emergence of high DTf value is also relatively low. In part of areas 1 and 2, part of areas 3 and 4, part of areas 4 and 5, there is no PLMS emergence, and no high DTf value.

Based on these phenomena we can assume that PLMS emergence is positively correlated with DTf value. PLMS is maybe more correlated with finger temperature than with toe temperature.

IV. CONCLUSION AND PERSPECTIVES

In this paper, we presented a global home sleep monitoring system (from sensors to user display) as an alternative solution to PSG for long-term monitoring. We have performed a preliminary validation of two methods proposed for the sleep stages classification with reference to the PSG gold standard. Based on the confusion matrix analysis, the results show that the proposed threshold approach T1 method has a fair agreement with the PSG while k-mean based approach has a slight agreement with the PSG. The T1 method is efficient for the detection of awake and deep sleep in particular. However, all the proposed methods are relatively less efficient for the detection of REM and light sleep. In general, the T1 method is

the most efficient among the two proposed methods. For PLMS detection, we define the detection rules based on the foot movement data acquired by our proposed foot module. The results show that the total number of PLMS and the number of PLMS distributed in each sleep stage detected by our foot module are both very close to the PSG. Furthermore, we explore the links between body temperature and hypnogram and between body temperature on extremities and PLMS. We have found that the lower and flat continuous SD3T corresponds to continuous sleep and even deep sleep, that the emergence of PLMS is positively correlated to the DTf value and that PLMS is more correlated to finger temperature than to toe temperature. This experiment has shown that it would be possible to predict PLMS based on the change in finger temperature. Nevertheless, further investigative work over several nights and several subjects should be carried out to confirm these first observations. Indeed, due to COVID-19, we only performed one night with one volunteer who did not bear well all PSG devices and so had difficulties to fall asleep.

ACKNOWLEDGMENT

We would like to thank Dr. Debs and all the medical staff of the sleep unit of Purpan Toulouse Hospital who allowed us to carry out the evaluation test of our approach.

REFERENCES

- [1] Van de Straat V, Buffel V, Bracke P. Medicalization of Sleep Problems in an Aging Population: A Longitudinal Cross-National Study of Medication Use for Sleep Problems in Older European Adults. *Journal of Aging and Health*; 2018
- [2] Dregan A, Armstrong D. Cross-country variation in sleep disturbance among working and older age groups: an analysis based on the European Social Survey. *International psychogeriatrics*, 2011, 23(9): 1413.
- [3] Jafari, B., & Mohsenin, V. (2010). Polysomnography. *Clinics in chest medicine*, 31(2), 287-297.
- [4] Montplaisir J, Boucher S, Gaétan Poirier, et al. Clinical, polysomnographic, and genetic characteristics of restless legs syndrome: A study of 133 patients diagnosed with new standard criteria. *Movement Disorders*, 1997, 12(1):61-65
- [5] Pan Q, Brulin D, Campo E. Current Status and Future Challenges of Sleep Monitoring Systems: Systematic Review. *JMIR Biomedical Engineering*, 2020, 5(1): e2092.
- [6] Charlon Y., Conception de dispositifs électroniques portés pour le suivi de l'état de santé des personnes âgées, Toulouse, LAAS-CNRS, 2014.
- [7] Buysse, D. J., Reynolds III, C. F., Monk, T. H., Berman, S. R., & Kupfer, D. J. (1989). The Pittsburgh Sleep Quality Index: a new instrument for psychiatric practice and research. *Psychiatry* research, 28(2), 193-213.
- [8] Daskalova N, Lee B, Huang J, et al. Investigating the effectiveness of cohort-based sleep recommendations. *Proceedings of the ACM on Interactive, Mobile, Wearable and Ubiquitous Technologies*, 2018, 2(3): 1-19.

- [9] Walters AS International Restless Legs Study Group. (1995). Toward a better definition of the restless legs syndrome. *Mov Disord*, 10, 634-42.
- [10] Altevogt, B. M., & Colten, H. R. (Eds.). (2006). Sleep disorders and sleep deprivation: an unmet public health problem.
- [11] Pan Q., Brulin D., Campo E. Home sleep monitoring based on wrist movement data processing//10th International Conference of Information and Communication Technology (ICICT-2020). November 13-15th, 2020.
- [12] Michaud M, Paquet J, Lavigne G, et al. Sleep laboratory diagnosis of restless legs syndrome. *Eur Neurol* 2002;48:108-113.
- [13] Landis, J. R., Koch, G. G. The measurement of observer agreement for categorical data. *biometrics*, 1977, 159-174.

Identification of Carotid Plaques Composition through a Compact Microwave Sensor

R. Shahbaz¹, F. Deshours¹, G. Alquie¹, C. Hannachi¹, H. Kokabi¹, F. Koskas², I. Brocheriou³, G. Le Naour³ et J-M. Davaine²

¹Sorbonne Université, CNRS, Laboratoire Génie Électrique et Électronique de Paris, F-75005 Paris, France

²Sorbonne Université, Service de chirurgie vasculaire, Pitié Salpêtrière, F-75013 Paris

³Sorbonne Université, Service d'Anatomie et cytologie pathologiques, Pitié Salpêtrière, F-75013 Paris
rania.shahbaz@sorbonne-universite.fr

Abstract - Microwave biosensor brings the prominent promise of dielectric parameters detection to characterize biological tissues. This promise has already been materialized in multiple fields of healthcare and body parts. Yet when it comes to carotid plaque sticking to basic simulations, and correlating that with real-time measurements is arguably much harder. Measuring and simulating carotid plaques comprise a wide range of sub-problems, such as the heterogeneity and unicity of each plaque, the different thicknesses, and various areas of interest. In this study, a miniaturized microwave biosensor was proposed to perform dielectric characterizations of atheromatous plaques present in arterial tissues. The designed microwave biosensor employs a Complementary Split Ring Resonator (CSRR) topology at 2.3 GHz. Electromagnetic modeling and experimental characterization have been carried out to validate the developed equivalent electrical model with very good precision and to calibrate it using other material. Atheroma measurements were achieved and compared to data obtained by simulation and then correlated with the histology results.

Keywords: Resonator, CSRR, biosensor, microwave, carotid plaque.

I. INTRODUCTION

The advancement in the medical treatment of atheromatous diseases by OMT (Optimal Medical Therapy) in the last few years has left the surgical indications for Carotid Endarterectomy (CEA) questionable and ambiguous. Atheromatous carotid stenosis causes 20 to 30% of ischemic strokes and is found in a large number of asymptomatic patients aged over 50-60 years [1]. Therefore, the development of innovative and non-invasive techniques to estimate the aggressiveness and scalability of carotid plaques and hence establish the indications for CEA is majorly needed.

Historically, CEA indication was based on studies using arteriography to evaluate the lesion. Arteriography is not able to analyze the vessel wall but only provides a degree of stenosis. This latter correlates with the risk of a cardiovascular event. However, it is widely recognized today that other parameters, in particular the composition of the plaque and its vulnerability, plays a critical role in the clinical behavior of carotid

atherosclerotic plaques. The current indications are based on randomized trials in the 1990s [2, 3], which established the benefit of the intervention on so-called “symptomatic” (minor ischemic attack) and “asymptomatic” [4] stenosis whose degree of stenosis (easily measurable by echo-Doppler, angio-CT or angio-MRI) is greater than 70%. Indeed, beyond this figure, the risk of stroke is greater than the surgical risk, and the inaugural ischemic attack is usually severe in around 50% of the cases. These elements justify preventive surgery for “asymptomatic” patients. However, the benefit of surgery is questionable by recent advances in medical treatment [5]. In addition, the degree of stenosis alone does not take into account the physiological, anatomical, and hemodynamic complexity of carotid atheromatous plaque [4, 6]. It is recognized that the composition of the plaque in lipid, calcium, and or fibrous tissue, strongly influences its clinical behavior. In particular, the calcium component of an atherosclerotic plaque, both at the early and late stages of its formation, does strongly influence the stiffness of the wall, the stability of the plaque, and its risk of rupture [7, 8]. Moreover, the hemodynamic significance of carotid stenosis routinely based on diameters (NASCET) [2] is conceptually out of date as it is incongruent when compared to the overall visualization of the arterial circulation of the neck and the brain (Willis system).

The modalities currently used to preoperatively evaluate carotid plaque lesions are multi-detector CT scanner (MDCT), Doppler ultrasound and MRI. At the moment, none of these modalities is able to define the carotid plaque composition. They principally demonstrate the plaque morphology and luminal stenosis. Presently, the gold standard and the only technique to characterize the plaque composition, therefore vulnerability, is histology. Current medical research acknowledges thin fibrous cap, large necrotic core and presence of intra-plaque hemorrhage (IPH) as the best markers of vulnerable plaques [9, 10, 11].

This brings us to the core of this study, the innovative promising microwave biosensor that was developed in our GeePs laboratory. Fundamentally, the dielectric constant shift caused by placing the carotid plaque on the microwave resonator could potentially distinguish highly calcified plaques from soft

risky plaques. The goal of this study is to investigate the potential of microwave resonators and to develop it into a biosensor that would allow preoperative exploration of atherosclerotic lesions in patients.

In this study, the atheromatous biological tissue is evaluated using the microwave sensor and histological analysis. The aim is to correlate the results in order to validate the device.

II. MEDICAL METHODS

Thirty-three carotid arteries from thirty-three patients (9 females, mean age 71 ± 9 years) were included. Seven patients were symptomatic. All patients presented with a $\geq 70\%$ carotid arterial stenosis determined by Computed tomography angiography (CTA) & ultrasound imaging (NASCET criteria) and were scheduled for carotid endarterectomy (CEA) between January and December 2020.

Exclusion criteria consisted of prior carotid artery surgery of the same side, prior carotid artery endovascular procedures or prior cervical radiation. Patients were considered symptomatic if they had experienced transient ischemic attack (TIA), amaurosis fugax (AF), central retinal artery occlusion (CRAO) or stroke ipsilateral to the carotid lesion being studied within two months prior to surgery. Silent infarcts and lacunar symptomatology, diagnosed by a neurologist based on clinical and brain computer tomography (CT) scan and/or magnetic resonance imaging (MRI) located ipsilateral to the stenosis, were also considered symptomatic.

The institutional review board at “Hôpitaux Universitaires Pitié Salpêtrière - Charles Foix” approved the study and patient consent was waived. Patient demographics, comorbidities included age, sex, race, obesity (defined as body mass index \geq

30 kg/m²), smoking status, hypertension, diabetes mellitus, end stage renal disease (ESRD), coronary artery disease (CAD), prior coronary artery bypass graft (CABG) or percutaneous coronary intervention (PCI), atrial fibrillation (AF), lower extremity peripheral arterial disease (PAD), prior head/neck radiation, chronic obstructive pulmonary disease (COPD) and medications were recorded at the time of enrollment.

A. Carotid Endarterectomy (CEA)

During the surgery, carotid plaques are extracted by endarterectomy at the bifurcation from within the lumen as a single specimen. The plaque then is cut by the vascular surgeon into two identical samples longitudinally i.e. parallel to the lumen (Figure 1.a). One sample is immersed in formol after removal and sent to the histology department. The second is immersed in physiological serum and reserved in the suitable conditions until being measured by the microwave sensor. All surgical details are documented and entered in the excel sheet of the patient with the baseline data. Surgical details include: date of operation, surgical technique used (direct suture, eversion, patch or bypass), hospitalization period, post-operative stroke / TIA, date of post-operative stroke / TIA, re-intervention within 30 days of the surgery (type of re-intervention and its details), death and the results of the post-op Doppler ultrasound.

B. Histology

Histological analysis is performed by an experienced histopathologist (blind to the clinical details and to other modalities assessment), based on American Heart Association classification for human atherosclerotic lesions [11, 12]. For this study, the samples were fixed in 10% buffered formalin, then decalcified if necessary with a decalcification solution (Surgipah Decalcifier II-Leica), and immersed in paraffin. Histological

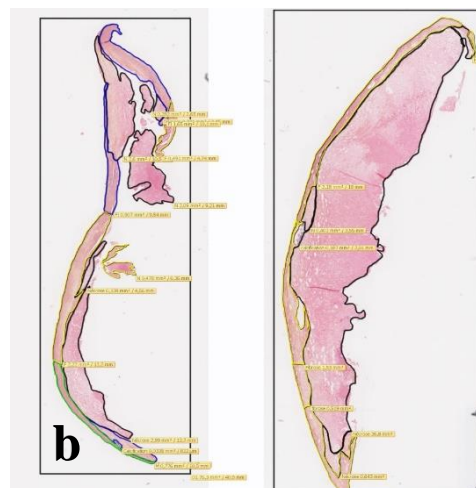
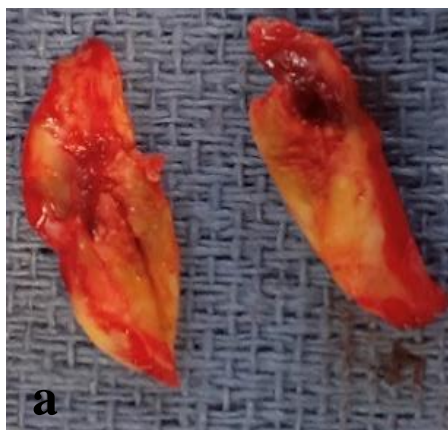


Figure 1. (a) Imaging findings in a symptomatic patient with ulcerated carotid plaque. (b) Histologic examination results, which demonstrates a plaque with fibrous intimal cap, foam cells, and cholesterol deposition.

sections with a thickness of 3 microns were prepared and stained with HES staining (Hematein, Eosin, Saffron). The total sectional area of each slide was scanned at 40X magnification with a resolution of 0.24 micron/pixel by a Nanozoomer Hamamatsu scanner. Then the digital slides were viewed on high definition screens (BARCO Coronis Fusion) in order to precisely locate the different types of tissues. All regions were manually outlined with (Viewer - NDP.view2) in order to obtain an accurate mapping and area of each component of the atherosclerotic plaque sample (Figure 1.b). This semi-quantitative analysis is performed to determine the presence of calcification (CAL), lipid-rich necrotic core (LRNC), intra-plaque hemorrhage (IPH), and fibrous cap (FC).

III. MICROWAVE BIOSENSOR DESIGN

A. Principle of the resonance method

Microwave resonators have specific resonance features based on their dimensions and the dielectric properties of the substrate on which they are implemented. In order to characterize biological tissues, we opted for a resonant microwave technique, which allows good sensitivity even when the materials studied exhibit high dielectric losses. Generally, the unknown dielectric material (e.g. carotid plaque) filling partially the resonator shifts the resonant frequency and broadens the curve depending on its dielectric properties. The electrical equivalent circuit of the resonator being an inductance in parallel with a capacitance, the introduction of a dielectric superstrate modifies the capacitance of this circuit. In this study, the resonator is a planar structure and the sample (called in this case “superstrate”) is characterized via its application on the surface. The resonance frequency and its quality factor depend on the complex dielectric permittivity of the material, which reflects the state of its composition.

B. Design and realization of Complementary Split Ring Resonator (CSRR)

With the aim of performing relatively localized measurements, the unloaded resonance frequency was chosen to be around 2.4GHz (ISM frequency band), frequency retained for its relatively good penetration into the biological tissues. The resonant structure is a Complementary Split Ring Resonator (CSRR) with a circular shape engraved in the ground plane and fed by a 50 Ω microstrip line (Figure 2).

The planar resonators used are smaller than conventional resonators whose length is related to the guided wavelength λ_g at resonance; in our case, the global dimensions of the resonator is about $\lambda_g/10$. The structure consists of two interrupted concentric annular slots engraved on a FR4 dielectric substrate $\epsilon_r = 4.6$; $\tan\delta = 0.02$ at 1 MHz; thickness $h = 0.73\text{mm}$; metallization thickness $t = 35\mu\text{m}$ (Figure 3). These CSRRs resonators are known for their relatively high quality coefficient

(~ 50) when they are unloaded [14]. Our team has studied several resonator shapes thoroughly [15], and the circular one was chosen for this study. Its dimensions are optimized using HFSS software to obtain the resonance frequency around 2.4GHz. Furthermore, since biological tissues are rather moist,

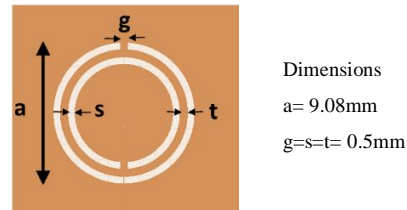


Figure 2. Geometric parameters of CSRR

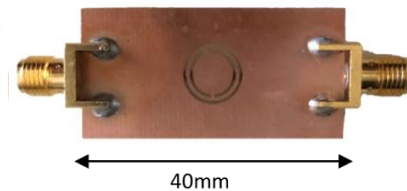


Figure 3. CSRR resonator realized on FR4 substrate

a glass plate of $\epsilon_{rv} = 7$, $\tan\delta = 0.02$ and 120 μm thickness was placed on the surface of the resonator in order to avoid short-circuiting between the slits. This insulating dielectric contributes to a lowering of 140 MHz of the resonant frequency. This frequency-shift was verified using 3D full-wave electromagnetic field simulation softwares (HFSS & CST) and is taken into account in the measurements.

C. Electrical model of CSRR

An equivalent electrical model was developed for this resonator with and without biological samples. Since the geometric dimensions of the resonator are small compared to the wavelength, the value of the elements of the electrical equivalent schema were determined using quasi-static models for the constituent elements as well as by electrical simulations with ADS. The values of the elements of the studied resonator produced were obtained from measurements of the S parameters of the structure after de-embedding of the access lines. The equivalent RLC electric model can be extracted from it, making it possible to specify the resonant frequency (Figure 4). In the absence of a superstrate, the resonant frequency is given by relation (1):

$$f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_R(C_R + C_C)}} \quad (1)$$

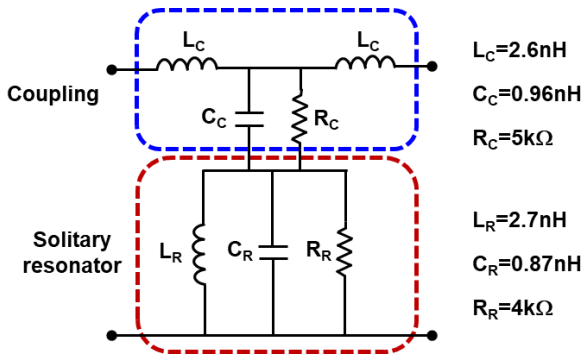


Figure 4. Equivalent electrical schema of the resonator

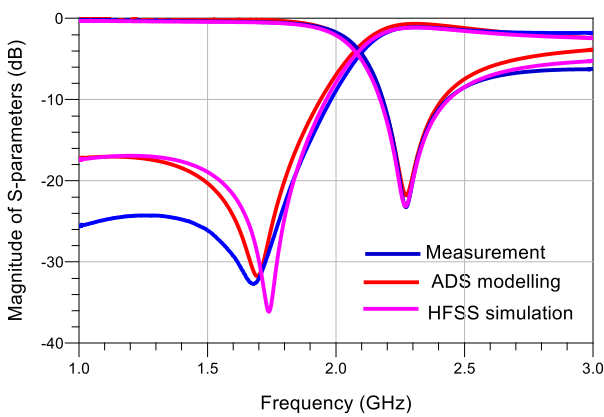


Figure 5. Graph comparing the modeling on ADS with the simulation on HFSS and the experimental measurements

The values of the elements of the resonator in its mount without a sample were extracted from characteristic frequencies measured on the S-parameters and on the Z_{11} input impedance. The principle of extraction has been proposed in reference [15].

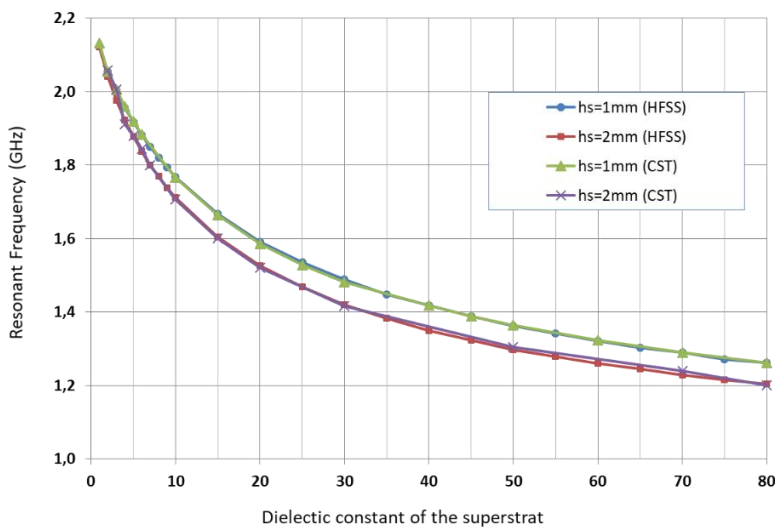


Figure 6. CST & HFSS simulation results of mimicking samples of biological tissues

The results of the modeling by ADS and simulations by HFSS are compared with the experimental measurements in figure 5.

D. Influence of the superstrate

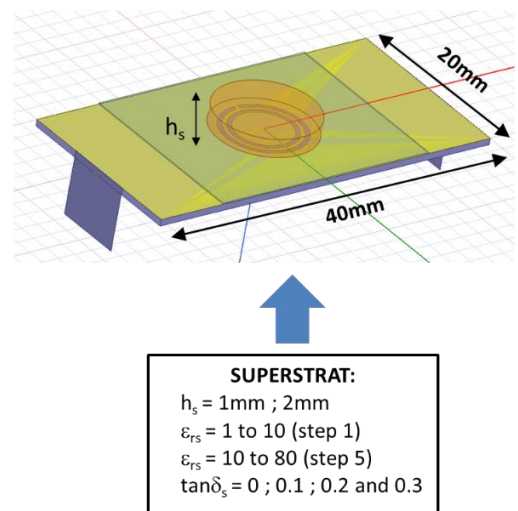
By the presence of the superstrate, the capacitor C_R is increased which then lowers the resonant frequency. This frequency, denoted $f_R(\epsilon_{rs})$, depends on the value of the dielectric constant ϵ_{rs} of this superstrate. Moreover, we can also verify that the value of $|S_{21}|$ at resonance is approximately inversely proportional to f_R^2 . Electromagnetic models with HFSS made it possible to verify this dependence and to link the frequency shift with the dielectric constant of the superstrate for a material with different thicknesses. Figure 6 shows the results of HFSS & CST simulations for samples having a dielectric constant ϵ_{rs} between 1 and 80. Two samples thicknesses were simulated, that are 1mm and 2mm representing approximately the range of thickness of our samples.

E. Simulation results

First, the unloaded resonator (without sample) was simulated using HFSS and the resonant frequency obtained was almost exactly the same as the one measured $\approx 2.27 \text{ GHz}$. A Plexiglas structure designed in our lab that provides the rigid support necessary to perform reproducible measurements in addition to a glass blade layer that was added to avoid short circuiting issue between the rings due to humidity of biological tissues, were simulated with the resonator and resulted in a diminution of $\Delta f \approx 152 \text{ MHz}$ (Figure 7).

F. Experimental setup

The sample taken by endarterectomy is analyzed within the same week of the surgical intervention. For the analysis, it is



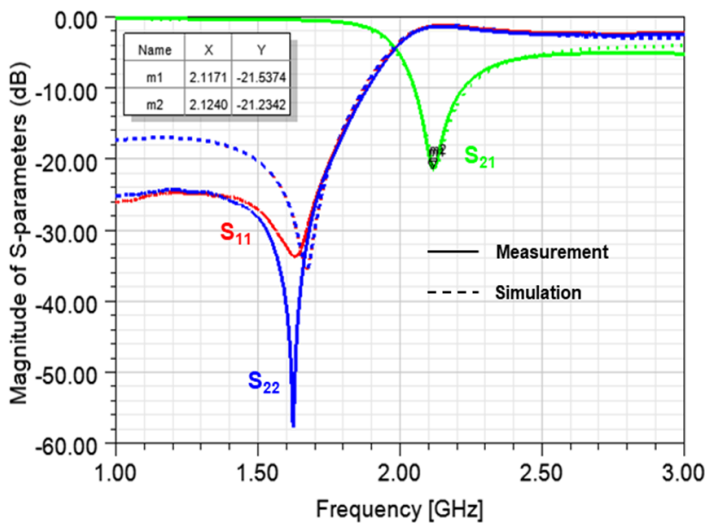
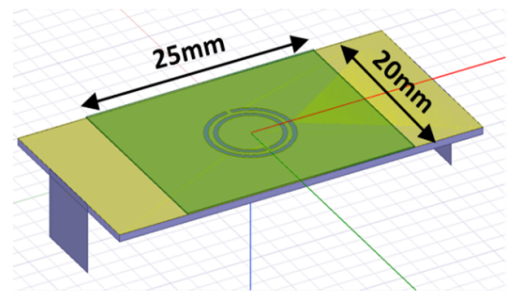


Figure 7. HFSS Simulation and measurement of the resonator plus glass layer and Plexiglas



Equivalent layer of the glass blade and the plexiglas structure

delicately dried from the physiological serum and cut in a uniform circle of 1cm diameter; at the narrowest part of the lesion, (another circular sample is cut in the case of large plaques). Plaque thickness and weight are then measured. To avoid the humidity issue, the sample is left to dry for 3 minutes, then placed on the thin layer of glass on the resonator.

The Keysight PNA-L Network Analyzer (300 kHz – 13.5 GHz) is calibrated for every set of measurements with a 3.5mm calibration kit before its connection with the resonator. Every time the testing is done, the resonator is first measured empty as a reference to ensure the matching of the baseline between measurements. The resonator is then inserted into the plexiglas structure. At that point, the round shaped atheroma plaque is inserted (Figure 8) and covered with a piston made of Teflon to eliminate air and ensure a good electrical contact with the glass cover of the resonator.

Light pressure of 300g is always applied on the piston that covers the sample to avoid the risk of deforming the plaque. The

full set of scattering parameters are then recorded versus frequency and these data are exploited afterwards.

IV. RESULTS

Thirty three samples were measured and their parameters have been extracted using HFSS. Samples had various frequency shifts and curves wideness. As expected, the dielectric constant ϵ_{rs} differs according to the composition of the plaque, and in a less manner with the thickness of the sample, which is partially controlled by the pressure system. This was observed by considering the frequency of the minimum of the amplitude of the transmission coefficient $|S_{21}|$ parameter which is shifted to lower frequencies as ϵ_{rs} increases. Results of histological analysis are not obtained until after the microwave results are produced to avoid any bias. Therefore, the samples were classified into 4 categories with the observations of the naked eye and the physical structure of the plaque. In the first 33 measured samples, it was noticed that highly calcified plaques, i.e. hard plaques, have smaller frequency shifts (\approx frequency range 1.8 GHz) and their dielectric constant is closer to that of bone ($\epsilon_r \approx 10$). In contrast, much softer plaques (\approx frequency range 1.3 GHz) have shown higher frequency shifts and higher dielectric constant indicating the presence of an intra-plaque hemorrhage and lipid-rich necrotic core.

Figure 9 shows the results of an asymptomatic patient who had an extremely rough plaque. Upon measurements, the sample resulted in a minor shift in frequency with a 10 value for ϵ_{rs} while the symptomatic patient in figure 10 who developed stroke symptoms few weeks before the surgery had a high ϵ_{rs} and much larger shift in frequency. Their histological analysis results correlates pretty well with those finding. As in the asymptomatic



Figure 8. Sample holder setup with an atheromatous plaque

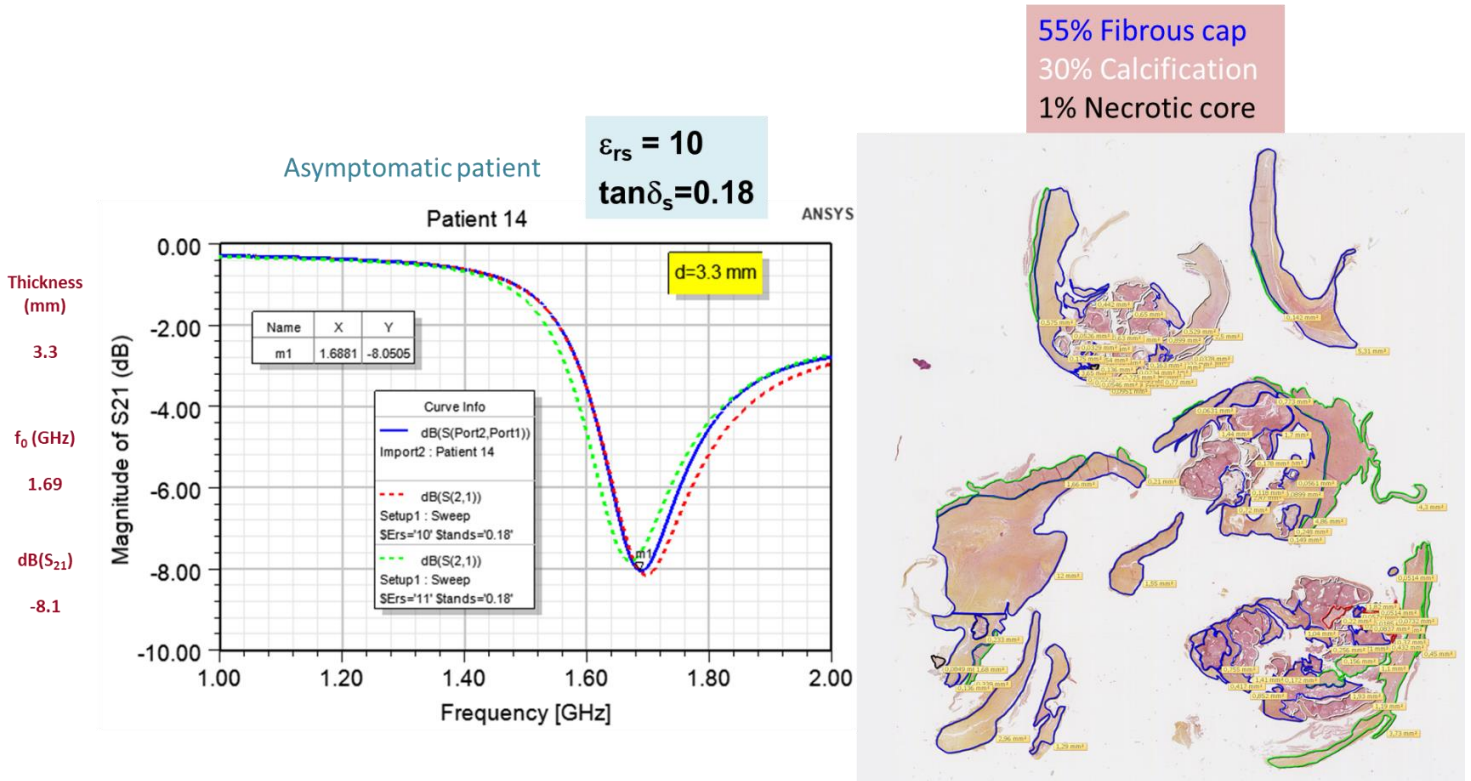


Figure 9. Constant dielectric results via HFSS and histology results of an asymptomatic patient

patient, 30% calcification was calculated in addition to 55% fibrotic tissue which are signs of stable plaque. In the contrary, the symptomatic patient had 48% lipid-rich necrotic core which is an indication for a plaque at risk. Several patients also had medial ϵ_{rs} like the patient in figure 11 who had 44% fibrotic tissue but also adequate amount of necrotic tissue for it to be an unstable plaque.

V. CONCLUSION AND PERSPECTIVES

This study shows the ability of our device to analyze atheromatous carotid plaques in a standardized way. Calcified plaques displayed very different values from soft lipidic plaques. This ability to differentiate plaques according to their composition is very promising. In the first year of this research project which is in progress, 26 asymptomatic and 7 symptomatic patients have been examined. The objective is to compare at least 80 patients, 40 from each group. Based on the results achieved, a statistical correlation will be proposed between the histological parameters, the dielectric constant of the plaques and the other radiological modalities. Multivariate analysis, Bland Altman, Wilcoxon are considered as potential statistical methods. In addition, cut-off points to group plaques

according to their dielectric permittivity is to be established. If the hypothesis is proved, the device is to be developed into an in-vivo portable device that could be used in hospital settings by medical staff. To achieve that, a study of multilayered samples including skin, fat and the vessel wall will be considered. Moreover, a parallel feed circular resonator is being considered for larger plaques.

ACKNOWLEDGMENT

We thank Mr. Yves Chatelon for his investment in the production of the Plexiglas structure, Dr. Marie-Pierre Gobin-Metteil and Dr. Josette Le Doeuff for their constant support and review of the ultrasound results and we also thank Dr. Nadja Kachenoura and Dr. Thomas Dietenbeck for their CT scan analysis support.

Symptomatic patient

$\epsilon_{rs} = 46$
 $\tan\delta_s = 0.32$

48% Necrotic core
39% Fibrous cap
7% Calcification

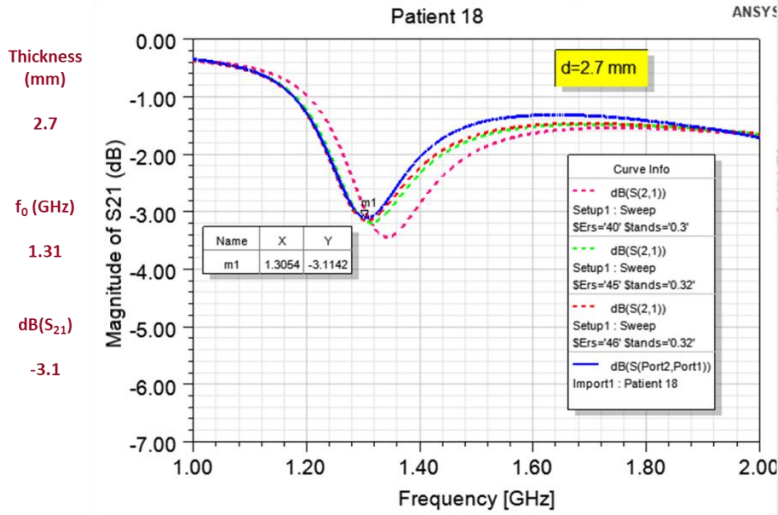


Figure 10. Constant dielectric results via HFSS and histology results of a symptomatic patient

Asymptomatic patient

$\epsilon_{rs} = 27$
 $\tan\delta_s = 0.28$

37% Necrotic core
44% Fibrous cap
4% Calcification

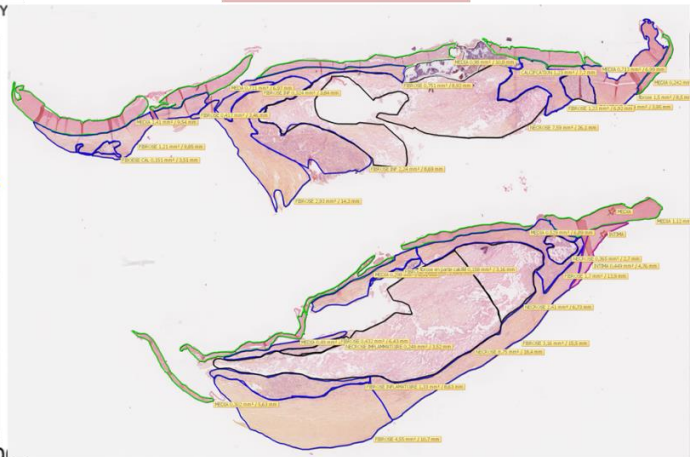
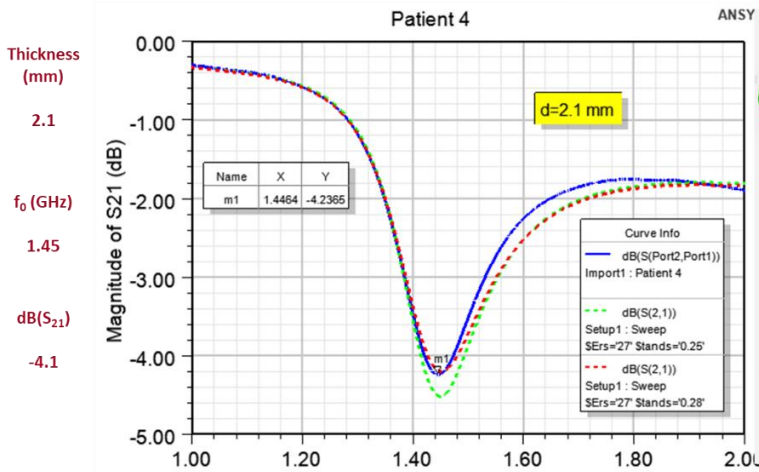


Figure 11. Constant dielectric results via HFSS and histology results of an asymptomatic patient with a risky plaque

REFERENCES

1. Santé Publique France. Accident vasculaire cérébral. 2021 [online] Available at: <<https://www.santepubliquefrance.fr/maladies-et-traumatismes/maladies-cardiovasculaires-et-accident-vasculaire-cerebral/accident-vasculaire-cerebral>> [Accessed December 2029].
2. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial Collaborators: H.J.M. Barnett, D.W. Taylor, R.B. Haynes, D.L. Sackett, S.J. Peerless, G.G. Ferguson, A.J. Fox, R.N. Rankin, V.C. Hachinski, D.O. Wiebers, M. Eliasziw "Beneficial effect of carotid endarterectomy in symptomatic patients with high-grade carotid stenosis", *N Engl J Med.*, vol. 325, no. 7, pp. 445-453, 1991.
3. Randomized trial of endarterectomy for recently symptomatic carotid stenosis: European Carotid Surgery Trialists' Collaborative Group "Final results of the MRC European Carotid Surgery Trial (ECST)" *The Lancet*, vol. 351(9113), pp. 1379-87, 1998.
4. ACST- Asymptomatic carotid surgery trial (ACST) collaborative group, "Prevention of disabling and fatal stroke by successful carotid endarterectomy in patients without recent neurological symptoms: randomized controlled trial". *Lancet*, vol. 363, pp. 1491-1502. 2004.
5. Brott T. G., Halperin, J. L., Abbara, S., Bacharach, J. M., Barr, J. D., Bush, R. L., Cates, C. U., Creager, M. A., Fowler, S. B., Friday, G., Hertzberg, V. S., McIff, E. B., Moore, W. S., Panagos, P. D., Riles, T. S., Rosenwasser, R. H., Taylor, A. J., Jacobs, A. K., Smith, S. C., Yancy, C. W. ASA/ ACCF/ AHA/ AANN/ AANS/ ACR/ ASNR /CNS /SAIP/SCAI/SIR/SNIS/SVM/SVS "Guideline on the management of patients with extracranial carotid and vertebral artery disease: executive summary: a report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines, and the American Stroke Association, American Association of Neuroscience Nurses, American". *Catheterization and cardiovascular interventions: official journal of the Society for Cardiac Angiography & Interventions*. vol. 81(1). 2011.
6. Kelly-Arnold A, Maldonado N, Laudier D, Aikawa E, Cardoso L, Weinbaum S. "Revised microcalcification hypothesis for fibrous cap rupture in human coronary arteries". *Proc Natl Acad Sci U S A*. vol. 25;110 (26). pp.10741-6, 2013.
7. Davaine JM, Quillard T, Brion R, Lapérine O, Guyomarch B, Merlini T, Chatelais M, Guilbaud F, Brennan M, Charrier C, Heymann D, Gouëffic Y, Heymann MF. "Osteoprotegerin, pericytes and bone-like vascular calcification are associated with carotid plaque stability". *PLoS One*. vol. 26;9 (9). pp 107-642. 2014.
8. Funaki T, Iihara K, Miyamoto S, Nagatsuka K, Hishikawa T, Ishibashi-Ueda H. "Histologic characterization of mobile and non mobile carotid plaques detected with ultrasound imaging". *J Vasc Surg*. vol. 53(4). pp. 977-83. 2011.
9. Herbert C. Stary. "Natural History and Histological Classification of Atherosclerotic Lesions". *Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology*. vol. 20: 5. 2000.
10. Herbert C. Stary et al., "A Definition of Advanced Types of Atherosclerotic Lesions and a Histological Classification of Atherosclerosis. A Report from the Committee on Vascular Lesions of the Council on Arteriosclerosis, American Heart Association". *Circulation and Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology*. vol. 92:5. 1995.
11. Saba L, Sanfilippo R, Sanna S, Anzidei M, Montisci R, Mallarini G, Suri JS. "Association between carotid artery plaque volume, composition, and ulceration: a retrospective assessment with MDCT". *AJR Am J Roentgenol*. vol. 199(1). pp.151-6. 2012.
12. M. Reiter, R. Horvat, S. Puchner, W. Rinner, P. Polterauer, J. Lammer, E. Minar, R.A Bucek "Plaque Imaging of the Internal Carotid Artery—Correlation of B-Flow Imaging with Histopathology". *AJNR Am J Neuroradiol*. vol. 28. pp.122–26. 2007.
13. Baena, J. D, Bonache, J, Martin, F, Sillero, R, M. Falcone, F. Lopetegui, T. Laso, M. A. G. Garcia-Garcia, J. Gil, I. Portillo, M. F. Sorolla, M. "Equivalent-Circuit Models for Split-Ring Resonators and Complementary Split-Ring Resonators Coupled to Planar transmissions Lines". *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. Vol. 53, No. 4, pp. 1451-1461. 2005.
14. S. Hardinata, F. Deshours, G. Alquié, H. Kokabi and F. Koskas. "Complementary Split-Ring Resonators for Non-Invasive Characterization of Biological Tissues". *18th International Symposium on Antenna Technology and Applied Electromagnetics (ANTEM)*, Waterloo, ON, 2018, pp. 1-2. 2018.
15. F. Deshours, G. Alquié, T. Goudjil, H. Kokabi, J-M. Davaine et F. Koskas, "Modélisation de résonateurs en anneaux fendus pour la mesure de permittivités complexes", *XXIèmes Journées Nationales Microondes*, Caen, France, 14-17 mai 2019.
16. F. Deshours, G. Alquié, J-M. Davaine, L. Aboueb, A. Aissaoui, H. Kokabi, F. Koskas, T. Goudjil, O. Meyer, "Caractérisation microondes de plaques d'athérome calcifiées". *Journées d'Etude sur la TéléSanté, Sorbonne Universités*, May 2019, Paris, France.
17. Belhadj,T, Kokabi, H, Nana, S, Roduit, P, et Leprince, P. "Microwave Broad Band Measurement of Dielectric Permittivity of Normal and Calcified Human Aortic Valves". *Conference AES*, Apr 2012, Paris, France.

Analysis of the Impact of Inter-Beat-Interval Interpolation on real-time HRV Feature Estimation for e-Health Applications

M. Benchekroun^{1,2}, B. Chevallier^{1,3}, V. Zalc¹, D. Istrate¹, D. Lenne² and N. Vera³

¹ Université de technologie de Compiègne, CNRS, Biomechanics and Bioengineering

² Université de technologie de Compiègne, CNRS, Heudiasyc (Heuristics and Diagnosis of Complex Systems)

³ Core for Tech

Correspondance: mouna.benchekroun02@gmail.com

baptiste.chevallier7@gmail.com

Abstract

Heart rate variability (HRV) has proven to be one of the most promising indicator of many physiological and psychological states. Thanks to great innovations in wearable devices, HRV is now measurable by simple sensors remotely connected via wireless networks to computers or smartphones. However, these sensors aren't as precise as the gold standard Electrocardiographs (ECG) used in hospitals. Errors during the transmission or acquisition may deteriorate signal's quality and considerably affect HRV features. These errors are not acceptable for a precise HRV analysis potentially used for diagnosis. Therefore, in this study, we use four different interpolation methods (Nearest Neighbour - NN, Linear, Shape-preserving piecewise cubic Hermite - Pchip and cubic spline) that help tackle the problem of missing RR values. We then investigate their effect on HRV analysis in order to quantify the estimation error allowing to choose the best interpolation method. The main particularity of this study is the real-time approach to data interpolation and HRV analysis. We observed that some interpolation methods behave differently as missing values' percentage grows. Some being more suitable for RR timeseries with a greater number of missing data. The study also suggests that interpolation may have a greater impact on some HRV features compared to others. Finally, in order to achieve maximum performance, we propose to adapt interpolation method to both missing values' percentage and targeted HRV feature.

Keywords— Heart Rate Variability, HRV analysis, real time, Inter beat intervals, IBI, RR intervals, wearables, e-health.

1 Introduction

With the rise of telemedicine and healthcare wearables, scientists are eager to collect every trackable parameter from the human body throughout

different physiological signals. One widely used signal is the Heart rate variability (HRV), now used as an indicator of different physiological states and pathologies [1]. Its time and frequency domain analysis can give insights into autonomic ner-

vous function. They provide information about the sympathetic-parasympathetic balance and cardiovascular health [2].

HRV measures the variation in the time interval between two consecutive heartbeats, known as inter beat intervals (IBI) or RR intervals. They correspond to the time elapsed between two successive R-waves of the QRS complex, characterizing ventricular depolarization, on an ECG signal.

In an ideal situation, HRV analysis is performed with RR interval time series including only pure sinus beats, normally recorded by a 12 lead ECG. However, RR intervals are now usually measured thanks to wearable ECGs or photoplethysmographs (PPG) as a substitute of the gold standard ECG used in hospitals.

Thanks to such wearables, it is now possible to passively record heart activity continuously, opening the way to easier remote health monitoring during user's daily life.

On the other hand, for a reliable HRV analysis, these RR timeseries should be carefully edited to identify gaps and abnormal heart beats.

In this paper, we investigate the impacts of editing RR intervals, by interpolation, on HRV features. We remove an increasing amount of data from an originally perfect signal. The deleted values are then handled by four interpolation methods (Nearest Neighbour, Linear, Shape-preserving piecewise cubic Hermite and cubic spline). Finally, we quantify the error of HRV feature estimation by each of these approaches. The ultimate goal is to identify a combination of different interpolation methods that yields the lowest error for real time HRV analysis in both time and frequency domains. This could be achieved by choosing the best interpolation approach for each HRV window based on the percentage of missing data in that window.

2 Context

The main downside to HRV assessment through wearables is the data quality that is often cor-

rupted. Errors occur during the acquisition, the transmission or the storage, thus leading to an important data loss and unintended changes to the original HRV signal. Ectopic beats also introduce a bias into HRV features. When they are not caused by a physiological phenomenon such as premature ventricular contractions (PVC) or premature atrial contractions (PAC), they can occur due to a false QRS detection on the ECG signal or a missed beat. Such artifacts represent a significant problem in the interpretation of HRV features making it sometimes even impossible. Therefore, they need to be addressed beforehand for a reliable HRV analysis [3].

Previous studies on the subject suggested different preprocessing methods for RR time series including filtering, deletion and interpolation. Each of these solutions however has its own disadvantages.

The main issue with the deletion approach is the signal depletion since the ectopic beats are removed without being replaced. The remaining RR-intervals are just merged together which increases the abrupt changes in the beat to beat variability and the disruptions in the natural fluctuation [4].

Interpolation on the other hand roughly preserves the overall recording duration and the number of beats, but the beat manipulation does introduce changes that affect HRV analysis. Authors in [5], as well as many others, found for example that interpolation introduces low frequency components (LF) and reduces high-frequency components (HF) power, thus altering frequency domain HRV features.

Paper contribution. The particularity of the present paper is the real-time approach to the deletion simulation and interpolation.

As far as we know, this is the first study to examine the influence of missing data on a real time HRV analysis. We simulate a real time data acquisition with missing values. The missing data is handled by different interpolation methods in real time before HRV analysis. Finally, HRV features

from the reconstructed signal and those from the original RR timeseries are compared.

The main purpose is to identify the best approach for processing the RR timeseries in real time, depending on the percentage of missing data in each HRV window, in order to achieve a real time HRV analysis for real time, continuous health monitoring.

Besides, to the best of our knowledge, this would be one of the first papers to investigate the effect of a very large amount of edited data (up to 70%) on HRV analysis. Recent developments in wearable devices have heightened the need for such studies since wearables produce a huge number of abnormal beats due to motion artifacts and connectivity problems.

3 Methods

3.1 Dataset

The dataset used is from the MIT-BIH Normal Sinus Rhythm RR Interval Database (nsr2db) available on PhysioNet [6].

The database includes beat annotation files for long-term ECG recordings of 54 subjects in normal sinus rhythm (30 men, aged 28.5 to 76, and 24 women, aged 58 to 73). The original ECG recordings were digitized at 128Hz, and the beat annotations were obtained by automated analysis with manual review and correction [6]. In this paper, RR segments including only normal beats between 0.3s and 1.3s were used (45-200bpm).

3.2 Missing values simulation

The objective was to simulate a real time data acquisition for a real time HRV analysis. Each HRV window would have the same percentage of missing values as depicted in figure 1.

HRV window :

In order to compute time domain and frequency domain HRV features, the RR timeseries were split into 5min segments, with a 1min sliding window (4min overlap). The choice of a sliding window is to address the discontinuities observed at the edges of each window. It also means a new set of HRV features is available every minute, bringing us closer to a real-time analysis.

Deletion procedure :

Since the goal is to evaluate the effect of interpolation on HRV features, the missing values were created on the same windows used for HRV analysis. The steps for the deletion procedure are explained in the pseudo code below.

Algorithm 1 RR deletion procedure

- 1: Randomly delete $P\%$ of the data in the first 5min window
 - 2: **for** Each new window i **do**
 - 3: Compute N , total number of values to be deleted $N = \frac{WindowLength \times P}{100}$
 - 4: Determine $N_{overlap}$ number of deleted data in the 4min overlap.
 - 5: Compute the number of values still to be deleted from the sliding window : $N_{sliding} = N - N_{overlap}$
 - 6: Randomly remove $N_{sliding}$ from the last minute of the window
 - 7: **end for**
-

For each new window, the first step is to compute the total number of data that should be deleted in order to reach the deletion percentage. The number of missing values in the 4min overlap, deleted in the previous iteration, is then computed, and serves to determine the number of data to randomly remove from the last minute of the window. The beats were removed away from the window's edges in order to avoid extrapolation problems. Other than this, there was no condition on the number of consecutive beats to be deleted, nor on their positions. The deletion procedure is com-

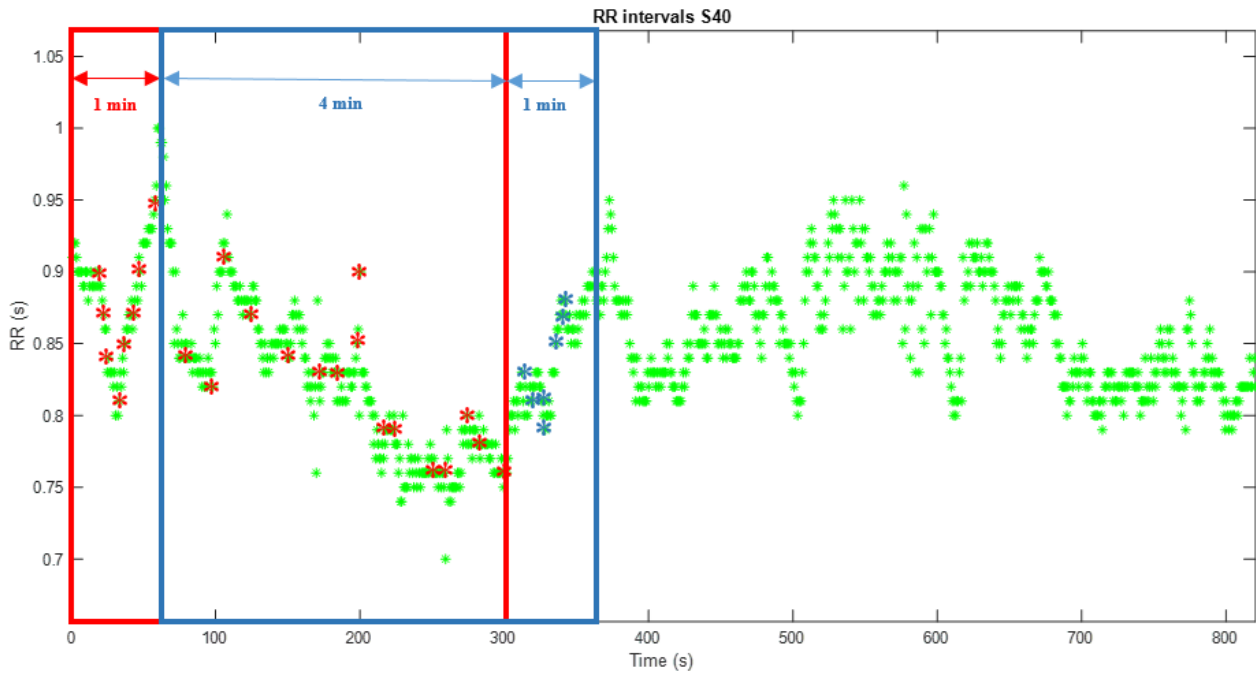


Figure 1: Example of the deletion procedure. The first minute (red arrow) of the i window and the last minute (blue arrow) of the $i + 1$ window have the same percentage of missing data. At each iteration, data is only deleted from the last minute of the window which is the last recorded minute. Both windows have the same deleted data in the 4min overlap segment.

pletely random. It is however obvious that the higher the percentage of deleted data, the larger (and more numerous) the gaps with successive missing beats.

3.3 Interpolation methods

The missing RR intervals deleted in the last step were then filled by four different interpolation methods listed below:

- **Nearest Neighbour (NN):** Zero-order interpolation method that assigns the value of the nearest existing RR interval to the missing beat.
- **Linear:** First order interpolation method. Derives a straight line connecting the adjacent RR intervals and calculates the missing beats based on the line.

- **Shape-preserving piecewise cubic Hermite interpolating polynomial (PCHIP):** A piecewise cubic polynomial determined by the given data and their specified derivatives at the interpolation points [7].

$$P(x_k) = y_k, P(x_{k+1}) = y_{k+1} \quad (1)$$

$$P'(x_k) = d_k, P'(x_{k+1}) = d_{k+1} \quad (2)$$

The main idea is to determine the slopes d_k so that the function values do not overshoot the data values [7]. One of the potential ways to determine d_k , used in this paper, is briefly explained below.

If δ_k and δ_{k-1} have opposite signs or if either of them is zero, then x_k is a discrete local *minimum* or *maximum*, so d_k is set to be equal to zero. In (figure 2a), the

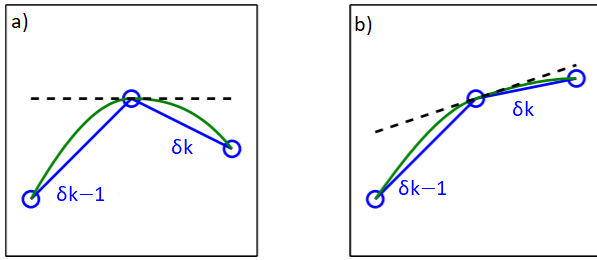


Figure 2: Slopes for PCHIP.

green curved line is the shape-preserving interpolant, formed from two different cubics. The two cubics interpolate the center value and their derivatives are both zero there [7]. On the other hand, if δ_k and δ_{k-1} have the same sign, then d_k is a weighted harmonic mean, with weights determined by the lengths of the two intervals around x_k .

$$\frac{w_1 + w_2}{d_k} = \frac{w_1}{\delta_{k-1}} + \frac{w_2}{\delta_k} \quad (3)$$

where $w_1 = 2h_k + h_{k1}$, $w_2 = h_k + 2h_{k1}$. (h_k denotes the length of the k^{th} subinterval: $h_k = x_{k+1} - x_k$).

At the breakpoint, the reciprocal slope of the Hermite interpolant is the weighted average of the reciprocal slopes of the piecewise linear interpolant on either side (figure 2b). The shape-preserving interpolant is formed from the 2 cubics that interpolate the center value and that have slope equal to d_k there [7].

- **Cubic Spline:** One popular third degree interpolation method is the cubic spline interpolation, where data points are estimated by fitting a third degree polynomial. A spline is also a piecewise cubic Hermite that is exceptionally smooth, in the sense that the first and second derivatives of consecutive polynomials are equal and thus continuous, ensuring smoothness of the resulting curve. This avoids the problem of the straight polynomial inter-

polation that tends to induce distortions on the edges of the polynomials [7].

The Pchip and the spline methods both perform piecewise cubic Hermite interpolation. They only differ in how the slopes of the interpolant are computed, thus leading to different behaviors when the underlying data has flat areas or undulations.

After the interpolation step, HRV features were estimated on the reconstructed data and compared to the original HRV set from the original signal. The error was then estimated through the mean absolute error (MAPE) in order to identify the best interpolation approach.

3.4 HRV analysis

As we wanted to show the impact of interpolation on reconstructed signals, we found useful to evaluate the changes on multiple HRV features. We selected those mostly used in literature. They can be separated into two categories, time domain features and frequency domain features.

Time domain :

We have chosen two of the most known indices, SDNN and RMSSD, for the time domain analysis.

Firstly, SDNN stands for Standard Deviation of Normal to Normal beats. Normal to normal means ectopic and other abnormal beats have to be removed beforehand. Variations of SDNN such as Standard deviation of RR intervals (SDRR) are sometimes used. The formula is the same, the only difference is that RR time series- for SDRR include abnormal or false beats.

(In this study, ectopic beats created by interpolation are not filtered before HRV analysis. SDRR will be referred to as SDNN since the formula is the same.)

SDNN is mostly computed over 24H periods, however, researchers have found significantly shorter periods of analysis to be relevant [8]. In our

case we will use 300 seconds (5min) periods. Considered as gold standard in quantification of the cardiac risk [2], reflection of both sympathetic nervous system (SNS) and parasympathetic nervous system (PNS) activity can be measured on SDNN which makes it one of the most useful features of HRV analysis.

$$SDNN = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (RR_i - \overline{RR})^2}{N - 1}} \quad (4)$$

Where :

$$\overline{RR} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (RR_i) \quad (5)$$

RMSSD means root mean square of successive difference between normal heartbeats. Like SDNN it takes only normal IBI as an input. We chose to calculate it on five minute interval as it matches SDNN window and is the conventional minimum recording time. This features reflects more PNS activation than SDNN does.

$$RMSSD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N-1} (RR_i - RR_{i+1})^2}{N - 1}} \quad (6)$$

Frequency domain :

Several methods can be used for frequency domain analysis such as Fast Fourier Transform (FFT) auto regressive modeling (AR) or wavelet transform.

No matter which technique is used, the goal of frequency domain analysis is always to separate HRV signal into four components which are Ultra Low Frequency ($\leq 0.003Hz$), Very Low Frequency ($0.003 - 0.04Hz$), Low Frequency ($0.04 - 0.15Hz$), and High Frequency ($0.15 - 0.4Hz$) [2], (respectively ULF, VLF, LF and HF).

Since ULF and VLF generally require long periods of recording not suitable for real-time analysis, they will not be included in this study. Also, their

physiological correlates are still unknown which makes them less relevant for e-health applications.

HF and LF on the other hand can be assessed on 1 to 2 min windows respectively [2]. Their ability to reflect the overall cardiac health and the state of the autonomic nervous system (ANS) has been proven by many studies [9, 1], in different contexts including stress [10] and sleep [11].

3.5 Evaluation metrics

The difference between HRV features from the reconstructed data and those from the original signal was assessed by the mean absolute percentage error (MAPE) (7). The idea behind choosing the (MAPE) is to avoid mutual cancellation of the positive and negative errors. Moreover, since each HRV parameter has a wide range [12], normalization by the actual value allows the comparison of the different series.

$$Mape = \frac{1}{n} \sum_{t=1}^n \left| \frac{A_t - E_t}{A_t} \right| \quad (7)$$

where :

n = number of times the summation iteration happens, which corresponds to the number of HRV windows.

A_t = Actual value, from the original RR time-series.

E_t = Estimated value, from reconstructed signal.

Another interesting parameter to look at is the number of ectopic beats created by the interpolation. As explained before, non physiological beats should be filtered and, eventually, replaced before HRV analysis. The replacement method (ie : interpolation) should not be creating more ectopic beats. We assessed the percentage of abnormal RR intervals ($P_{ectopic}$) in the reconstructed signals as follows :

$$P_{ectopic} = \frac{\text{Number of ectopic beats}}{\text{Signal Length}} \quad (8)$$

4 Results and discussion

In this paper, 24 RR timeseries of 50min duration were analysed for a total of 1104 HRV windows of 5min duration. To investigate the effect of missing data on HRV features, the same percentage of RR-intervals was removed from each window starting from 10% up to 70% of missing values with a 10% step.

The deleted beats were then replaced by four different interpolation methods explained in section 3.3. An example of data interpolation is shown in Figure 3.

The cubic spline interpolation overshoots the data at some points as can be seen in figure 3. This is due to the requirement for equal second order derivatives at every point. By eliminating this condition, it is possible to prevent, or at least reduce, the overshooting as done by the Pchip method.

Time domain features. According to the results in table 1, SDNN seems to be less sensitive to interpolation. It was the least affected with an estimation error not greater than 5% even with a huge number (70%) of missing data. The same conclusion was found by authors in [13].

RMSSD on the other hand is much more sensitive to interpolation. The estimation error increases almost linearly with the percentage of edited data.

Overall, we found the (zero-order) Nearest Neighbour interpolation to be the best approach for SDNN and for RR tachogrames with up to 50% of edited data for RMSSD.

Since SDNN is the standard deviation of each RR interval from the mean RR duration, it reflects the LF component in some way whereas the RMSSD correlates with the HF since it uses the difference between successive beats. This may explain why SDNN is much less sensitive to interpolation than RMSSD. In fact NN interpolation acts as a low-pass filter since it produces flat-like shapes [13]. In situations where the heart rate is relatively stable and does not vary abruptly, the NN interpolation

is most likely to preserve the heart rate variability.

When the percentage of missing data exceeds 50% however, it has been found that the best results for RMSSD estimation are achieved without editing the RR tachograms, i.e without replacing the missing data by any of the interpolation methods used in the study.

[14] also concluded that RMSSD does not require any interpolation to obtain reliable estimations, but they found the threshold to be at 30% instead.

Table 2 summarises RMSSD estimation errors by nearest neighbour approach against no interpolation. Not editing RR timeseries yields better RMSSD estimation than editing more than half the data. This however should be verified when the acquisition includes different contexts that may cause the heart rate to vary a lot.

The decrease of the MAPE when the percentage of missing data increases may be due to the lower number of compared windows. When the missing values are not replaced by any interpolation, remaining RR intervals are just merged. The higher the percentage of missing data, the shorter the RR signal and consequently, fewer HRV windows are been compared.

Frequency domain features are clearly much more sensitive to interpolation as can be seen from table 3. Linear and Pchip interpolation perform almost equally and yield the least estimation error for LF, HF and LF/HF . They are thus considered to be the best interpolation methods for frequency domain features.

Generally speaking, physiological variables such as the Autonomic cardiovascular regulation operate at sufficiently low frequencies that nothing would be lost using a linear or a Pchip approach. Unless there is a physiological reason to suppose a non-linear trend, linear seems to assume less than the other methods.

Contrary to the time domain analysis, the cubic spline interpolation gives the worst results with an error almost two times greater than all the other

RR16 - 50% missing data

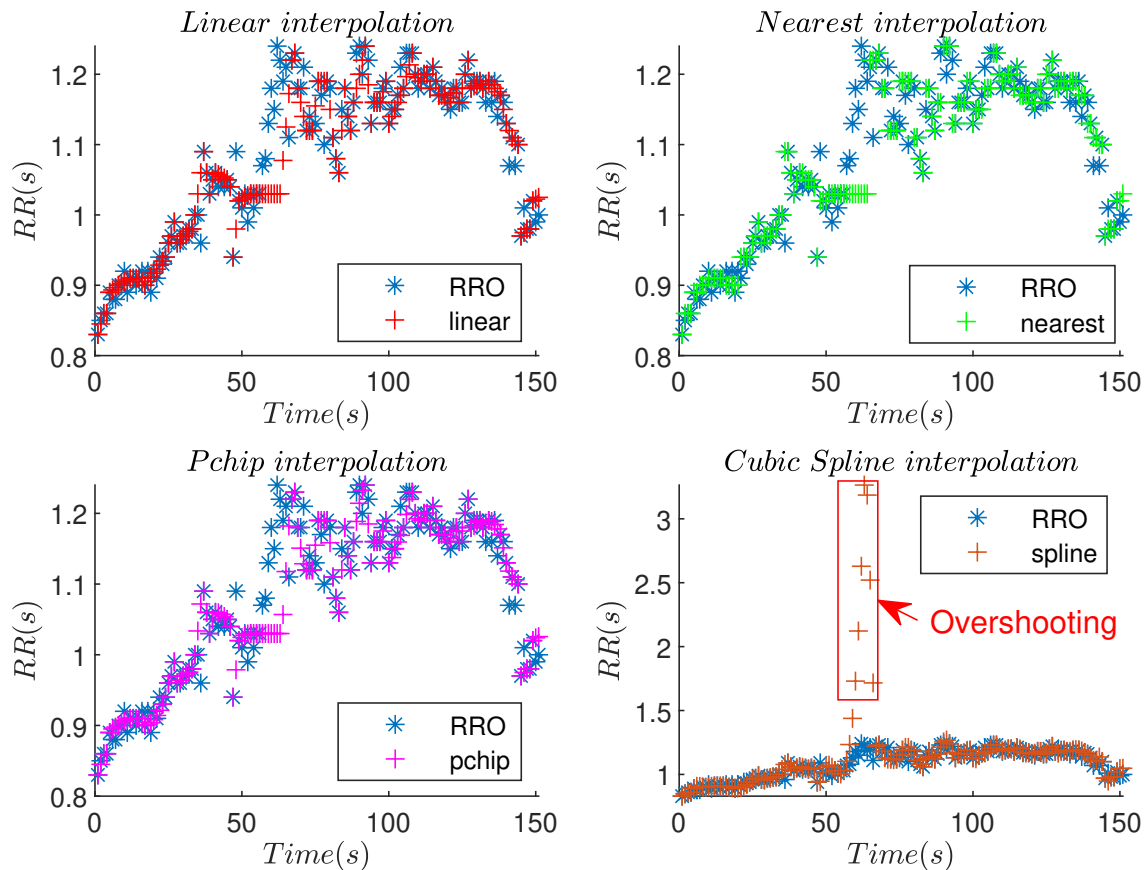


Figure 3: Example of interpolation for 50% missing data. The red arrow indicates the ectopic beats created by the Cubic Spline interpolation

interpolation methods. This can be explained by the fact that cubic splines are prone to severe oscillation and they overshoot at intermediate points. The overshooting introduces many ectopic beats thus increasing the HF components. It has been found in [15] that the presence of only one ectopic beat in a 2 min ECG recording introduces an increase in the HF power of around 10%.

Based on the findings described above, the best preprocessing approach would be a combination of different interpolation methods chosen based on

the HRV feature and the percentage of missing data in each HRV segment. Table 4 summarises the best interpolation approach for each HRV feature on each percentage of edited data.

At exactly 50% of missing beats, NN and no interpolation approach perform equally with regards to RMSSD estimation (Table 2). The latter method outperforms the first one when the percentage crosses the 50% threshold.

Generally speaking, the Pchip interpolation seems to do well in most cases. It preserves the linear trend of the data while adding very light

Mape (%)

Missing %	HRV Features	NN	Linear	Pchip	Spline
10%	RMSSD	3.84 ± 1.15	6.69 ± 0.96	6.56 ± 0.99	5.13 ± 1.03
	SDNN	0.87 ± 0.31	0.91 ± 0.40	0.86 ± 0.38	1.03 ± 0.44
	% ectopic	0	0	0	0
20%	RMSSD	6.98 ± 2.88	12.76 ± 2.59	12.49 ± 2.65	9.51 ± 2.38
	SDNN	1.36 ± 0.59	1.43 ± 0.55	1.3 ± 0.48	1.89 ± 1.01
	% ectopic	0	0	0	0
30%	RMSSD	10.17 ± 3.94	19.89 ± 3.23	19.39 ± 3.29	14.84 ± 3.17
	SDNN	1.70 ± 0.52	2.28 ± 1.03	1.96 ± 0.87	2.93 ± 1.42
	% ectopic	0	0	0	0.5
40%	RMSSD	13.99 ± 4.45	27.63 ± 3.91	26.92 ± 4.05	26.11 ± 26.4
	SDNN	2.08 ± 0.52	3.18 ± 1.04	2.56 ± 0.83	7.42 ± 15.25
	% ectopic	0	0	0	0.7

Table 1: Mean absolute percentage error of estimated time domain HRV features from 10 to 40% missing data

Mape (%)

%	HRV_{feat}	NN	No interp
50%	RMSSD	17.3 ± 6.34	17.3 ± 7.52
60%	RMSSD	20.7 ± 7.87	15.44 ± 6.81
70%	RMSSD	25.57 ± 8.25	12.38 ± 6.60

Table 2: Mean absolute percentage error of estimated RMSSD for 50%, 60% and 70% missing data

waves. As explained in [1], the structure generating the RR signal is not only simply linear, but also involves nonlinear contributions. The Pchip interpolation thus seems to better mimic the RR timeseries trend.

5 Conclusion

In time domain, nearest neighbour interpolation gives the best results for up to 50% of edited data. Beyond 50%, the best estimation was achieved when the deleted data was not replaced. It seems better not to use any interpolation for RMSSD beyond this threshold. In the frequency domain however, the lowest errors of HRV feature estimation are obtained using linear or Pchip interpolation.

If only one approach had to be chosen for a good overall estimation, the Pchip would be privileged because it preserves the linear trend and the slightly non linear contributions in the RR time-series.

Since HRV features are used for preventive health and users' well-being, it is fundamental to know the effect of missing data on these parameters. The findings of this study, namely the best interpolation methods based on the percentage of missing beats could be used for a data-driven decision-making strategy to decide whether reliable

Mape (%)

Missing %	HRV Features	NN	Linear	Pchip	Spline
10%	LF	5.86 ± 2.59	4.69 ± 2.00	4.82 ± 2.26	7.77 ± 5.01
	HF	5.9 ± 2.49	5.07 ± 2.04	5.09 ± 2.10	6.1 ± 2.43
	LF/HF	9.58 ± 3.56	7.45 ± 2.49	7.57 ± 2.7	11.22 ± 5.2
20%	LF	8.46 ± 4.39	7.07 ± 4.39	7.15 ± 3.78	13.45 ± 9.40
	HF	7.53 ± 2.69	6.8 ± 2.82	6.89 ± 2.72	8.94 ± 3.61
	LF/HF	12.64 ± 4.93	10.67 ± 3.87	10.89 ± 3.99	18.70 ± 9.85
30%	LF	11.19 ± 5.74	9.47 ± 4.09	9.61 ± 4.7	20.21 ± 13.44
	HF	11.30 ± 5.48	11.22 ± 5.34	11.35 ± 5.34	14.38 ± 7.51
	LF/HF	16.63 ± 5.93	14.96 ± 4.67	15.12 ± 4.70	27.02 ± 11.67
40%	LF	14.14 ± 6.16	12.50 ± 4.14	12.09 ± 4.65	26.18 ± 19.33
	HF	13.39 ± 5.24	14.36 ± 7.17	13.72 ± 6.63	21.45 ± 21.8
	LF/HF	20.70 ± 6.73	19.32 ± 5.34	18.51 ± 5.20	30.84 ± 15.56
50%	LF	16.55 ± 8.00	16.31 ± 5.02	15.24 ± 5.6	36.43 ± 26.65
	HF	17.1 ± 7.73	18.56 ± 9.17	18.67 ± 9.4	26.99 ± 14.15
	LF/HF	23.95 ± 7.4	24.15 ± 6.08	23.44 ± 6.63	40.51 ± 17.08

Table 3: Mean absolute percentage error of estimated frequency domain HRV features from 10% to 50% missing data

conclusions can be drawn from the signal.

This preprocessing step, including filtering and interpolation, is fundamental before any HRV analysis can be performed. It enables continuous passive monitoring of users' cardiovascular activity in a non-obtrusive way despite a relatively poor data quality.

6 Limits and Perspectives

It is worth bearing in mind that this interpolation approach remains at a mathematical level. Physiological implications and interpretations could further be explored but are outside the scope of this paper. The need and efficacy of interpolation in general should be assessed against the end-goal of HRV analysis. Moreover, in real-life acquisitions, the number of missing data in a time gap is un-

known.

On the other hand, many additional aspects could be investigated in a future work. The first and most important one is to measure the estimation error of the preprocessing approach introduced in section 4, including different interpolation methods based on the percentage on missing data in each window. The effect of interpolation on other HRV features such as the total spectral power, and Non linear features could also be investigated.

Additionally, it would be very interesting to identify an upper limit for missing heart beats, in each HRV window, beyond which any interpolation would be pointless. This upper limit would depend once again on the context and the purpose of HRV analysis in the first place. It would help decide whether an HRV segment can be used for a reliable diagnosis or should be discarded.

Missing %	HRV feat	Best interp
1 st category : 10% -50%	RMSSD SDNN LF HF LF/HF	NN NN / Pchip Lin / Pchip Lin / Pchip Lin / Pchip
2 nd category : 50% -70%	RMSSD SDNN LF HF LF/HF	No interpolation NN NN /Pchip NN / Lin NN / Pchip

Table 4: Best interpolation approach for HRV features based on the percentage of missing data.

References

- [1] U. R. Acharya, K. P. Joseph, N. Kannathal, C. M. Lim, and J. S. Suri, "Heart rate variability: a review," *Medical and biological engineering and computing*, vol. 44, no. 12, pp. 1031–1051, 2006.
- [2] T. F. of the European Society of Cardiology *et al.*, "Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use," *circulation*, vol. 93, pp. 1043–1065, 1996.
- [3] K. K. Kim, Y. G. Lim, J. S. Kim, and K. S. Park, "Effect of missing RR-interval data on heart rate variability analysis in the time domain," *Physiological Measurement*, vol. 28, pp. 1485–1494, oct 2007.
- [4] M. Peltola, "Role of editing of rr intervals in the analysis of heart rate variability," *Frontiers in physiology*, vol. 3, p. 148, 2012.
- [5] G. D. Clifford and L. Tarassenko, "Quantifying errors in spectral estimates of hrv due to beat replacement and resampling," *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 52, no. 4, pp. 630–638, 2005.
- [6] L. G. . a. Goldberger, A Amaral, "Physiobank, physiotoolkit, and physionet: Components of a new research resource for complex physiological signals,"
- [7] C. Moler, "Splines and pchips," *Mathematics and Computing*.
- [8] H. J. Baek, C.-H. Cho, J. Cho, and J.-M. Woo, "Reliability of ultra-short-term analysis as a surrogate of standard 5-min analysis of heart rate variability," *Telemedicine and e-Health*, vol. 21, no. 5, pp. 404–414, 2015.
- [9] F. Shaffer and J. Ginsberg, "An overview of heart rate variability metrics and norms," *Frontiers in public health*, vol. 5, p. 258, 2017.
- [10] L. Salahuddin, M. G. Jeong, D. Kim, S.-K. Lim, K. Won, and J.-M. Woo, "Dependence of heart rate variability on stress factors of stress response inventory," in *2007 9th international conference on e-health networking, application and services*, pp. 236–239, IEEE, 2007.
- [11] E. Michail, A. Kokonozi, I. Chouvarda, and N. Maglaveras, "Eeg and hrv markers of sleepiness and loss of control during car driving," in *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 2566–2569, IEEE, 2008.
- [12] K. K. Kim, J. S. Kim, Y. G. Lim, and K. S. Park, "The effect of missing rr-interval data on heart rate variability analysis in the frequency domain," *Physiological measurement*, vol. 30, no. 10, p. 1039, 2009.
- [13] M. A. Salo, H. V. Huikuri, and T. Seppanen, "Ectopic beats in heart rate variability analysis: effects of editing on time and frequency domain measures," *Annals of noninvasive electrocardiology*, vol. 6, no. 1, pp. 5–17, 2001.

- [14] D. Morelli, A. Rossi, M. Cairo, and D. A. Clifton, "Analysis of the impact of interpolation methods of missing rr-intervals caused by motion artifacts on hrv features estimations," *Sensors*, vol. 19, no. 14, p. 3163, 2019.
- [15] G. G. Berntson and J. R. Stowell, "Ecg artifacts and heart period variability: don't miss a beat!," *Psychophysiology*, vol. 35, no. 1, pp. 127–132, 1998.

A centimeter-wave honey-cell CSRR sensor for non-invasive blood glucose level measurement

Karina Abdesselam¹, Frédérique Deshours¹, Georges Alquié¹, Chaouki Hannachi¹, Ala Eldin Omer² and Hamid Kokabi¹

¹Laboratoire Génie Électrique et Électronique de Paris, UMR CNRS-CentraleSupélec – Université Paris-Saclay, Sorbonne Université, Campus Pierre et Marie Curie (CPMC), 4 Place Jussieu, 75252 Paris Cedex 05, France

²Department of Electrical and Computer Engineering, Centre for Intelligent Antenna and Radio Systems(CIARS), University of Waterloo, Waterloo, ON, Canada.

karina.abdesselam@etu.sorbonne-universite.fr

Abstract: A frequent check of glucose level is necessary for diabetics to control their glycaemia and thus avoid undesirable complications such as kidney failure, lower limb amputation, stroke, heart attack. While most commercially-available devices are based on invasive or minimally invasive methods for glucose monitoring, other methods were also developed using optical techniques. However, these methods are sensitive to physiological changes and are costly to implement. In order to perform non-invasive and affordable measurements of blood glucose level for diabetics, a microstrip sensor operating in the centimeter-wave band (2.3GHz) has been developed. The proposed sensor is based on an array of hexagonal-shaped complementary split ring resonators (CSRRs) in a honey-cell configuration. It was fabricated on a low cost FR4 substrate and first tested in vitro with glucose aqueous solutions placed onto the sensor. To validate its detection capability for sensing glucose level variations and tracking diabetes, a human fingertip model has been developed. This paper presents 3D full-wave electromagnetic field simulations of the sensor loaded by various fingers and primarily experimental results by studying pressure effect on the sensor.

Keywords: Microwave sensor; complementary split-ring resonator; non-invasive glucose monitoring; dielectric characterization.

I. INTRODUCTION

In 2019, approximately 463 million adults (20-79 years) in the world were living with diabetes; by 2045, this will rise to 700 million. Diabetes is a chronic disease that occurs either when the pancreas does not produce enough insulin or when the body cannot effectively use the insulin it produces [1-2]. Insulin is a hormone that regulates blood sugar. Hyperglycemia, or raised blood sugar, is a common effect of uncontrolled diabetes and over time leads to serious damage to many of the body's systems, especially the nerves and blood vessels [3]. Type 2 diabetes is far more common than type 1 diabetes, accounting for about 90 percent of all cases. The frequency of type 2 diabetes varies greatly within and between countries and is increasing throughout the world. Most patients with type 2 diabetes are adults, often older adults, but it can also occur in

children and adolescents. Many people are unaware that they have diabetes. In 2018 for example, 34.2 million people of all ages in USA—or 10.5% of the US population—had diabetes and the percentage of adults with diabetes increased with age, reaching 26.8% among those aged 65 years or older [4].

Detecting diabetes remains difficult because finger-pricking procedures are painful and costly to the users. Therefore, a clear demand for a non-invasive pain-free biosensor for glucose monitoring is established [5]. Microwave sensing techniques are very interesting for non-invasive dielectric measurements because they can provide information data on biological tissues without contact (or very little) with the medium. The parameters measured are then the dielectric constant and the losses associated with the dissipation of electromagnetic energy in the tissues. In addition, microwaves can overcome structural obstacles and penetrate inside biological tissues without health risk and allow the design of integrated and communicating devices [6].

In this article, we propose a microwave sensor operating at 2.3GHz for measuring the glucose level non-invasively in a human fingertip. The sensor is realized using four similar hexagonal-shaped complementary split ring resonators (CSRRs) engraved in the ground plane of a microstrip structure with a honey-cell structure. Thanks to this configuration of honey-cell, the sensor sensitivity is improved to measure glucose samples at the levels of interest compared to conventional split ring resonator (SRR). Modeling and 3D electromagnetic simulations of the sensor with a human fingertip inserted in the sensing region are presented and compared to preliminary measurements. The effect of the finger pressure on the microwave sensor has been also investigated.

II. HONEY-CELL CSRR SENSOR BASED DESIGN

Among many RF/microwave dielectric characterization techniques, the resonant method is well suited for sensing applications which require a very high precision. The key

element is a microwave resonator whose electrical properties (resonant frequency, bandwidth and quality factor) will be modified when a dielectric material is applied on its surface, due to the interaction of the material with the electromagnetic field [7]. To obtain a small sensor, we focused on complementary split ring resonator (CSRR) which is one type of microwave resonators with high potential of integration compared to half wavelength conventional resonators. The CSRR has the same structure as the well-known split ring resonator (SRR), but is etched in a metal layer, and both of them have a band-stop filter behavior. Several shapes (square, circular...) could be used to design a CSRR resonator [8]. Instead of choosing a conventional shape like the ones above, we took a single hexagonal cell in order to easily perform an array of CSRRs. Indeed, those cells can be fitted together so a Honey-Cell shape can be arranged. The Honey-Cell CSRR's structure was chosen due to its capability of acquiring better sensor sensitivity.

The sensor consists of four similar hexagonal cells arranged in a Honey-Cell shape, as shown in Fig.1; two single CSRRs are placed horizontally along the transmission feed line with center-center distance $C=13\text{mm}$, the two other cells are placed vertically with the same center-center distance. The sensor is designed on a FR4 substrate (with dielectric constant $\epsilon_r=4.6$, loss tangent $\tan\delta=0.02$ and thickness $h=0.73\text{mm}$); the total dimensions of this piece of substrate are $L=40\text{mm}$ and $W=30\text{mm}$. The hexagonal unit-cell consists of two concentric split-rings engraved in the copper ground plane. The outer ring of the unit-cell is designed with a diagonal length $a=9.08\text{mm}$, a side width $s=0.4\text{mm}$ and a split gap $g=0.4\text{mm}$. The inner ring is designed with a similar side width and split gap to the outer one but with a diagonal length of $b=7.5\text{mm}$. The inter distance between the two rings which control the coupling is $t=0.4\text{mm}$. These dimensions have been optimized with the ANSYS HFSS software to obtain an unloaded resonance frequency f_0 around 2.3GHz . The geometrical parameters of the Honey-Cell CSRR sensor are listed in Table I. The feed-line of the structure consists in a 50Ω microstrip line whose width has been optimized to $W_l=1.42\text{mm}$. This copper line is realized on the upper face of the FR4 dielectric substrate with a length of $L=40\text{mm}$.

A proto-laser machine LPKF S4 was used to prototype the sensor with the former specifications controlled by the CircuitPro software. Both ends of the access-line on the upper surface of the structure are soldered to 50Ω SMA coaxial connectors to perform S-parameters measurements (Fig.2). A thin glass blade with a thickness $h_{\text{glass}}=0.15\text{mm}$ was added to avoid short-circuiting the slots of the CSRR and reducing damping effects while putting the finger on top of it.

Preliminary measurements of aqueous glucose solutions have already been performed with this type of Honey-Cell CSRR sensor [9]; these solutions are mimicking the blood at relevant diabetes Type 2 glucose concentrations ($70\text{--}120\text{mg/dL}$). Here, the CSRR's geometrical parameters are slightly different from the one proposed, in the sense that its

parameters are optimized to obtain a steep transmission resonance at 2.3GHz . These in-vitro tests were first performed to verify the continuous blood glucose sensing reliability of the sensor. The next step is the modeling of a human fingertip and its electromagnetic consequences on the CSRR sensing behavior to detect the blood glucose level.

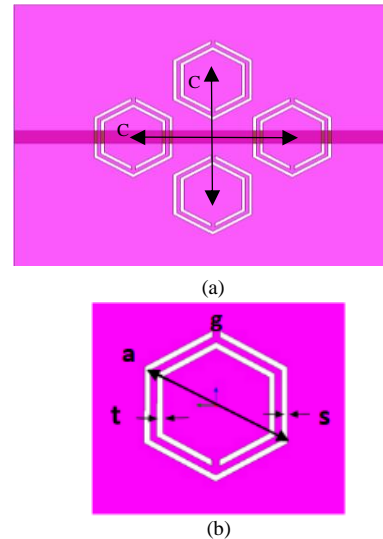


Figure 1. (a) Configuration of the Honey-Cell CSRR in the ground copper plane (top view) and (b) Topology of the hexagonal unit-cell

TABLE I. CSRR design parameters

Parameter	Value (mm)
a	9.08
g	0.4
t	0.4
s	0.4
C	13

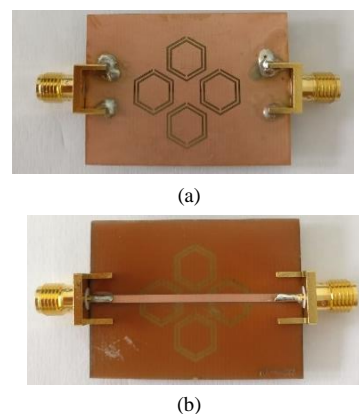


Figure 2. Prototype of the sensor (a) Ground, (b) Microstrip-Line

III. GLUCOSE SENSING APPROACH

To mimic a human index finger, a simplified model was implanted in HFSS taking into account the average thickness and permittivity of the layers composing the finger. The finger skin is composed of three layers: the epidermis, the dermis containing tough connective tissue, hair follicles and sweat gland and finally the hypodermis where subcutaneous fat is located [10]. Veins and arteries are found beneath the hypodermis [11]. Then the distal phalanx is a flat and rough bone which supports the finger pulp.

The dielectric parameters values of each tissue at 2.4GHz composing the finger model are detailed in Table II. The finger placement in the sensing region is illustrated in Fig.3a for blood glucose monitoring. The simplified model is shown in Fig.3b and the anatomy of the index in Fig.3c.

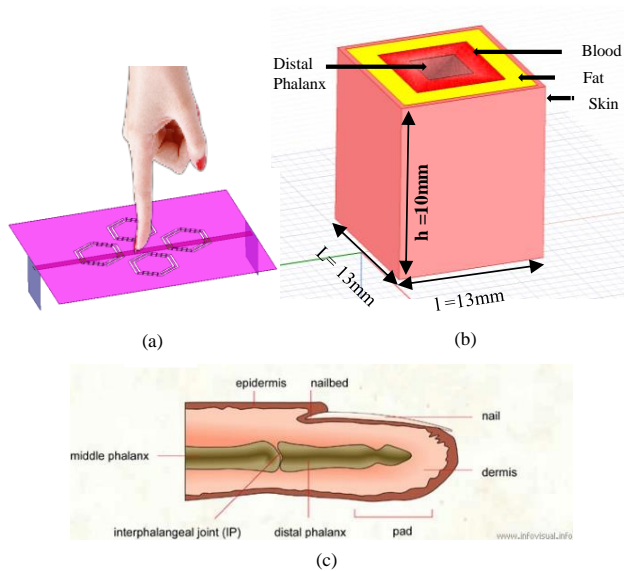


Figure 3. (a) The finger placement in the sensing region, (b) The simplified finger model, (c) The anatomy of the index finger.

TABLE II. DIELECTRIC PARAMETERS OF FINGER LAYERS

Tissue	Thickness (mm)	Relative permittivity
Skin	0.5	35
Fat	0.5	10.8
Trabecular blood	2.5	59
Bone	4	20

IV. SIMULATIONS AND MEASUREMENT RESULTS

The fabricated sensor is experimentally tested with a Rohde & Schwarz ZNB20 Vector Network Analyzer (VNA) in the frequency band (1–4 GHz). The VNA is calibrated by using the Short-Open-Load-Through (SOLT) standard to measure

S-parameters of the sensor. The same structure with identical specifications is numerically simulated when unloaded using ANSYS HFSS.

Fig.4 presents the magnitude of the measured and simulated transmission coefficient $|S_{21}|$ as a function of frequency for the unloaded Honey-Cell sensor compared to the single hexagonal CSRR. These results show good agreement between the measurements and the predicted numerical simulations. A tiny frequency shift Δf was observed between resonant frequency: $\Delta f=20\text{MHz}$ for the hexagonal-unit cell and $\Delta f=35\text{MHz}$ for the Honey-Cell. These differences are due to the etching precision while designing the sensor with the laser machine and some inaccuracy of the dielectric constant value of the low cost FR4 substrate in the cm-frequency band. The measurements and simulations also show a steepest resonant peak for the Honey-Cell than for the single hexagonal one. So, we expect better results while loading the Honey-Cell sensor.

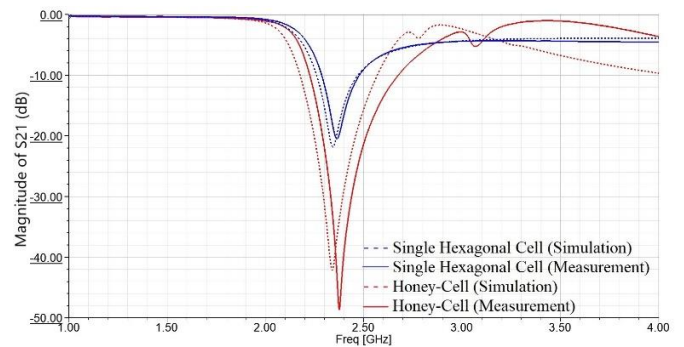


Figure 4. Measurements and simulations of the transmission coefficient S_{21} of the Honey-Cell and single hexagonal cell unloaded sensors.

Secondly, on the light of previous positive results, the Honey Cell has been tested in a simple in-vivo test which consists of putting the index finger perpendicularly on the top of the sensor. Tests were performed on a 23 years-old healthy woman before taking a meal so that the blood glucose level remains low. Two configurations were investigated with low and medium pressure applied such as to confirm the simplified finger model (Fig. 5). The configuration with the index perpendicularly on the top of the sensor applying a medium pressure was the most similar one to the simulations. A resonant frequency shift is observed between both measurement configurations: while applying a low pressure, the resonant frequency is shifted towards low frequencies by 220MHz and while applying a medium pressure, the frequency shift is equal to 213MHz. The pressure effect is also visible on the magnitude of the transmission coefficient which is lower for a low pressure of the fingertip.

The equivalent permittivity of the real finger is then lower than the modeled one.

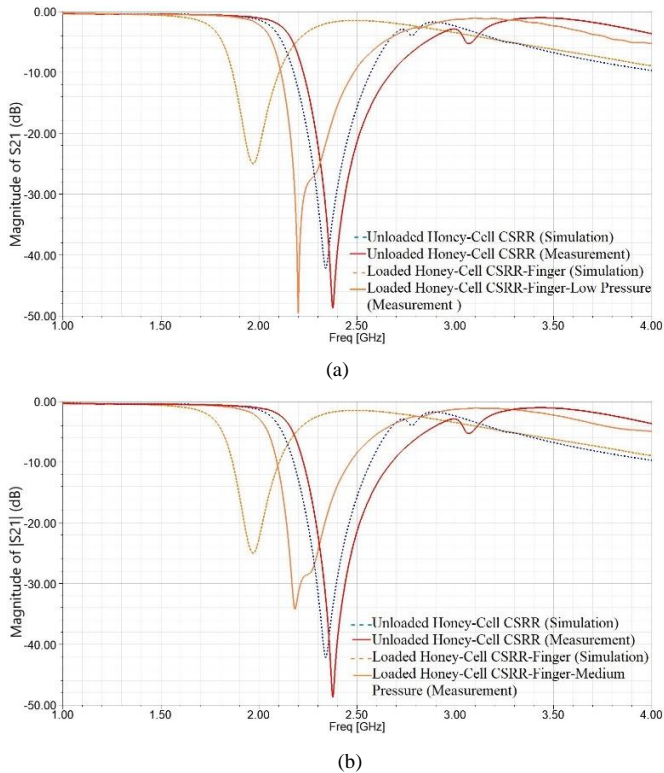


Figure 5. Measurements and simulations of the transmission coefficient S_{21} of the Honey Cell sensor loaded with the finger on the top applying (a) Low pressure (b) Medium pressure

The results show that the finger as a superstrate can be very dynamic in comparison to the static simulated model. Many configurations could be possibly studied to quantify the effect of the applied pressure. The more the finger is applying a pressure, the more the resonance is shifted towards low frequencies with a decreasing magnitude. This could be due to the fact that skin tissue is thinner while compressed and/or even more capillary blood vessels appear nearer to the sensing region of the CSRR sensor. To take into account this fact, simulations lowering by 10% the thickness of the skin and the fat were performed. As these layers get thinner the effective permittivity of the simplified finger get lower resulting in a higher resonance frequency and lower magnitude. (Fig.6).

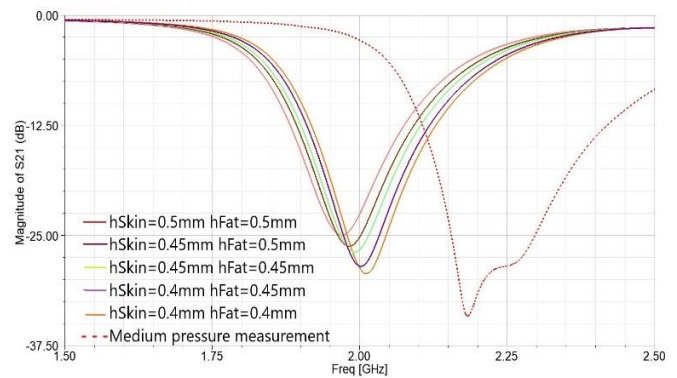


Figure 6. Simulated transmission coefficient S_{21} of the loaded Honey-Cell CSRR at different skin and fat thickness

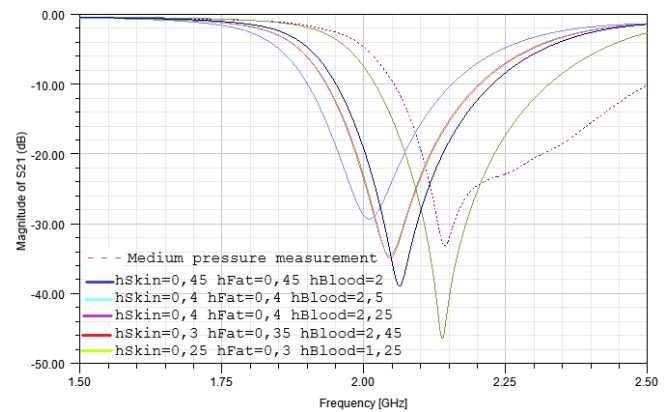


Figure 7. Simulations of the transmission coefficient S_{21} of the Honey Cell sensor loaded with the finger on the top while varying the thickness of the blood layer (hBlood)

Simulations of the transmission parameter taking into consideration the fact that the hypoderm containing capillary blood vessels is being flattened hence reducing its thickness, are shown in Fig.7.

There is a considerable shift in the resonance frequency and a steeper resonance depth while varying the thickness of the blood (hBlood).

By comparing simulated and measured results of the loaded sensor, the best suited configurations are the ones with relatively thin layers of skin and fat and thicker layer of blood. While decreasing the thickness of the skin, the fat and the blood by 40%, 30% and 2% respectively ($h_{Skin}=0.45\text{mm}$ $h_{Fat}=0.45\text{mm}$ and $h_{Blood}=2\text{mm}$ configuration) a frequency shift of 100MHz is observed compared to the measured response, the magnitude remains nearly similar with a difference of 6dB.

Then while decreasing the thickness of these layers by 50%, 40% and 50% respectively ($h_{Skin}=0.45\text{mm}$ $h_{Fat}=0.45\text{mm}$ and $h_{Blood}=2\text{mm}$ configuration) a considerable shift of 100MHz

towards low frequencies is noted compared to the other configuration while the magnitude gets lower reaching -46dB.

There are several physiological factors such as the variable composition of the blood, body temperature, humidity conditions [12] and methodological ones like the method of measurement that may have a significant influence on measured scattering parameters. But the results of this study can be considered as encouraging as this research is in progress, taking into account the different influencing parameters.

V. CONCLUSION AND PERSPECTIVES

This paper describes first simulations and experimental results on an optimized centimeter-wave sensor in order to detect non-invasively continuous glucose level changes of diabetic patients. This sensor consisting of a four honey-cell hexagonal-shaped CSRRs is applied on the extremity of the finger. Electromagnetic simulations using a simple model of the finger with the main tissue layers developed with HFSS are compared with measurements on a prototype of the sensor. These previous results show the influence of the applying pressure of the finger on the sensor. Further investigations are in progress to obtain a good reproducibility of experimental results.

ACKNOWLEDGMENT

Many thanks to my laboratory colleagues, Mrs. Rania Shahbaz and Mr. Oussama Mouda Azzem for their help and answers to numerous questions about the subject. I am also grateful for their help to Mr. Yves Chatelon for all his technical assistance.

REFERENCES

- [1] X. Huo, L. Gao, L. Guo et al, "Risk of non-fatal cardiovascular diseases in early-onset versus late-onset type 2 diabetes in China: a cross-sectional study", *The Lancet Diabetes & Endocrinology*, 4(2):115–124, 2016.
- [2] J. Spegazzini et al, "Spectroscopic approach for dynamic bioanalyte tracking with minimal concentration information", *Scientific Reports*, Rep. 4, 7013, 2014.
- [3] World Health Organization, <https://www.who.int/diabetes>.
- [4] Centers for Disease Control and Prevention. National Diabetes Statistics Report, 2020. Atlanta, GA: Centers for Disease Control and Prevention, U.S. Dept of Health and Human Services; 2020.org.
- [5] D. Cunningham and J. Stenken, "In vivo glucose sensing", Hoboken, N.J: Wiley, 2010.
- [6] R. Chandra. H. Zhou, I. Balasingham and R.M. Narayanan, "On the Opportunities and Challenges in Microwave Medical Sensing and Imaging", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 62, Issue 7, pp. 1667-1982, July 2015.
- [7] F. Deshours, G. Alquié, J-M. Davaine, L.Aoueb, A.Aissaoui, T. Goudjil, H. Kokabi , O. Meyer et F. Koskas , "Caractérisation microondes de plaques d'athérome calcifiées", Colloque national JETSAN (Journées d'Étude sur la TéléSANté), Paris, France, 23-24 mai 2019.
- [8] Matthew Hoffman, "Human Anatomy", WebMd, USA, 2014.
- [9] A.E Omer, G. Shaker, S. Safavi Naeini, H. Kokabi, G. Alquié, F. Deshours and R.M. Shubair, "Low cost portable microwave sensor for non invasive monitoring of blood glucose level: novel design utilizing a four cell CSRR hexagonal configuration", <https://doi.org/10.1038/s41598-020-72114-3>, *Scientific Reports*, Vol. 10, N°:15200, sept.2020.
- [10] Henry Gray, "Anatomy of the Human Body", USA, 1985.
- [11] The hypodermis. An Organ Revealed. L'Oréal. Retrieved 4 June 2013.
- [12] S.K. Vashist, "Non-invasive glucose monitoring technology in diabetes management: a review", *Anal. Chim. Acta* 750, 16–27, 2012.

VirtuAlz : un Patient Virtuel adapté au milieu gériatrique

Sébastien Dacunha¹, Maribel Pino^{1,2}, Maria Jose Urbiola-Gallegos¹, Amine Benamara³, Jean Zagdoun⁴ & Anne-Sophie Rigaud^{1,2}

¹ Université de Paris, AP-HP, Hôpital Broca, EA 4468, Paris, France

² Centre d'Expertise National en Stimulation Cognitive (CENSTIMCO), Paris, France

³ LIMSI - Laboratoire d'Informatique pour la Mécanique et les Sciences de l'Ingénieur, Orsay, France

⁴ ISIR - Institut des Systèmes Intelligents et de Robotique, Paris, France

Sebastien.dacunha@aphp.fr

Abstract - 200 words maximum

Interagir avec des patients Alzheimer peut s'avérer complexe, de nombreux symptômes entravant la communication verbale et sociale. La formation des professionnels de santé doit leur permettre d'acquérir des compétences de communication tant verbales que non verbales afin de communiquer efficacement avec ces patients. L'objectif du projet VirtuAlz est de développer un Patient Virtuel (PV) présentant les symptômes cognitifs et psycho-comportementaux de la maladie d'Alzheimer (MA), servant d'outil de formation pour les futurs soignants. Ce travail évalue l'acceptabilité, l'utilisabilité et la crédibilité du PV développé. Le scénario de PV développé et évalué présente une prise de médicaments « difficile » avec une patiente âgée atteinte de MA. La simulation virtuelle présente des choix d'actions et de dialogues, que le participant doit sélectionner pour interagir avec le PV et accomplir son objectif. Tous les participants ont utilisé des réponses verbales et non verbales face au PV. Le prototype évalué du PV atteint des seuils d'utilisabilité, d'acceptabilité et de crédibilité, jugés bons. Les commentaires des participants ont montré une acceptabilité satisfaisante et une perception positive du réalisme et de la crédibilité du PV. Cette étude introduit l'intérêt du PV dans l'entraînement des compétences sociales et non verbales nécessaires à la gestion de patients atteints de MA.

Keywords: Patient Virtuel, Alzheimer, Interaction, Simulation

I. INTRODUCTION

La démence, ou trouble neurocognitif (TNC) majeur, touche près de 50 millions de personnes dans le monde [1]. En raison du vieillissement croissant de la population et de l'allongement de l'espérance de vie, on comptera plus de 130 millions de personnes atteintes de démence d'ici 2050. Elle est ainsi reconnue comme l'une des principales causes de handicap de la personne âgée au niveau mondial. Le déclin cognitif touchant cette population a pour conséquence d'entraver significativement leur capacité à communiquer de manière verbale au fil de l'évolution de la pathologie [2, 3]. Ainsi, face à cette difficulté, les personnes souffrant de TNS peuvent recourir à la communication non verbale afin de communiquer, se faire comprendre mais également comprendre et interpréter

les comportements et les intentions d'autrui (e.g. mouvements du corps, expressions faciales, toucher, etc.) [4, 5]. Il peut ainsi être noté qu'afin de prendre en charge efficacement les personnes souffrant de TNC, les soignants (médecins, infirmiers, aides-soignants, personnels paramédicaux) doivent être en mesure de pouvoir identifier les altérations cognitives et comportementales des patients dont ils ont la charge mais ils doivent également être en mesure d'adapter leur mode de communication (i.e communication non verbale) à ces patients. Acquérir l'ensemble de ces compétences est un prérequis à la bonne prise en charge de ces patients et se fait classiquement au travers d'une exposition clinique et d'un encadrement sur une période relativement longue. Dû à un manque de ressources (matérielles, temporelles, personnels d'encadrement, coûts de formation, etc.), ces conditions d'apprentissage ne sont pas toujours déployées de manière optimale au sein des différents programmes de formation des futurs professionnels de la santé. Ainsi, l'utilisation d'un agent virtuel de type patient virtuel semble être une alternative économique afin de compléter d'avantage la formation des soignants au sein d'un environnement d'apprentissage parfaitement sûr. Ce qui est communément appelé un patient virtuel est en réalité un programme informatique permettant la simulation de cas cliniques réalistes où le participant doit jouer le rôle d'un professionnel de santé [6]. Typiquement, le programme informatique est exécuté sur un écran et l'apprenant devra interagir et faire des choix face au patient virtuel. Dans le domaine de la gériatrie, l'utilisation des patients virtuels est encore trop rare bien que recommandée par les autorités sanitaires françaises dans le cadre de la formation des futurs soignants [7] et seules quelques études se sont penchées sur l'utilisation des patients virtuels dans le domaine de la gériatrie [8, 9]. L'outil VirtuAlz est développé dans le but de combler le déficit de ressources digitales à des fins d'entraînement des futurs professionnels de la santé dans le domaine de la gériatrie. Cette étude présente le mode de fonctionnement du patient virtuel créé ainsi que les résultats des pré-tests de l'outil. Dans un premier temps, le but de ces pré-tests était de valider les aspects ergonomiques du dispositif

(utilisabilité, acceptabilité appréciation de l'outil, perception des participants à l'égard du patient virtuel) afin de pouvoir mesurer, par la suite, la capacité du dispositif à faire acquérir de nouvelles compétences aux apprenants l'utilisant.

II. MÉTHODOLOGIE

A. Participants

Au total, 10 participants (n=10) ont accepté volontairement de prendre part librement à ces prétests. Ces derniers font tous partie du staff de l'hôpital Broca qui est un hôpital psychiatrique faisant partie du réseau de l'Assistance Publique des Hôpitaux de Paris. L'échantillon était composé de cinq femmes et cinq hommes âgés de 23 ans à 46 ans et possèdent entre 2 et 16 années d'expérience

B. Matériel

Cette étude exploratoire se base sur l'utilisation d'un agent virtuel prenant la forme d'un patient virtuel capable d'interagir en temps réel avec les participants. Le patient virtuel est capable d'interagir avec les participants tant sur le plan verbal (verbalisations) que sur le plan non-verbal grâce à ses expressions faciales. Le patient virtuel est affiché sur un écran de 140 cm de diagonale placé de manière verticale et les participants étaient placés face à cet écran à une distance d'un mètre

C. Le Patient Virtuel

Le Patient Virtuel mis au point dans le cadre de cette étude se base sur des séries d'observations de patients atteints de la maladie d'Alzheimer à l'Hôpital Broca et donc sur de réels cas cliniques.

Les observations ont été faites lors d'interactions entre des soignants et des patients lors de soins courants tels que les change, les mobilisations, la prise de nourriture ou encore lors d'une prise de médicaments. Ces observations ont été réalisées afin de bien identifier les réactions verbales et non verbales (expressions faciales, gestes) des patients atteints par type de pathologie afin de faire réagir le Patient Virtuel de la manière la plus adaptée et réaliste.

Le patient virtuel utilisé dans le cadre de cette étude est un avatar virtuel créé grâce au logiciel Unity 3D par la société SimForHealth se présente sous la forme d'une patiente âgée se trouvant dans sa chambre d'hôpital, assise sur un fauteuil dans une posture se rapprochant de celle d'un véritable patient.

D. Le Magicien d'Oz

Dans cette version de l'outil, le principe du « Magicien d'Oz » (WOZ) a été utilisé. Le WOZ est une personne contrôlant le patient virtuel à distance en fonction du comportement des participants. Le WOZ a donc l'accès à l'audio et la vidéo du

participant afin de faire répondre de manière adaptée le Patient Virtuel. Ainsi, lors de la simulation le WOZ analyse les signaux audio et vidéo du participant face au Patient Virtuel pour lui répondre de manière verbale, en sélectionnant un dialogue parmi une liste de dialogue présents dans l'interface, et non verbale en sélectionnant des parties de son visage qui s'animent pour recréer une expression faciale cohérente. Les expressions faciales sont divisées en quatre catégories regroupant le mouvement des sourcils, de la bouche, des yeux et la direction du regard en lien avec l'orientation de la tête. Le WOZ peut ainsi contrôler avec précision ces parties du visage pour adapter la réponse faciale du Patient Virtuel aux comportements des participants.

E. Procédure

La passation se déroulait en trois étapes. La première étape consistait à expliquer l'expérience aux participants en leur annonçant qu'ils allaient être placés face à un PV présent sur un écran et que leur objectif était de réussir à faire accepter au patient virtuel de prendre ses médicaments.

Les consignes étaient affichées sur le même écran que le patient virtuel et les participants pouvaient se déplacer dans les consignes à l'aide d'une télécommande qui leur a été fournie précédemment. La télécommande comprend un joystick directionnel ainsi que quatre boutons permettant de sélectionner et de valider des choix. Les consignes décrivaient l'utilisation de la manette qu'ils avaient entre les mains ainsi que l'objectif qu'ils devaient accomplir et la manière d'y arriver. Comme énoncer précédemment, des choix d'actions et de dialogues s'offraient aux participants. Après avoir sélectionné leurs choix à l'aide de la télécommande, les participants avaient pour consigne de jouer les choix effectués afin de faire avancer le cas.

Après l'interaction avec le patients virtuel, les participants ont complété une série d'échelles et de questionnaires permettant d'apprécier leurs impressions face au dispositif avec lequel ils venaient d'interagir.

F. Analyses qualitatives et quantitatives

Dans le cadre de cette étude exploratoire, un point d'orgue a été mit sur l'évaluation du dispositif sur des aspects tels que l'utilisabilité, l'acceptabilité et le niveau de réalisme de l'outil. Pour répondre à ces questions, différentes échelles ont été utilisées.

La System Usability Scale est une échelle permettant de mesurer le degré d'utilisabilité d'un dispositif en donnant un score de 0 à 100. Cette échelle comporte 10 items et se base sur une échelle de type Likert en cinq points, de « Pas du tout d'accord » à « Tout à fait d'accord ».

Afin de mesurer l'acceptabilité de l'outil, une échelle composée de six items a été proposée aux participant et ces derniers devaient se positionner sur une échelle de type Likert

en cinq points, de « Pas du tout d'accord » à « Tout à fait d'accord ».

Concernant l'évaluation du degré de réalisme du patient virtuel, l'échelle Godspeed a été utilisée. Dans sa version originale, cette échelle est composée de cinq dimensions mais pour les besoins de cette étude, seules 3 dimensions ont été utilisées (anthropomorphisme, animalité and sécurité perçue).

Enfin, à l'issue des passations, les participants étaient invités à donner leurs avis sur trois dimensions relatives au dispositif afin de formuler des suggestions d'amélioration. Ces dimensions sont les suivantes : amélioration graphique du PV, amélioration du scénario clinique, autre(s) type(s) d'amélioration(s).

G. Ethique

Cette étude a été approuvée par le Comité d'Ethique de la recherche de l'université de Paris en date du 19/11/2019 et est enregistrée sous le numéro : 2019-67.

III. RÉSULTATS

Concernant les résultats à l'échelle d'utilisabilité (SUS), les participants ayant testé le dispositif ont, en moyenne attribué des scores correspondant à un niveau d'utilisabilité jugé « correcte » car supérieur à 50/100 ($m=66$; $ET=11.44$). De manière intéressante, un seul participant a attribué un score inférieur à 50, témoignant de fait d'un « mauvais niveau d'utilisabilité ».

Pour ce qui est des scores à l'échelle d'acceptabilité, les participants ont globalement rapporté des scores ne parvenant pas à satisfaire le *cut-off* proposé par Micoulaud-Franchi et al. (2016) ($m=3.8$; $ET=0.92$ < $m=4$; $ET=0.48$) bien que les résultats s'en approchent.

Globalement, l'ensemble des participants a rapporté des scores tendant d'avantage vers les adjectifs à valence positive que négative pour l'ensemble des dimensions composant l'échelle (Anthropomorphisme : $m=3.72$; $ET=0.97$; $\alpha=0.83$; Animalité : $m=3.57$; $ET=1.03$; $\alpha=0.89$; Sécurité perçue : $m=3.2$; $ET=0.93$; $\alpha=0.69$).

Parmi les axes d'améliorations les plus rapportés par les participants, les principaux remarques peuvent être catégorisées comme de la manière suivante :

- Simplifier l'utilisation de la télécommande;
- Doter le Patient Virtuel de prosodie;
- Limiter le nombre d'informations à retenir sur l'écran.

REMERCIEMENT

Nous remercions l'Agence Nationale de la Recherche (ANR) pour le soutien qu'elle accorde à cette étude.

IV. CONCLUSION

Comme nous l'avons déjà évoqué, L'objectif du projet VirtuAlz est de développer un Patient Virtuel (PV) présentant les symptômes cognitifs et psycho-comportementaux de la maladie d'Alzheimer (MA), servant d'outil de formation pour les futurs soignants. Cette étude constituait un pré-test à l'outil VirtuAlz et introduit l'intérêt du Patient Virtuel dans l'entraînement des compétences sociales et non verbales nécessaires à la gestion de patients atteints de troubles neurocognitifs majeurs et présentant des troubles cognitifs et psycho-comportementaux. Bien que les résultats issus de cette phase de tests soient encourageants tant sur l'intérêt suscité par un tel dispositif que sur ses aspects ergonomiques (utilisabilité, acceptabilité et crédibilité), des ajustements sont nécessaires. A l'issus de cette première session expérimentale, les participants se sont situés sur des scores moyens en termes d'utilisabilité et d'acceptabilité bien qu'ils aient majoritairement trouvé le Patient Virtuel crédible. Une première piste de réflexion possible concernant le degré d'utilisabilité du dispositif peut être imputé au fait que le dispositif est trop complexe à appréhender. En effet, l'utilisation de la télécommande a été jugé trop complexe du fait que chacun des boutons avaient une utilité différente. Concernant l'acceptabilité du dispositif, les participants ont rapporté que les informations présentées sur l'écran venaient perturbées la dynamique d'interaction engagée, accentuant de fait la caractéristique artificielle de l'interaction. Cela pourrait donc expliquer en partie le fait que le dispositif ne parvienne pas à atteindre un degré satisfaisant d'acceptabilité.

Les pré-tests de cet outil ont donc permis d'identifier les ajustements à réaliser quant au dispositif et au Patient Virtuel afin d'augmenter significativement la qualité de l'interaction et la rendre la plus réaliste possible lors de la prochaine phase expérimentale.

REFERENCES

- [1] Batsch, N. L., & Mittelman, M. S. (2015). World Alzheimer Report 2012. *Overcoming the Stigma of Dementia. Alzheimer's Disease International (ADI), London; 2012. Accessed May, 5.*
- [2] Small, J. A., & Gutman, G. (2002). Recommended and reported use of communication strategies in Alzheimer caregiving. *Alzheimer Disease & Associated Disorders, 16*(4), 270-278.

- [3] Potkins, D., Myint, P., Bannister, C., Tadros, G., Chithramohan, R., Swann, A., ... & Margallo- Lana, M. (2003). Language impairment in dementia: impact on symptoms and care needs in residential homes. *International Journal of Geriatric Psychiatry*, 18(11), 1002-1006.
- [4] Hubbard, G., Downs, M. G., & Tester, S. (2003). Including older people with dementia in research: challenges and strategies. *Aging & mental health*, 7(5), 351-362.
- [5] Rousseaux, M., Sève, A., Vallet, M., Pasquier, F., & Mackowiak-Cordoliani, M. A. (2010). An analysis of communication in conversation in patients with dementia. *Neuropsychologia*, 48(13), 3884-3890.
- [6] Cook, D. A., & Triola, M. M. (2009). Virtual patients: a critical literature review and proposed next steps. *Medical education*, 43(4), 303-311.
- [7] Granry, J. C., & Moll, M. C. (2012). État de l'art (national et international) en matière de pratiques de simulation dans le domaine de la santé. *Haute autorité de santé*.
- [8] Orton, E., & Mulhausen, P. (2008). E-learning virtual patients for geriatric education. *Gerontology & geriatrics education*, 28(3), 73-88.
- [9] Tan, A., Ross, S. P., & Duerksen, K. (2013). Death is not always a failure: outcomes from implementing an online virtual patient clinical case in palliative care for family medicine clerkship. *Medical education online*, 18(1), 22711.

Adaptation d'un logiciel de remédiation cognitive pour une utilisation en autonomie par des personnes présentant des troubles neurocognitifs : intérêt d'une approche pluridisciplinaire centrée utilisateur

Lisa Quillion-Dupré^{1,2}, Christelle Nahas^{1,3}, Quentin Chibaudel¹, Pierre Rumeau⁴, Frédéric Vella⁵, Nadine Vigouroux⁵, Marie-Noëlle Cufi⁶, William Buseyne⁷

¹COVIRTUA Healthcare, 31170 Tournefeuille

²Univ. Grenoble Alpes, Univ. Savoie Mont Blanc, LIP/PC2S, F-38000 Grenoble

³Univ. Grenoble Alpes, CNRS, Grenoble INP, CHU Grenoble Alpes, TIMC-IMAG, Grenoble

⁴CHU de Toulouse / Gérontopôle / CERPOP UMR 1295 Inserm Université de Toulouse UPS

⁵Institut de Recherche en informatique de Toulouse, Université Paul Sabatier, 31 062 Toulouse cedex 9

⁶Centre Hospitalier Intercommunal de Castres-Mazamet, 81108 Castres

⁷EHPAD Notre Dame de Touscayrats, Association Ages sans Frontières, 81110 Verdalle

Lisa.quillion-dupre@covirtua.com

Résumé :

Le nombre de personnes atteintes de troubles neurocognitifs neurodégénératifs apparenté ne cesse de croître. Or, ces troubles ont des répercussions importantes sur l'autonomie et la réalisation des activités de la vie quotidienne des personnes.

Les outils numériques semblent constituer des solutions efficaces et pertinentes pour la remédiation cognitive de ces patients : maintenir le plus longtemps possible leurs capacités cognitives et leur indépendance. L'optimisation de cette rééducation nécessite de proposer des solutions utilisables en séance avec des thérapeutes et entre les séances, de façon autonome. La principale problématique actuelle réside dans le manque d'utilisabilité de ces outils, les besoins et les contextes d'usage étant insuffisamment pris en considération.

Nous présentons ici l'intérêt de la démarche de conception True Life Lab, incluant la démarche de « conception centrée utilisateur » et allant jusqu'à la mise en œuvre en environnement écologique, pour développer un logiciel de remédiation cognitive adapté aux besoins des personnes atteintes de troubles neurocognitifs et permettant un usage autonome. Nous décrirons les étapes envisagées pour la conception de cette solution, l'équipe pluridisciplinaire impliquée et les résultats attendus lors de l'usage de l'outil en autonomie.

Nous concluons sur les perspectives qu'ouvre un tel outil et sur les futures études envisagées.

Mots clés : Conception centrée utilisateur ; pluridisciplinarité ; utilisabilité ; troubles cognitifs ; remédiation cognitive informatisée ; True Life Lab

I. INTRODUCTION

En raison du vieillissement de la population, le nombre de personnes atteintes de pathologies neurodégénératives, actuellement estimé à 46 millions au niveau mondial, pourrait atteindre plus de 131 millions en 2050 [1]. De même, en France, bien que le taux de prévalence de ces pathologies paraisse se stabiliser, voire régresser, le nombre de personnes qui en sont atteintes devrait continuer à s'accroître [2]. Ces pathologies entraînent notamment la perte d'indépendance des personnes âgées dans la réalisation des activités de la vie quotidienne et représentent la principale cause d'institutionnalisation. Un des enjeux majeurs entourant ces maladies touche la prévention des troubles cognitifs et le ralentissement de leur déclin. Dans ce contexte, les programmes d'entraînement cognitif, bien que ne semblant pas associés à des bénéfices dans les activités de la vie quotidienne, favoriseraient le maintien des performances des patients dans certains domaines cognitifs et psychologiques (humeur, anxiété) [3], [4], et ainsi que les facteurs conatifs, tels que la perception des relations sociales et le sentiment d'auto-efficacité [5], [6]. Les solutions numériques offrent des alternatives plus rapides, moins contraignantes et plus efficaces aux pratiques d'entraînement cognitif traditionnelles [7], facilement diffusables, elles peuvent atteindre des personnes qui n'auraient pas autrement pu bénéficier d'un programme d'entraînement (par exemple du fait d'une réduction de leur mobilité). Elles constituent une réponse aux inégalités territoriales d'accès aux soins et offrant la possibilité de : (i)

préservant la continuité de la prise en charge ; (ii) augmenter le temps consacré à la rééducation cognitive à travers des séances réalisées en autonomie et avec le thérapeute ; (iii) garantir un suivi dans la prise en charge et l'adaptation, si besoin, de celle-ci. La crise sanitaire liée à la Covid-19 a par ailleurs mis en exergue l'intérêt et le potentiel des outils numériques, à condition qu'ils soient utilisables et adaptés, pour éviter une rupture de la prise en soins [8].

Un outil d'entraînement cognitif utilisé à la fois en séance de rééducation, en en personne ou à distance, ainsi que de façon autonome semble constituer une solution pertinente pour pallier les inégalités territoriales d'accès et favoriser une continuité des soins. Toutefois, même si les résultats actuellement disponibles sont encourageants [3], [4], ces approches doivent encore être précisément étudiées pour leur permettre de mieux évoluer.

L'efficacité de l'entraînement cognitif, notamment basé sur des outils numériques, semble relever de différents facteurs : la motivation [9], [10], l'engagement et les caractéristiques de l'apprenant [11], et l'adaptabilité des programmes au niveau des participants [12]. Les gains liés aux entraînements cognitifs augmentent si les personnes sont suffisamment motivées pour participer à la formation [13]. L'adaptabilité des programmes d'entraînement a également un effet significatif sur les performances : là où l'entraînement cognitif généraliste se montre généralement peu efficace [14], l'adaptation des difficultés des tâches cognitives pratiquées aux performances réelles des personnes entraînées conduit à des gains d'entraînement plus importants [12]. Par ailleurs, l'utilisabilité et l'acceptabilité sont des facteurs susceptibles d'influencer l'usage des outils de remédiation informatisés par les personnes présentant des troubles démentiels [15].

Plus généralement, l'acceptabilité est identifiée comme un indice de l'usage avéré futur (ou acceptation) d'une technologie suite à son déploiement [16]. Elle est conditionnée par l'utilisabilité du système, c'est-à-dire « *le degré selon lequel un outil peut être utilisé par des utilisateurs identifiés, pour atteindre des buts définis avec efficacité, efficience et satisfaction dans un contexte d'utilisation donné* » [17], qui ne suffit cependant pas à la prédire : la solution doit non seulement être utilisable mais également utile à l'utilisateur (i.e., « *satisfaire des besoins fonctionnels et opérationnels* ») et présenter une adéquation suffisante avec les pratiques, les ressources et les objectifs de ce dernier [18]. D'après Thielke et al. [19], l'absence de prise en compte des besoins des utilisateurs pourrait être un facteur explicatif de l'adoption limitée d'un grand nombre de technologies par les plus âgés. En conséquence, il est nécessaire de caractériser les types de besoins des utilisateurs finaux mais également, d'évaluer les problèmes immédiats de conception et d'acceptation par ces utilisateurs [20].

Ainsi, les facteurs d'acceptation paraissent relever de trois domaines : le produit lui-même, l'utilisateur final et son environnement [21]. Il semble donc essentiel de comprendre comment ces solutions d'entraînement cognitif informatisées sont mises en œuvre et utilisées en dehors de programmes composés de sessions supervisées par des spécialistes [22] ou d'une utilisation en milieu contrôlé, en établissement ou en living-lab [23]. Une telle approche, associant également une équipe pluridisciplinaire [24], permettrait notamment d'identifier le contexte d'usage des logiciels d'entraînement cognitif et les facteurs motivationnels contribuant à leur utilisation, pour en favoriser l'acceptation et, par extension, l'engagement dans les activités prescrites, notamment en autonomie.

Dans ce contexte, nous avons décidé de réunir une équipe pluridisciplinaire afin de développer une solution d'entraînement cognitif informatisée adaptée aux besoins d'adultes âgés présentant des troubles neurocognitifs, pour une utilisation en autonomie, entre les séances de rééducation.

II. METHODE

A. Principes généraux

Ce travail s'appuie sur la méthode *True Life Lab* (TLL), une démarche centrée utilisateur qui vise à étudier et à favoriser la mise en place d'un service appuyé sur un outil technologique jusqu'à sa phase de mise en production en environnement écologique [25]–[27]. La démarche de Conception Centrée Utilisateur (CCU), définie comme « *une manière de concevoir les systèmes interactifs ayant pour objet spécifique de rendre les systèmes utilisables* » [17], est incorporée dans cette approche TLL. Basée sur un processus itératif plaçant les utilisateurs au centre de la démarche (expression des besoins, tests utilisateurs, conception) (Figure 1), elle permet d'élaborer et de proposer des services utilisables, efficaces et sûrs et contribue à leur acceptabilité et à leur appropriation par les futurs utilisateurs [28], notamment pour les personnes présentant des troubles cognitifs [29].

Trois phases caractérisent la conception centrée utilisateurs (Figure 1) et l'articulation de ses différentes activités [17], [24] : (1) une phase d'analyse qui permet de préciser les attentes et les besoins des utilisateurs finaux et de garantir une connaissance solide du contexte d'usage et des tâches réelles d'utilisation ; (2) une phase de conception sur la base des données issues de la phase d'analyse, qui sont complétées et affinées à chaque itération ; (3) une phase d'évaluation du produit développé afin de mesurer son degré d'utilisabilité et son utilité et d'identifier les améliorations à apporter. L'application de cette démarche assure un haut degré d'utilisabilité du dispositif [30] ainsi que l'adoption du produit par les utilisateurs finaux tout en réduisant les coûts de développement. Toutefois, Compagna and Kohlbacher [31], dans une étude s'intéressant à la conception de technologies d'assistance pour des adultes âgés insistent sur la

nécessité de prendre en compte l'environnement réel de l'utilisateur et d'inclure une grande variété d'utilisateurs, finaux et intermédiaires (e.g., professionnels, bénévoles...). Cette nécessité d'impliquer également l'écosystème des patients a été mise en œuvre par Guffroy et al. [32] pour la conception d'aides à la communication pour des personnes en situation de handicaps. Plus récemment Calmels et al. [33] ont démontré le rôle des professionnels dans le processus de co-conception.

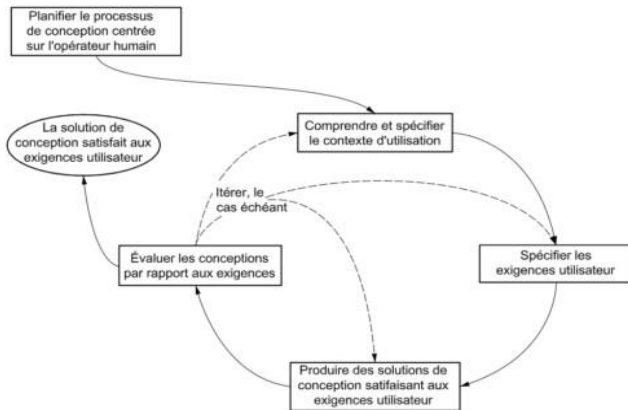


Figure 1. Illustration de l'interdépendance des activités de la CCU (selon la norme ISO 9241-210 [17])

La démarche du TLL, dont l'objectif est l'adaptation de la solution aux capacités, à l'écosystème et à l'environnement de la personne [25], nous paraît particulièrement adaptée pour intégrer l'ensemble de ces composantes (utilisateurs et environnement d'usage).

B. Point de départ

Nous nous appuyons sur une solution logicielle existante, COVIRTUA Cognition©, actuellement utilisée auprès de patients cérébrolésés, en séance de rééducation, en présence de leur thérapeute (Mode *Séance*). Cet outil fonctionne sur deux postes : un poste patient et un poste thérapeute (Figure 2).

COVIRTUA Cognition© est un logiciel d'entraînement des fonctions cognitives comprenant des exercices visant à travailler une fonction cognitive spécifique et des exercices simulant des activités de la vie quotidienne à travers la réalité virtuelle.



Figure 2. Solution COVIRTUA Cognition

Le patient exécute les exercices lancés par son thérapeute sur un écran simplifié, sur lequel seuls les éléments permettant la réalisation des exercices sont affichés. Le thérapeute (ergothérapeute, orthophoniste ou neuropsychologue) supervise la réalisation des exercices : il paramètre les activités, ajuste leur niveau de difficulté et est responsable de la validation des réponses données (Figure 3). L'application *Thérapeute* sert à gérer les dossiers patients, à configurer, lancer et contrôler les exercices. Elle permet une **adaptation individualisée des activités** grâce :

1. au **paramétrage des exercices** avant leur lancement sur le poste patient ;
2. à l'**ajout de facilitateurs et/ ou distracteurs en temps réel**, en cours d'exercice, sans avoir à interrompre l'activité du patient.

	En séances	Interséances
Choix des exercices	Thérapeute	Thérapeute Patient
Paramètres	Thérapeute	Thérapeute Patient
Consignes	Thérapeute	Automatique
Saisie des réponses	Thérapeute Patient	Patient
Validation des réponses	Thérapeute Automatique	Automatique
Gestion des erreurs	Thérapeute	Automatique
Progression	Thérapeute	Thérapeute Patient

Figure 3. Répartition du contrôle des activités dans les deux modes d'utilisation du logiciel COVIRTUA Cognition

COVIRTUA Cognition© est actuellement utilisé par une trentaine d'établissements de santé publics ou privés en France.

Notre travail consiste à faire évoluer la solution actuelle disponible dans le Mode *Séance*, afin de la rendre utilisable, en complément, de façon autonome, par des personnes présentant des troubles neurocognitifs (Mode *Interséances*) (Figure 3). Ce développement nécessite une mise en œuvre d'une CCU suivie d'une phase de déploiement en environnement écologique afin de proposer une automatisation des activités intégrant les besoins des patients. Ceux-ci concernent la présentation des consignes, les modalités de saisie des réponses, la gestion des erreurs, le feedback lors de la réalisation d'exercices proposés et le suivi des performances mais également les paramétrages individuels par le thérapeute. L'âge de survenue de ces pathologies implique de répondre non seulement aux impératifs propres à la maladie mais aussi de prendre en compte les déficiences liées au vieillissement.

L'utilisation effective de la solution, intégrée aux habitudes de vie de la personne implique de s'intéresser également aux facteurs de risques de décrochage des patients dans l'utilisation du logiciel.

C. Présentation de la solution développée

L'utilisation d'outils informatisés semble pertinente pour répondre aux besoins de rééducation cognitive dans la mesure où ils permettent (i) une personnalisation de l'interaction facilitant l'accessibilité et l'appropriation de l'outil ; (ii) une personnalisation des exercices ; (iii) un entraînement entre les séances de rééducation présentielles avec un thérapeute, tout en (iv) favorisant le suivi des performances du patient, (v) en laissant au patient la possibilité de contrôler certains paramètres et (vi) en permettant de personnaliser les feedbacks de renforcement.

Nous prendrons en compte les spécificités de la population cible et du type de service : (i) le thérapeute est l'utilisateur final de l'outil de remédiation et l'utilisateur intermédiaire de l'outil *Interséances* ; (ii) l'utilisateur final du mode *Interséances* pourra, selon le niveau de handicap cognitif, être soit le patient avec handicap cognitif neurocognitif seul soit le couple {patient, aidant}. L'intégration de l'aidant (rôle, capacités, âge) dans la réflexion sur le service fourni en production sera systématique.

D. Objectifs poursuivis

L'objectif ultime de ce projet est de garantir un haut degré d'utilisabilité d'un outil de rééducation cognitive informatisée, à domicile et de vérifier son adoption par des adultes âgés présentant des troubles neurocognitifs.

Nous avons identifié trois points d'intérêts principaux sur lesquels travailler.

1) S'inscrire dans la continuité des pratiques professionnelles actuelles

Le mode *Interséances* du logiciel COVIRTUA Cognition© développé dans le cadre de ce projet devra s'adapter aux pratiques professionnelles actuelles. (i) Il devra permettre au thérapeute d'élaborer pour chaque personne suivie un programme individualisé d'exercices préalablement paramétrés en fonction de ses capacités, et (ii) de prescrire à l'issue d'une séance ce programme à son patient ou à sa patiente tout en laissant au patient la maîtrise de certains paramètres afin de lui permettre d'ajuster de façon autonome le niveau de difficulté des exercices (Figure 3).

Le logiciel devra permettre également de faciliter la prise en charge clinique (création des comptes de patients, suppression des comptes, travail en équipe pluridisciplinaire (psychomotricien, ergothérapeute, neuropsychologue, etc.) et permettre un suivi rigoureux et précis du travail du patient par le thérapeute. Les performances du patient seront automatiquement enregistrées et ajoutées à l'historique accessible par le praticien en temps réel. Ces informations permettront au praticien d'ajuster, au besoin, le niveau de difficulté des exercices prescrits.

Les données conservées pour permettre le suivi par le thérapeute constituent le dossier patient du thérapeute (son profil et ses résultats aux exercices) et seront stockées, sous la responsabilité de COVIRTUA Healthcare, sur un serveur d'hébergement de données de santé sécurisé et certifié Hébergement de Données Santé.

2) Être utilisable en autonomie par des personnes présentant des troubles cognitifs

Une interface tactile permettra au patient ou à la patiente de réaliser en autonomie le programme préétabli, en dehors de la présence du thérapeute, selon la fréquence temporelle prescrite par le praticien, en s'organisant comme il l'entend, en fonction de ses impératifs personnels et familiaux.

Cela nécessite de permettre au patient de sélectionner ses exercices, de modifier certains paramètres et d'accéder à l'historique de ses activités mais également d'automatiser un certain nombre des activités aujourd'hui assumées par les thérapeutes (transmission des consignes, vérifications de leur compréhension, gestion des erreurs...) (Figure 3), tout cela à travers une interface simple et intuitive d'utilisation, adaptée aux capacités sensorielles, cognitives et motrices du patient.

3) Caractérisation des facteurs motivationnels et des risques de décrochage

Au-delà du développement d'une solution utilisable, le projet vise à développer une solution qui sera effectivement utilisée. Ainsi nous chercherons à caractériser les facteurs motivationnels et de risques de décrochage dans l'utilisation d'un programme de rééducation informatisé prescrit à domicile afin de proposer les adaptations logicielles utiles et les supports humains et matériels pertinents.

E. Participants

La solution proposée dans le cadre du projet vise, in fine, à réduire le niveau de dépendance des personnes âgées vivant à domicile avec des troubles neurocognitifs. Dans le cadre de ce projet, nous envisageons que 13 professionnels de santé (7 durant la phase d'analyse et d'évaluation, 6 autres durant la phase de test en milieu contrôlé) et 36 patients utiliseront la solution au cours du projet (6 pendant la phase de co-conception et 30 pendant la phase d'évaluation).

La population à l'étude est formée :

1. des personnes âgées sans trouble neurocognitif et atteintes de troubles neurocognitifs, prises en charge par l'unité de médecine gériatrique du CHU de Grenoble et par les équipes associées au Gérontopôle de Toulouse ;

2. de leurs proches aidants ;

3. des neuropsychologues et ergothérapeutes qui les accompagnent.

Afin de garantir le respect des participants à ce projet et la protection de leur santé et de leurs droits, l'ensemble des partenaires au projet s'engagent à respecter tout au long de son déroulement la déclaration d'Helsinki de l'Association

Médicale Mondiale [35]. Le projet respectera systématiquement le règlement général de la protection des données (RGPD), en particulier en termes d'information et de droit à l'image. Il fera également l'objet, à l'exception de la phase d'analyse, d'une validation par un Comité de Protection des Personnes (CPP).

F. Phases de l'étude

Ce projet prévu sur 2 ans implique :

1. des thérapeutes (équipes du service de gérontologie du CHU de Toulouse et du Centre Hospitalier Intercommunal de Castres-Mazamet, CHIC, et de l'association Ages sans Frontières, gestionnaire d'établissements médico-sociaux),

2. des chercheurs spécialistes en interaction homme machine pour les personnes âgées avec troubles cognitifs (laboratoire de Gérontechnologie La Grave de Toulouse, Institut de Recherche en Informatique de Toulouse-IRIT), de l'analyse de la cognition, du comportement et des interactions humaines (LIP/PC2S, Université Grenoble Alpes) et de l'utilisation de l'informatique et des mathématiques appliquées pour la compréhension et le contrôle des processus normaux et pathologiques en biologie et santé (TIMC, Université Grenoble Alpes).

De façon préliminaire et avant confrontation au cours de la phase d'analyse, l'équipe a identifié plusieurs fonctionnalités nécessaires au développement d'un mode *Interséances* fonctionnel : (i) interface du thérapeute permettant de créer les programmes personnalisés ; interface du patient lui permettant de sélectionner et réaliser les exercices ; (ii) présentation de consignes au patient afin de permettre la réalisation des exercices en autonomie ; (iii) mise en place de feedbacks, fournis ou non au patient au cours de l'exercice ainsi qu'à la fin de celui-ci ; (iv) interface de saisie de la réponse par le patient, notamment l'intégration d'un module de reconnaissance vocale (en particulier pour les exercices pour lesquels le patient donne aujourd'hui une réponse orale).

1) Phases d'analyse et de conception

Le développement de la solution logicielle nécessite au préalable d'optimiser les exercices pour une utilisation auprès de la population cible. Cela implique d'automatiser la gestion des réponses du patient fonctionnant aujourd'hui majoritairement sous le contrôle du thérapeute.

Dans un premier temps, les exercices actuellement disponibles dans le logiciel seront adaptés à une utilisation *Interséances* auprès de la population âgée selon un processus prévisionnel itératif et dans un environnement contrôlé.

La démarche adoptée comprend les activités suivantes :

1. Réalisation d'une analyse de risque sur le mode *Interséances* en suivant les principes de la norme ISO 14971[†] [36]. Une analyse de risque a été déjà effectuée sur le mode

Séance. L'objectif est de réaliser une analyse similaire dans le cadre d'un usage en mode *Interséances* afin d'identifier les étapes critiques d'usage pour garantir l'utilisabilité du logiciel.

2. Réalisation de deux focus groups réunissant trois experts techniques (un en interaction homme-machine, un en psychologie cognitive et un en médecine gériatrique) et sept thérapeutes (trois neuropsychologues, une psychomotricienne, une orthophoniste et deux ergothérapeutes) afin d'obtenir leurs préconisations de développement et/ou d'adaptation du logiciel et de son usage pour imaginer les actions de réduction pertinentes par rapport aux étapes identifiées ;

3. Maquettage sur la base des recommandations émises lors des focus groups afin de réduire les risques identifiés ;

4. Tests fonctionnels des maquettes auprès des thérapeutes ayant participé aux focus groups afin de s'assurer de la pertinence des actions de réductions proposées ;

5. Focus groups supplémentaires avec ces mêmes thérapeutes sur des points posant des difficultés spécifiques (telles que la formulation des consignes ou des feedbacks par exemple – le contenu sera déterminé sur la base des données récoltées au cours des premiers focus groups et des retours obtenus lors des tests fonctionnels) ;

6. Rédaction du cahier des charges pour l'adaptation des exercices au mode *Interséances* en fonction de la mise à jour de l'analyse de risques et des actions de réduction envisagées ;

7. Développement du prototype *Interséances*.

Cette première phase permettra de préciser (a) les attentes et les besoins des thérapeutes et des patients et (b) de garantir une connaissance solide du contexte d'usage et des tâches à réaliser. Elle servira également de base pour construire (c) les différents supports pédagogiques ciblés pour la formation des différents types d'utilisateurs et (d) une épreuve des protocoles d'administration par les thérapeutes.

L'expertise des professionnels de santé combinée à des tests en environnement contrôlé permettront (a) d'adapter COVIRTUA Cognition© à la population âgée vivant à domicile et présentant des troubles neurocognitifs de niveaux variés et (b) de permettre son utilisation par les patients (et leurs aidants si nécessaire) en autonomie entre les séances.

2) Phase d'évaluation en milieu contrôlé

L'objectif de cette phase est d'évaluer l'utilisabilité COVIRTUA Cognition© dans ses deux modalités complémentaires d'utilisation, en contexte de production, afin d'identifier les améliorations à apporter.

Nous nous baserons sur les résultats obtenus lors de la phase d'analyse des processus de production du service de rééducation s'appuyant sur l'outil COVIRTUA Cognition©, afin de réaliser des tests protocolisés de validation d'utilisabilité, en

action de réduction doit être proposée afin d'en diminuer la probabilité d'occurrence et/ou sa gravité.

[†] Cette norme préconise d'identifier et d'évaluer l'ensemble des risques susceptibles de survenir lors de l'usage d'un outil. Pour chaque risque, une

environnement contrôlé en reproduisant les processus d'usage par des thérapeutes et des volontaires représentatifs de la population cible.

1. Formation protocolisée du thérapeute à l'usage de COVIRTUA Cognition© dans ses deux modes d'utilisation.
2. Réalisation d'une séance présentielle.
3. Paramétrage d'un programme d'*Interséances*.
4. Réalisation par le patient d'un programme *Interséances*.
5. Réalisation d'itérations d'évolution du mode *Interséances* selon le résultat des tests jusqu'à validation de l'outil et du parcours d'usage.

Le déroulement précis des tests sera défini à l'issue de la phase d'analyse, notamment pour les modalités d'inclusion de l'aidant et la connaissance préalable du patient par le thérapeute, afin de se rapprocher au plus près de la situation réelle.

Cette phase impliquera six couples {thérapeute, patient volontaire}. Parmi les patients, trois seront accompagnés par des aidants, trois seront en autonomie complète.

3) Phase d'évaluation en environnement réel

L'objectif de cette phase est de vérifier l'utilisabilité de COVIRTUA Cognition© dans ses deux modalités complémentaires d'utilisation, en contexte de mise en service. Cette évaluation de longue durée sera réalisée en population, dans le Tarn avec des rééducateurs et patients différents de ceux ayant participé à la phase d'analyse et de validation en environnement contrôlé.

Un pré-test en milieu réel de la version du logiciel issue de la phase de conception sera réalisé durant 3 mois, en incluant un suivi rapproché et en prévoyant des actions correctives si besoin, afin de définir les modalités de mise en œuvre du service. Cette étude sera conduite dans le Tarn, sous la direction du Dr Cufi, auprès de patients suivis au sein du pôle gériatrie du CHIC. Tous les thérapeutes participant à la prise en charge de ces patients seront impliqués. Cette phase se caractérise par des tests en milieu réel, des remontées d'informations fréquentes et régulières permettant une intégration continue des modifications et l'incrémentation des différents retours dans le processus de gestion des risques.

Une évaluation de longue durée sera ensuite réalisée en situation réelle, durant 6 mois, toujours dans le Tarn. Elle impliquera des patients à domicile suivis par la filière gériatrique du CHIC et des résidents des maisons partagées de l'association Ages Sans Frontières.

L'objectif est de s'assurer de la portabilité de COVIRTUA Cognition© avec le mode *Interséances* et de contrôler les biais liés au principe de co-conception sur l'utilisabilité et l'appropriation.

Dans cette phase, 30 patients utiliseront COVIRTUA Cognition© 2 heures par semaine sous la supervision de leur thérapeute et avec l'aide si besoin d'un aidant pour le mode *Interséances*.

Nous sommes conscients que dans cette population fragile l'attrition des effectifs est une difficulté significative. Pour ne pas biaiser la population et rester le plus proche possible de la réalité des patients pris en charge en rééducation pour troubles neurocognitifs, nous choisissons de pouvoir inclure jusqu'à 15 patients supplémentaires. L'objectif est de pouvoir compenser des arrêts d'usages avant l'objectif de 6 mois qui seraient liés à une cause indépendante des caractéristiques du service de rééducation appuyé sur COVIRTUA Cognition©.

En sus de leurs séances de rééducation cognitive, en phase initiale d'appropriation, un observateur externe sera présent pour la première séance de rééducation avec COVIRTUA Cognition© et la première séance d'utilisation à domicile. Le thérapeute et le patient recevront un support adapté pour remonter leur expérience d'usage qui sera accompagné de précisions sur les informations données et l'état d'esprit dans lequel ils doivent se trouver notamment pour lutter contre le biais d'autocensure. Un contact mensuel permettra de recueillir les difficultés rencontrées. Par ailleurs, une ligne spécifique de SAV sera mise en place par COVIRTUA Healthcare, aux heures ouvrables, pour la durée de l'étude. L'ensemble des éléments déclarés et les constats de l'observateur seront intégrés dans l'analyse de risque du service basé sur COVIRTUA Cognition©.

Les résultats de l'analyse de risque feront l'objet d'une validation en séance plénière où seront invités les rééducateurs, patients et aidants ayant participé au projet lors de la phase de d'évaluation ainsi que les partenaires du projet. Cette réunion visera à ouvrir un dernier espace d'échange avant la remise finale du rapport d'analyse de risques.

4) Phase d'identification des freins et leviers

Cette étude, conduite dans le cadre d'une thèse de doctorat, ambitionne de fournir des données scientifiquement fondées sur les freins et les leviers basés sur les habitudes de vie du patient dans l'utilisation du logiciel COVIRTUA Cognition©, avec l'objectif de maintenir les compétences cognitives des personnes âgées.

Elle consistera dans un premier temps à évaluer, en situation, les freins et les leviers à l'usage du logiciel COVIRTUA Cognition en mode *Séances* (ayant d'ores et déjà fait la preuve de son utilisabilité) avec des professionnels de santé. La réalisation d'entretiens auprès de thérapeutes utilisateurs du logiciel permettra d'établir des scénarios d'usage utiles à la mise en place d'observations de séances de rééducation en milieu contrôlé. Les résultats obtenus permettront de mettre en place une étude visant à évaluer ces éléments dans le cadre de l'utilisation du logiciel en mode *Interséances*, dans des environnements contrôlés (appartements technologiques de type *living labs*), puis au domicile des participants, dans le cadre d'une utilisation prolongée en milieu réel.

G. Résultats attendus

Le projet présenté est une recherche technologique ciblée sur l'usage s'appuyant sur une analyse de risques. Il devrait nous permettre (i) d'identifier les étapes critiques et les difficultés associées à l'utilisation en autonomie ; (ii) de déterminer les facteurs motivationnels et de risque de décrochage pour cette utilisation ; (iii) de mieux connaître les risques associés à l'utilisation du logiciel, en milieu de vie et de proposer des actions de réduction des risques.

Au niveau technologique, la recherche devrait permettre l'adaptation du logiciel d'entraînement cognitif afin de disposer d'une solution utilisable par les personnes âgées dans leur environnement personnel. Différents indicateurs ont été identifiés pour évaluer l'utilisation effective du produit et de sa pertinence en vie réelle :

- Le nombre de connexions,
- La durée moyenne d'une session d'entraînement à domicile ;
- Le temps cumulé d'entraînement ;
- Le nombre d'abandons.

Nous évaluerons également l'utilité perçue à l'aide d'un questionnaire standardisé adapté à la population.

Ces différents indicateurs devront toutefois encore être précisés grâce aux résultats de la phase d'analyse et de conception.

Par ailleurs, à la suite de cette recherche, nous disposerons, associée à des scénarios d'usage, d'une description approfondie de l'utilisation en contexte du logiciel COVIRTUA Cognition®, ainsi que des indicateurs de décrochage et d'engagement, pour l'utilisation en mode *Séances* et *Interséances*.

III. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Le projet pluridisciplinaire présenté ici constitue une orientation nouvelle en termes d'innovation organisationnelle en santé, combinant un ensemble de compétences cliniques et scientifiques, dans le but de développer de nouveaux indicateurs sur l'utilisabilité adaptés aux troubles neurocognitifs. Il a pour objectif de garantir l'utilisabilité d'un logiciel d'entraînement cognitif informatisé en autonomie par des adultes âgés présentant des troubles neurocognitifs, entre deux séances de rééducation avec leur thérapeute. L'évaluation de l'utilisabilité est en effet considérée comme essentielle pour mieux comprendre les freins et les leviers à l'utilisation effective et durable de ces outils [15] ; offrir une meilleure utilisabilité contribue en outre à réduire l'abandon, le sentiment d'échec, la frustration, l'anxiété, contribuant ainsi à garantir les conditions nécessaires pour la démonstration d'une potentielle efficacité.

La méthodologie retenue, impliquant une équipe pluridisciplinaire tel que préconisé dans la littérature [31] dans une approche TLL alliant CCU et évaluation en environnement écologique nous permettra d'avoir une vision globale des difficultés rencontrées et des facilitateurs pertinents à l'utilisation en autonomie d'un logiciel d'entraînement cognitif.

Le projet nous permettra de valider la pertinence de cette méthodologie pour cette population. Dans l'objectif de pérenniser les usages, nous élaborerons sur la base des résultats de cette recherche un dispositif de formation, d'accompagnement et de développement des usages.

Au niveau scientifique, cette recherche permettra de caractériser les facteurs motivationnels et d'adaptation psychosociale qui peuvent favoriser de meilleures performances. Elle contribuera au développement de connaissances nouvelles sur les relations entre la motivation, l'entraînement et le fonctionnement cognitif chez les personnes âgées atteintes de troubles neurocognitifs. Cette recherche fournira également des informations nouvelles pour définir les mécanismes d'adaptation et les lignes directrices pour le développement d'un environnement numérique adaptatif ludique.

Au niveau sociétal, le mode *Interséances* devrait favoriser l'accès à la rééducation cognitive : grâce à ce module, les patients résidant dans les zones rurales, éloignées d'un centre de prise en charge (typiquement situé dans une grande agglomération) pourront eux aussi bénéficier d'une rééducation cognitive personnalisée et supervisée à distance. Ce module s'ancre dans une dynamique de complémentarité entre un accompagnement présentiel et une activité autonome du patient, rendue possible par l'accès à un outil informatisé adapté. Enfin, une telle solution présente le potentiel de contribuer à accroître les gains thérapeutiques en intégrant les données de la littérature relatives à l'intensivité des soins. Cette recherche présente en outre également le potentiel d'optimiser les performances des personnes âgées en bonne santé au quotidien. Parce que la stimulation cognitive paraît avoir un impact sur les réserves cognitives, elle pourrait retarder le développement des pathologies neurodégénératives et, de ce fait, réduire les besoins d'aides qui doivent leur être fournies.

Pour conclure, ce projet est un préalable indispensable à une éventuelle recherche biomédicale de validation clinique afin de confirmer les effets attendus et étudier l'interaction des facteurs de risque de décrochage des patients avec l'évolution de leurs performances cognitives et de leur autonomie au cours des pratiques d'entraînement réalisées à domicile.

REMERCIEMENTS

Nous remercions de leur investissement très significatif les personnels de l'équipe du Dr Cufi et Mme A. Fernandez de l'association Ages sans Frontières.

RÉFÉRENCES

- [1] M. Prince, A. Comas-Herrera, M. Knapp, M. Guerchet, et M. Karagiannidou, « World Alzheimer report 2016: improving healthcare for people living with dementia: coverage, quality and costs now and in the future », Alzheimer's Disease International (ADI), London, UK, Monograph, sept. 2016. Consulté le: mars 11, 2021. [En ligne]. Disponible sur: <http://www.alz.co.uk/>.
- [2] C. Helmer, L. Grasset, K. Pérès, et J. F. Dartigues, « Evolution temporelle des démences : Etat des lieux en France et à

- l'international », *Bull Epidemiol Hebd*, vol. 28, n° 29, p. 467-473, 2016.
- [3] E.-L. Kallio, H. Öhman, H. Kautiainen, M. Hietanen, et K. Pitkälä, « Cognitive Training Interventions for Patients with Alzheimer's Disease: A Systematic Review », *J Alzheimers Dis*, vol. 56, n° 4, p. 1349-1372, 2017, doi: 10.3233/JAD-160810.
- [4] H. Coyle, V. Traynor, et N. Solowij, « Computerized and virtual reality cognitive training for individuals at high risk of cognitive decline: systematic review of the literature », *Am J Geriatr Psychiatry*, vol. 23, n° 4, p. 335-359, 2015, doi: 10.1016/j.jagp.2014.04.009.
- [5] A. J. Jak, A. M. Seelye, et S. M. Jurick, « Crosswords to computers: A critical review of popular approaches to cognitive enhancement », *Neuropsychology Review*, vol. 23, n° 1, p. 13-26, 2013, doi: 10.1007/s11065-013-9226-5.
- [6] E. Monfort, M. Gandit, et N. Jouanneux, « Évaluation pragmatique d'un programme de stimulation cognitive informatisée », *NPG Neurologie - Psychiatrie - Gériatrie*, vol. 16, n° 96, p. 326-332, 2016, doi: 10.1016/j.npg.2016.09.005.
- [7] A. M. Kueider, J. M. Parisi, A. L. Gross, et G. W. Rebok, « Computerized Cognitive Training with Older Adults: A Systematic Review », *PLOS ONE*, vol. 7, n° 7, p. e40588, 2012, doi: 10.1371/journal.pone.0040588.
- [8] Chibaudel Quentin *et al.*, « Etude exploratoire et préconisations pour améliorer l'accessibilité et favoriser l'usage de la téléconsultation par des personnes présentant des troubles cognitifs », présenté à Publics vulnérables et écosystèmes numériques : entre fractures, inclusions et innovations, Bordeaux, France, juin 2021.
- [9] M. Turunen *et al.*, « Computer-based cognitive training for older adults: Determinants of adherence », *PLOS ONE*, vol. 14, n° 7, p. e0219541, 2019, doi: 10.1371/journal.pone.0219541.
- [10] S. M. Jaeggi, M. Buschkuhl, P. Shah, et J. Jonides, « The role of individual differences in cognitive training and transfer », *Mem Cognit*, vol. 42, n° 3, p. 464-480, 2014, doi: 10.3758/s13421-013-0364-z.
- [11] F. Fenouillet, *La motivation*. Malakoff, France: Dunod, 2017.
- [12] Y. Brehmer, H. Westerberg, et L. Bäckman, « Working-memory training in younger and older adults: Training gains, transfer, and maintenance », *Frontiers in Human Neuroscience*, vol. 6, p. 63, 2012.
- [13] J. Choi et E. W. Twamley, « Cognitive rehabilitation therapies for Alzheimer's disease: a review of methods to improve treatment engagement and self-efficacy », *Neuropsychol Rev*, vol. 23, n° 1, p. 48-62, 2013, doi: 10.1007/s11065-013-9227-4.
- [14] D. R. George et P. J. Whitehouse, « Marketplace of memory: what the brain fitness technology industry says about us and how we can do better », *Gerontologist*, vol. 51, n° 5, p. 590-596, 2011, doi: 10.1093/geront/gnr042.
- [15] E. Irazoki *et al.*, « A Qualitative Study of the Cognitive Rehabilitation Program GRADIOR for People with Cognitive Impairment: Outcomes of the Focus Group Methodology », *J Clin Med*, vol. 10, n° 4, 2021, doi: 10.3390/jcm10040859.
- [16] M.-E. Bobillier-Chaumon et M. Dubois, « L'adoption des technologies en situation professionnelle : Quelles articulations possibles entre acceptabilité et acceptation ? », *Le travail humain*, vol. 72, n° 4, p. 355-382, 2009, doi: 10.3917/th.724.0355.
- [17] ISO, « Ergonomie de l'interaction homme-système – partie 210 : Conception centrée sur l'opérateur humain pour les systèmes interactifs », International Organization for Standardization, Geneva, CH, Standard, 2015.
- [18] M. Dubois et M.-E. Bobillier-Chaumon, « L'acceptabilité des technologies: bilans et nouvelles perspectives », *Le travail humain*, vol. 72, n° 4, p. 305-310, 2009.
- [19] S. Thielke, M. Harniss, H. Thompson, S. Patel, G. Demiris, et K. Johnson, « Maslow's hierarchy of human needs and the adoption of health-related technologies for older adults », *Ageing international*, vol. 37, n° 4, p. 470-488, 2012, doi: 10.1007/s12126-011-9121-4.
- [20] F. González-Palau, M. Franco, J. M. Toribio, R. Losada, E. Parra, et P. Bamidis, « Designing a computer-based rehabilitation solution for older adults: The importance of testing usability », *Psychology Journal*, vol. 11, n° 2, p. 119-136, 2013.
- [21] S. Merkel, P. Enste, J. Hilbert, K. Chen, A. Chan, et S. Kwon, « Technology Acceptance and Aging », in *Gerontechnology. Research, Practice, and Principles in the Field of Technology and Aging*, vol. 2, New York, NY, USA: Springer Publishing Company, 2016, p. 335-349.
- [22] A. Lampit, H. Hallock, et M. Valenzuela, « Computerized Cognitive Training in Cognitively Healthy Older Adults: A Systematic Review and Meta-Analysis of Effect Modifiers », *PLoS Med*, vol. 11, n° 11, 2014, doi: 10.1371/journal.pmed.1001756.
- [23] L. Tárraga *et al.*, « A randomised pilot study to assess the efficacy of an interactive, multimedia tool of cognitive stimulation in Alzheimer's disease », *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, vol. 77, n° 10, p. 1116-1121, 2006, doi: 10.1136/jnnp.2005.086074.
- [24] V. Lespinet-Najib, « De la neuropsychologie cognitive à la cognitive : vers une recherche transdisciplinaire », HDR, Bordeaux, Bordeaux, France, 2013.
- [25] N. Vigouroux, B. Boudet, F. Vella, M. Savoldelli, et P. Rumeau, « WELLFAR-E-LINK®: true life lab testing of a homecare communication », *Non-Pharmacological Therapies in Dementia*, vol. 3, n° 2, p. 133-142, 2012.
- [26] P. Rumeau, N. Vigouroux, F. Vella, B. Boudet, et T. Giacobini, « Particularismes de la recherche technologique au profit des personnes présentant une maladie d'Alzheimer ou un syndrome apparenté », in *Workshop Alzheimer, Approche pluridisciplinaire : De la recherche clinique aux avancées technologiques (WS-ALZHEIMER 2013)*, Toulouse, France, janv. 2013, p. 1-10, Consulté le: mars 10, 2021. [En ligne]. Disponible sur: <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-01231738>.
- [27] J. Ancilotto *et al.*, « Recueil et analyse de besoins en matière de services technologiques : entre habitat partagé et Living Lab », Paris, France, mai 2019, Consulté le: mars 10, 2021. [En ligne]. Disponible sur: <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-02161051>.
- [28] Y. Rogers, H. Sharp, et J. Preece, *Interaction design: beyond human-computer interaction*. John Wiley & Sons Hoboken, 2011.
- [29] Q. Chibaudel, V. Lespinet-Najib, et K. Durand, « L'usage d'outils numériques dans les pratiques professionnelles du champ social et médico-social: opportunités ou risques? », *Vie sociale*, n° 4, p. 105-120, 2019.
- [30] A. Garcia, T. Silva da Silva, et M. Selbach Silveira, « Artifacts for agile user-centered design: a systematic mapping », présenté à the 50th Hawaii International Conference on System Sciences, janv. 2017, doi: 10.24251/HICSS.2017.706.
- [31] D. Compagna et F. Kohlbacher, « The limits of participatory technology development: The case of service robots in care facilities for older people », *Technological Forecasting and Social Change*, vol. 93, p. 19-31, 2015, doi: 10.1016/j.techfore.2014.07.012.
- [32] M. Guffroy, N. Vigouroux, C. Kolski, F. Vella, et Ph. Teutsch, « From Human-Centered Design to Disabled User & Ecosystem Centered Design in Case of Assistive Interactive Systems », *International Journal of Sociotechnology and Knowledge Development (IJSKD)*, vol. 9, n° 4, p. 28-42, 2017.
- [33] C. Calmels, C. Mercadier, F. Vella, A. Serpa, P. Truillet, et N. Vigouroux, « The ecosystem's involvement in the appropriation phase of assistive technology: choice and adjustment of interaction techniques », présenté à HCI'2021, 23rd International Conference on Human-Computer Interaction, juill. 2021.
- [34] ISO / IEC, « ISO 13 407 - Human centered design process for interactive systems », ISO, Genève, Suisse, 1999.
- [35] World Medical Association, « World Medical Association Declaration of Helsinki: Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects », *JAMA*, vol. 310, n° 20, p. 2191, 2013, doi: 10.1001/jama.2013.281053.
- [36] ISO / IEC, « Norme ISO 13485 - Dispositifs médicaux management de la qualité ». 2016.

Monitoring of various breathing rate with an accelerometer

Marianne Guesneau¹, Khalil Ben Mansour¹

¹University of Technology of Compiègne, CNRS, Biomechanics and Bioengineering Laboratory, Compiègne, France
Email: khalil.ben-mansour@utc.fr

Abstract - This study evaluates the respiratory rate from the signal of a single-axis accelerometer fixed at the top of the abdomen and for three types of breathing: slow, normal and fast. Different filters are applied and compared to determine the most accurate method to extract this information. The results showed that the use of a third-order low pass Butterworth filter following an initial estimate of the respiratory rate was the most accurate method. This study demonstrates the potential of the accelerometer as a low-cost, non-intrusive method of screening for sleep disorders and patients follow-up.

Keywords: single-axis accelerometer, respiratory rate, breathing monitoring, wearable biomedical sensors, biomedical signal processing

I. INTRODUCTION

Currently, the most common method of sensing the respiratory signal is to measure airflow through the nostrils with a pressure transducer in combination with a spirometer [1], while tracking chest wall movement with a piezoelectric belt. Exhaled carbon dioxide sensors are also used. Although the results are very complete and accurate, these methods are uncomfortable and intrusive. The complete examination to diagnose sleep disorders, called polysomnography, uses these different methods [2] and is usually performed in a hospital setting. It is a one-time examination lasting about 10 hours and is not continuous monitoring. Thus, monitoring the breathing of patients with respiratory disorders, chronic obstructive pulmonary disease or neuromuscular disorders could help to identify whether their condition is stable or not. This monitoring can also prevent sudden infant death syndrome [3]. A new area of interest is therefore the use of motion sensors such as accelerometers fixed on the chest or the abdomen as a discreet, comfortable and inexpensive method.

Morillo et al. [4] extracted the respiratory, cardiac and snoring signal in the supine position with a single-axis accelerometer. The respiratory rate was then estimated by identifying the peak of the power spectrum or by autocorrelation. Hung et al. [5] used a biaxial accelerometer to detect inspirations and expirations and to differentiate several breathing modes: normal breathing, apnea, and deep breathing. The signals from both axes are summed and a bandpass filter

with a variable bandwidth centred on the dominant breathing frequency was applied.

Thus, based on these methods which demonstrate their abilities to monitor low rate breathing mode we aim to study the feasibility of implementing an accelerometry-based portable device as a simple and cost-effective solution for contributing to the monitoring of slow, normal and even fast breathing modes from immobile subjects.

II. METHODS

A. Experimental protocol and participants

Six adult volunteers took part in the study: five women and one man, aged 19, 19, 22, 24, 55 and 56 years old, with no history of cardiopulmonary disease. Informed consent was obtained from each subject.

During the test, the subjects lay in the supine position with their arms at their sides. They were asked to breathe normally, then rapidly and slowly. Normal and slow breathing modes last for 1 minute, and fast breathing lasts for 30 seconds. A minimum of 30 seconds separates the recordings of each breathing mode.

B. Devices

To measure abdominal motion, a miniature inertial measurement system (Gait Up's Physiolog®) was attached to an elastic belt, worn around the subject's abdomen. The raw data recorded with the inertial measurement system was transferred via USB to a computer as a file with the extension ".BIN". The accelerometer signal was sampled at 256Hz. The data were acquired and processed on Matlab (Mathworks, Massachusetts, USA).

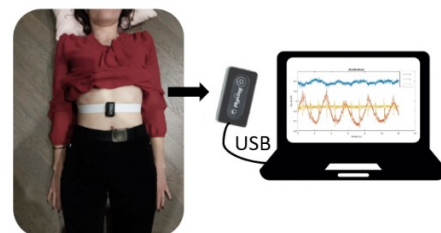


Figure 1. illustration of the measurement protocol

C. Data processing

The filters described below are used and compared to extract the respiratory peaks.

The moving average filter (MA) consists of taking the unweighted average of all 128 consecutive samples of the signal.

Resampling (R) reduces the sampling frequency from 256Hz to 5Hz. For each sub-vector of 51 points, only the average of these 51 values is kept which allows to greatly reduce the size of the acceleration vector, and at the same time to smooth the signal.

A 3rd order Butterworth low-pass filter is implemented. This requires the definition of the cutoff frequency with good accuracy for all breathing modes. A first estimation of the breathing rate must therefore be found. Two solutions have been used for this. The first solution consists of applying successively the moving average filter and the resampling. The respiratory peaks are extracted from this already smoothed signal, which provides a first approximation of the respiratory frequency $f_{MM,R}$. The cutoff frequency f_c is obtained using the following formula :

$$f_c = f_{MM,R} + 0.01 \quad (1)$$

A second solution consists of estimating the spectral density of the raw acceleration. Since the majority of the respiratory frequency is located in the interval [0.1; 1] Hz, the frequency on the spectrum corresponding to the largest amplitude on this interval is the approximation of the respiratory frequency [4]. The cutoff frequency is obtained with :

$$f_c = f_s + 0.1 \quad (2)$$

The margin to the estimated frequency is very small with the first method because additional peaks tend to be counted but almost no breaths are ever missed.

After the application of these methods: *Moving Average filter (MA)*, *Resampling (R)*, *MA and R*, *Spectral density (Spd)*, *Butterworth with Spd*, *Butterworth with MA and R*, the respiratory frequency is calculated via the peaks extracted from the obtained waveform signal.

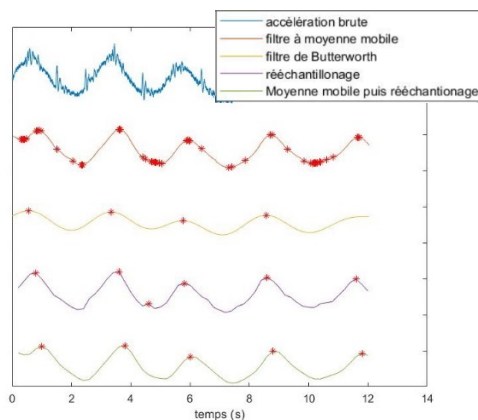


Figure 2. example of raw signal and after denoising with different filters

III. RESULTS

TABLE I. MEAN FREQUENCY AN STANDARD DEVIATION

Breathing frequency	Slow	Normal	Fast
Mean (Hz)	0,12	0,31	0,92
Standard deviation (%)	41,00	15,38	38,77

The error on the respiratory rate after the execution of each filter (Table I) is positive if on average the rate is overestimated (peaks are added) and negative if it is underestimated. The assumed true respiration rate is counted by observation. This solution is certainly not optimal but the detection is generally not ambiguous, so this simple method is quite effective in this case.

TABLE II. AVERAGE ERROR ON RESPIRATION RATE ASSESSMENT

Average error on respiration rate (%)	Breathing mode		
	Slow	Normal	Fast
Moving average filter	112.12	26.05	4.43
Resampling	4.89	0.57	0.00
Moving average filter and Resampling	0.97	0.06	-0.03
Spectral density	0.39	0.14	-0.24
Butterworth with spectral density	0.10	0.00	-0.26
Butterworth with M.A. and R.	0.12	0.00	-0.03

The errors on normal, fast and slow respiratory rate obtained with the moving average filter are much larger than the other methods. The second least accurate method is resampling. However, for fast breathing, this filter is very accurate since no error was made on the 6 values obtained. The 4 other methods allow the assessment of the breathing rate with errors lower et than 1%. The application of the Butterworth filters leads to minimal errors, especially when the cutoff frequency is defined after resampling and moving the average filter.

IV. DISCUSSION

With the moving average filter, the error is important because the irregularities, the peaks due to the background noise, have a smaller amplitude, but they are still present. The calculated frequencies are therefore very high. Resampling is already much more efficient and by combining these two filters (Moving average filter and Resampling), a good approximation of the breathing rate is obtained. The approximation with the amplitude spectrum is never exact (unlike resampling and moving average) because the frequency axis is also sampled. The difficulty with this filter lies in the decision of the frequency interval to study. Indeed, some subjects breathed

slower than 0.1Hz or faster than 1Hz. The approximation of the frequency on the interval [0.1; 1] Hz is then totally skewed. A solution could be to widen the interval, but the risk is then to obtain a maximum amplitude at the heart rate and not at the respiration rate. Finally, Butterworth filters are the most accurate in determining the respiratory rate. However, when the cut-off frequency is deduced from the spectrum approximation, it is not always correct, which in this case leads to a large error in the respiratory rate with the Butterworth filter.

For fast breathing, the error is negative whatever the filter, which means that some respiratory peaks are not detected, whereas, for normal and slow breathing, the error is positive: some signal are detected as respiratory peaks. We also observe that for the slow mode, on average whatever the filter, the error in absolute value is much higher than for the two other modes. The main reason for this is that the background noise is more important in the low frequencies, which leads more easily to errors with non-breathing peaks taken into account. A second reason is that breathing is less fluid when it is slow, it can be composed of small jolts which add extra peaks.

This study is a case study, and the sample size and the age of the subjects (on average 32.5) is not representative of the population concerned by sleep disorders. Indeed, this concerns more the elderly who tend to have a slower breathing and a lower amplitude. The protocol should therefore be tested with elderly people. To deepen the study it will be necessary to increase the sample size, to integrate older subjects and to realize a repeatability study (each subject performs each condition several times).

V. CONCLUSION AND PERSPECTIVES

In this paper, we present six methods to extract the respiratory signal through the movement of the abdomen captured by a single accelerometer axis. Three breathing modes were tested: normal, slow and fast. In all cases, the obtained signal allowed to find the breathing frequency with a good accuracy, when a third-order low-pass Butterworth filter was applied (errors <0.3%). When the filter cutoff frequency was determined with a moving average filter followed by resampling of the signal, the error on the breathing frequency was very small in all cases (errors <1%). However, more work is needed to obtain an adequate cutoff frequency by using the signal amplitude spectrum. Indeed, to take into account the subjects breathing very quickly, or very slowly, the frequency interval analyzed on the spectrum could be widened, provided that the main peak remains at the level of the respiratory signal: the cardiac signal should not distort the measurement. Thus, since the cardiac signal remains visible on the spectrum as on the raw waveform, it could be interesting to try to extract it with the same protocol as the one performed in this study.

The respiratory and cardiac signals could then be extracted with a single measurement performed at the abdomen.

Finally, to further investigate the study, the measurement and processing of the signal could be performed in real-time, by realizing an adaptive low-pass filter whose cut-off frequency would depend on the instantaneous breathing rate. It would also be interesting to refine the parameters of some filters to adapt them to the studied subject by performing an auto-calibration. One could thus vary the number of samples chosen for the moving average, the order of the Butterworth filter or the calculation of the cutoff frequency (more or less important margin compared to the first estimate of the frequency). To perform these more in-depth studies, it would then become necessary to employ another means of measuring breathing, such as a spirometer, to serve as a reference and validate the method. Finally, this case study simply seeks to optimize the signal processing to obtain the breathing rate with a single axis accelerometer. Here, no autonomous system is really proposed to monitor people with sleep disorders. On the other hand, following the protocol obtained here, it would be possible to consider monitoring the breathing of an immobile person (e.g. during a short nap on the back) thanks to a smartphone (they have a triad of accelerometer).

ACKNOWLEDGEMENT

The authors would like to thank all the participants who took the time to be part of our study despite difficult circumstances caused by the COVID.

REFERENCES

- [1] Miller, M. R.. "Chapter 15 - Polysomnography" *Handbook of clinical Neurolog*, 2019 Jan. 1, 160, 381-392
- [2] Rundo J. V, Downey, R. "Assessment of Breathing Parameters Using an Inertial Measurement Unit (IMU)-Based System." *Sensors (Basel)*. 2018 Dec 27;19(1):88.
- [3] Cesareo A, Previtali Y, Biffi E, Aliverti A. "Assessment of Breathing Parameters Using an Inertial Measurement Unit (IMU)-Based System." *Sensors (Basel)*. 2018 Dec 27;19(1):88.
- [4] Morillo, D. S.; Ojeda, J. L. R.; Foix, L. F. C.; Jimenez, A. L. "An Accelerometer-Based Device for Sleep Apnea Screening." *IEEE Trans. Inform. Technol. Biomed.* 2010, 14 (2), 491-499.
- [5] Hung, P. D.; Bonnet, S.; Guillemaud, R.; Castelli, E.; Yen, P. T. N. "Estimation of Respiratory Waveform Using an Accelerometer." *2008 5th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro*; IEEE: Paris, France, 2008; pp 1493-1496.
- [6] Dehkordi, P. K.; Marzencki, M.; Tavakolian, K.; Kaminska, M.; Kaminska, B. "Validation of Respiratory Signal Derived from Suprasternal Notch Acceleration for Sleep Apnea Detection." *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*; IEEE: Boston, MA, 2011; pp 3824-3827
- [7] Yoon, J.-W.; Noh, Y.-S.; Kwon, Y.-S.; Kim, W.-K.; Yoon, H.-R. "Improvement of Dynamic Respiration Monitoring Through Sensor Fusion of Accelerometer and Gyro-Sensor." *Journal of Electrical Engineering and Technology* 2014, 9 (1), 334-343.

La localisation par les objets connectés pour une meilleure autonomie de la personne

Réjane Dalcé¹, Antonio Serpa², Thierry Val³,

Adrien van den Bossche³, Frédéric Vella², Nadine Vigouroux²

¹Institut de Recherche en Informatique de Toulouse, Institut National Universitaire Champollion, France

²Institut de Recherche en Informatique de Toulouse, Université Toulouse 3, France

³Institut de Recherche en Informatique de Toulouse, Université Toulouse 2 Jean Jaurès, France

{Rejane.Dalce, Antonio.Serpa, Thierry.Val, Adrien.van-den-Bossche, Frederic.Vella, Nadine.Vigouroux}@irit.fr

Abstract - La localisation d'objets connectés est un besoin avéré des personnes en situation de handicap (déficience visuelle et cognitive). Les technologies de localisation à moindre coût foisonnent et permettent de disposer d'informations de localisation précises. Dans cet article, nous rapportons le besoin des localisations d'objets dans le champ de l'autonomie des personnes en situation de handicap. Puis nous proposons un panorama des différentes technologies de localisation en proposant des critères pour les différencier. Un modèle et une implémentation de la Description Sémantique de la Position (DSP) d'un objet par une description spatiale (« le pilulier est sur la table dans la cuisine ») est décrit pour laquelle nous détaillons les algorithmes (localisation de la pièce, estimateur de proximité et position relative). Des premiers résultats obtenus à partir avec la plateforme LocURa4IoT présent sur la Maison Intelligente de Blagnac sont rapportés. Deux scénarios prospectifs viennent illustrer l'apport de la DSP dans l'assistance à la localisation d'un pilulier pour deux populations de déficience (visuelle et cognitive).

Keywords : localisation sémantique, objets connectés, localisation indoor, Ultra-Wide Band, assistants à l'autonomie

I. INTRODUCTION

La localisation des objets connectés est un domaine actuellement en pleine effervescence. Alors que jusqu'il y a encore quelques années, la localisation était systématiquement synonyme d'utilisation de la technologie GPS (ou, plus précisément, les technologies GNSS (Global Navigation Satellite System)), de nouvelles technologies sont en pleine démocratisation et se révèlent très complémentaires des historiques systèmes de navigation assistés par satellites : il est aujourd'hui possible de disposer d'une information de position d'un objet à moindre coût et avec des précisions centimétriques, y compris en environnement intérieur. Cet article propose de s'intéresser à ce champ technologique en l'appliquant au domaine de la santé et de l'autonomie des personnes, et de discuter, au travers des travaux, des besoins et des possibilités technologiques, du positionnement de ces technologies dans un futur proche. Nous commencerons par une section sur les besoins de localisation d'objets et de personnes dans le champ des personnes en situation de handicap. Nous dressons ensuite

un panorama rapide des différentes technologies de localisation et de géolocalisation existantes en proposant plusieurs critères pour les différencier. Puis nous adressons la problématique de la Description Sémantique de la Position (DSP) d'un objet par une description spatiale (« le pilulier est sur la table dans la cuisine ») pour laquelle nous détaillons les algorithmes (localisation de la pièce, estimateur de proximité et position relative). Des premiers résultats obtenus à partir avec la plateforme LocURa4IoT présent sur la Maison Intelligente de Blagnac sont rapportés. Deux scénarios prospectifs illustrent l'apport de la DSP dans l'assistance à la localisation d'un pilulier pour deux populations de déficience (visuelle et cognitive).

II. BESOINS ET ETAT DES LIEUX DU GUIDAGE, DE L'IDENTIFICATION ET DE LA LOCALISATION D'OBJETS POUR LES PERSONNES EN SITUATION DE HANDICAP

A. La localisation d'objets : un véritable besoin

La localisation et l'identification des objets est une activité qui peut être difficile et stressante pour les personnes en situation de handicap, mais qui est indispensable dans le maintien de leur autonomie. Nous allons essayer de le montrer pour deux situations de handicap : la déficience visuelle et la déficience cognitive.

Dans le champ de la déficience visuelle, l'enquête auprès de 54 non-voyants de Dramas et al. [1] a montré que la localisation d'objets répond à un besoin chez les personnes atteintes de cécité et qu'elle contribue à l'accroissement de leur autonomie. Cependant cette localisation nécessite que le non-voyant acquière une représentation de l'espace. Ces mêmes auteurs postulent que la localisation continue, à partir d'indices locaux, permet d'avoir une représentation de l'espace pour suivre, atteindre et saisir l'objet recherché.

Dans le champ de la déficience cognitive, [2] et [3] rapportent qu'égarer des objets est un symptôme de la maladie d'Alzheimer. De plus, l'organisation non gouvernementale à but non lucratif Alzheimer Europe [4] insiste sur l'effet de cette perte d'objet dans la relation sociale entre le patient et ses aidants.

Les personnes déficientes visuelles ont besoin d'être guidées à cause du manque de perception des objets dans l'espace. Les

déficients cognitifs ont également besoin d'être guidés à cause de problèmes de concentration/mémorisation/compréhension. Sur la base de ces constats, la Figure 1 représente le besoin de la localisation des objets et de la nécessité d'utiliser cette localisation des objets dans une fonction de suppléance. Celle-ci s'appuiera sur des modalités et des technologies d'interaction appropriées afin de rendre compte de l'espace où se trouve l'objet à localiser. Les technologies de localisation d'objets renseigneront les modules interactionnels sur la position de l'objet. Celle-ci sera exploitée par les systèmes de guidage pour les déficients visuels par exemple ou par les systèmes d'assistance cognitive pour faciliter la réalisation des AVQ (Activités de la Vie Quotidienne) ou des AIVQ (Activités Instrumentées de la Vie Quotidienne) pour les personnes souffrant d'une dégénérescence cognitive.

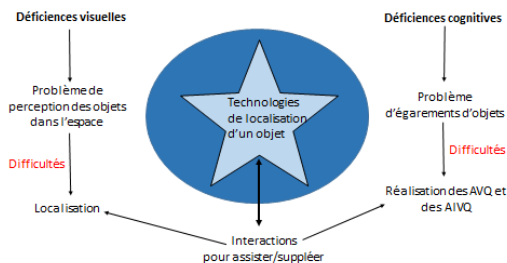


Figure 1 : Le besoin de la localisation d'objets dans le champ de l'autonomie

B. La référence spatiale

Cette localisation d'objet nécessite de définir la référence spatiale. Shelton et Mac Namara [5] définissent « *un cadre de référence spatiale* » comme « un système de relations consistant à localiser les objets, les points de référence et les relations spatiales qui peuvent exister entre ceux-ci ». Il existe deux principaux types de référentiels spatiaux : les référentiels de type égocentré et de type allocentré [6], [7], [8], [9].

Dans le référentiel égocentré, la localisation de l'objet est codée en fonction de la position de l'observateur, que celui-ci soit statique ou en mouvement. Le point de vue dépend de la position et de l'orientation du sujet respectivement définis comme l'origine et l'axe de référence de toute mesure de distance ou d'angle. L'angle formé par l'orientation du sujet (référentiel tête ou référentiel corps) et la direction d'un élément de l'environnement est appelé « gisement » et on l'exprime avec des adverbes spécifiques (droite, gauche, devant, derrière, etc.), en degrés (90 degrés à gauche par exemple) voire, de façon particulièrement intuitive, notamment pour des déficients visuels, en utilisant la métaphore de l'horloge [10]. A l'inverse, le référentiel de type allocentré est lui indépendant du point de vue du sujet. L'information est exprimée en fonction de la position d'un ou de plusieurs objets fixes de l'environnement et ne varie donc pas avec la position de l'observateur (« la mairie est en face de la boulangerie »). Dans ce référentiel, le codage se fait en fonction de plusieurs points de repère distants qui

fournissent un cadre de référence à partir duquel l'objet est localisé en termes de distances et de directions.

C. Nécessité d'une prise en compte de l'utilisateur

Dans le domaine du guidage, de la localisation et de l'identification d'objets pour des personnes ayant une déficience visuelle et/ou avec des troubles cognitifs, un certain nombre de technologies ont déjà été explorées (voir TABLE I.). Cette table recense également les situations d'usages. On notera une prépondérance d'applications de guidage dans le champ de la déficience ou de retour (vocal, vibro-tactile, réalité augmentée). Dans notre cas, nous nous proposons d'aborder cette problématique sous un angle un peu différent. Nous souhaitons proposer une approche plus intuitive du point de vue de l'utilisateur. Notre approche permet, à la fois, la localisation *indoor* en utilisant les techniques d'évaluation de la distance entre objets connectés (*ranging*) par une Description Sémantique de la Position (DSP) des objets connectés (« *vos clés sont près de la cafetière à gauche du réfrigérateur* »), de connaître l'état de chaque objet à tout instant et d'intégrer des informations venant des différents capteurs disponibles dans l'environnement afin de prendre en compte le contexte. Cette approche particulière a pour but de proposer des processus d'interaction (dans le cas de l'autonomie, des assistants technologiques) les plus « intelligibles et efficaces » possibles avec le ou les utilisateurs en fonction de leurs profils et du contexte d'usage. Nous émettons l'hypothèse que, dans certaines situations, une information telle que « l'objet A est entre l'objet B et l'objet C » peut être plus pertinente à interpréter que trois jeux de coordonnées $\{x_A, y_A, z_A\}$, $\{x_B, y_B, z_B\}$, $\{x_C, y_C, z_C\}$ ou que des angles et des distances.

III. LES TECHNOLOGIES DE LOCALISATION ET DE GEOLOCALISATION

- A. Après avoir décrit les besoins de systèmes d'identification, de guidage et de localisation des objets connectés pour des personnes en situation de handicap, cette section dresse un panorama rapide des différentes technologies existantes pour répondre à ces attentes, en commençant par détailler plusieurs critères différenciant ces technologies. *Notions générales et généralement communes aux différentes technologies*

1) Portée, référentiel et repère

Pour définir une technologie de localisation, il convient généralement de spécifier la portée du système de localisation. Dans la littérature, on oppose généralement deux environnements : la localisation *indoor* (intérieur) et la localisation *outdoor* (extérieure). La séparation nette entre ces deux environnements est principalement liée à deux éléments :

TABLE I. TECHNOLOGIES ET USAGES POUR LA LOCALISATION D'OBJETS ET DE PERSONNES

Approche	Technologies utilisées		Exemples d'usages	Références
	Guidage des personnes	Localisation et/ou identification d'objets/Personnes		
Population	Déficients cognitifs	Robot humanoïde	Localisation d'objets (retour vocal)	[12]
		Système d'acquisition optique		
Déficients visuels		Son spatialisé	Localisation d'objets	[13]
		Suivi RFID		
Déficients visuels	Tags radiofréquences		Localisation d'objets	[14]
			Guidage indoor/outdoor	
	Ultrasons/infrarouges		Guidage indoor/outdoor	[15]
			Détection sources de danger	
			Reconnaissance d'objets/de formes	
	Analyse de la scène par vision artificielle		Analyse automatique de texte, Localisation d'objets, Identification des visages, Lecture de codes-barres, QR code etc. Détection sources de danger	[11] [16]
Vision prosthétique		Localisation d'objets/de formes/ de personnes	[17]	
		Reconnaissance d'objets/de formes/ de personnes		
Réalité augmentée vidéo et/ou audio			Guidage indoor/outdoor	[18]
			Localisation d'objets, Détection de sources de danger	
Vibro-tactile			Localisation de cibles	[19][20]
			Guidage indoor/outdoor	
			Détection d'obstacles/sources de danger	

- d'une part, la technologie utilisée pour parvenir à cette localisation, qui n'est pas la même selon que l'élément mobile est placé à l'intérieur ou à l'extérieur de bâtiments,
- d'autre part, le repère ou le référentiel utilisé pour coder la position du mobile. Celui-ci peut être universel et global, ou local, exprimé en coordonnées sphériques, cartésiennes/orthonormées, etc. En extérieur et par souci d'universalité sur l'ensemble du globe terrestre, le repère sera sphérique. Pour une localisation d'intérieur, un repère local, généralement orthonormé – bien que cela puisse dépendre de la forme des bâtiments – sera plus facilement utilisé. Des règles de changement de repères permettent de passer de l'un à l'autre pour imaginer des services de localisation « sans couture ».

2) Références et ancres

Pour permettre la localisation, le système a généralement besoin de points de repères identifiables et dont la position est connue et exprimée dans le référentiel utilisé : on parlera de « références » ou d'« ancres » pour désigner ces points reconnus. De la qualité de leur identification et de leur position

dépendra généralement la précision et la fiabilité de l'ensemble du système de localisation. Comme cela a été précisé dans le précédent chapitre, quand le référentiel est centré sur l'utilisateur du système, le terme *ego-centré* sera utilisé. Cette situation conduit à définir les positions et les distances par rapport à soi (l'objet d'intérêt). Si l'origine du référentiel est indépendante du mobile, la localisation sera dite *allo-centrée* et sera définie dans les coordonnées du repère.

3) Présence ou non d'une infrastructure

Les systèmes de localisation peuvent également être répartis entre des systèmes avec infrastructure et des systèmes sans infrastructure. Dans le premier cas, une infrastructure commune est déployée indépendamment de la présence et de l'activité des nœuds à localiser. C'est par exemple le cas des technologies GNSS : les satellites sont en orbite en tout temps. Les systèmes sans infrastructure se retrouvent généralement au stade de recherche, même si la première variante envisagée pour l'application StopCOVID¹ utilisée en France en 2020 pour une détection de proximité relative.

¹ https://www.lemonde.fr/pixels/article/2020/06/16/1-application-stopcovid-collecte-plus-de-donnees-qu-annonce_6043038_4408996.html

B. Exemples de technologies de localisation

Dans cette section sont présentées les différentes approches (principes, grandeurs observables, technologies) utilisées pour réaliser une localisation d'objets connectés.

Service de navigation global (GNSS) : Service universel, de portée mondiale grâce à une infrastructure de satellites couvrant l'ensemble du globe. L'imprécision augmente en *indoor* (ou devient même inopérante) à cause de la Non Ligne de Vue (présence d'obstacles) des satellites par le mobile lorsque celui-ci est en intérieur. Précision de quelques mètres dans le meilleur des cas, dans une utilisation publique.

Vision : L'utilisation de caméras, associée à des processus de traitement d'image, permet la reconnaissance et la localisation d'objets et de personnes. Pour assurer le fonctionnement la nuit ou pour des zones faiblement éclairées, il est possible d'utiliser des caméras infrarouges (IR). C'est par exemple le cas de caméras 3D IR actives comme la très connue Kinect qui permet de générer une image en 3D de la scène filmée [21]. Ce système de localisation peut manquer de précision dans certaines situations du fait qu'il est sensible à des changements de conditions d'éclairage, à la saillance et/ou à la taille apparente des objets à reconnaître.

Sondes inertielles : Accéléromètres, gyromètre et magnétomètres 3D sont les capteurs utilisés maintenant dans les centrales inertielles IMU (*Inertial Measurement Unit*). Pour les deux premiers, les indications fournies sont liées aux mouvements relatifs. Il est donc nécessaire de les coupler à une position/orientation initiale, ce qui peut être corrigé par l'utilisation d'un magnétomètre si le champ magnétique terrestre est disponible. La précision n'est toutefois pas très grande, et nécessite des traitements algorithmiques potentiellement lourds, notamment pour lutter contre la dérive inhérente aux calculs d'intégrales [22].

Laser/Infrarouge/Ultra-Son : Des solutions issues de la robotique sont potentiellement intéressantes, comme l'utilisation de Lidar (télé-détection par Laser), ou de signaux infrarouge ou ultrasonores. La première solution permet de localiser des objets, pas nécessairement connectés, en 2D ou 3D. Il est également possible d'utiliser de simples capteurs PIR (*Passive InfraRed*) comme ceux employés par les alarmes domotiques pour détecter la variation de température dans une pièce, indicateur de la présence par exemple d'une personne en mouvement [23]. Quelques travaux se basent sur l'utilisation des signaux ultrasons, bien connu des roboticiens [24].

RFID/NFC : L'utilisation d'étiquettes RFID (*Radio Frequency Identification*) - passives ou actives- ou plus récemment de tags NFC (*Near-Field Communication*) est exploitée depuis de nombreuses années pour localiser des objets, principalement en *indoor*. Ce système impose le déploiement de nombreux tags sur les objets ou dans l'environnement qui réagissent au passage d'objets ou de personnes munies d'un lecteur spécifique. La faible portée de ces technologies

radiofréquence impose d'avoir un maillage très fin, ce qui nécessite de disposer de nombreux tags répartis dans l'environnement. Ces contraintes rendent cette technologie complexe à mettre en œuvre et peu précise.

Force du signal radio (RSSI, *Received Signal Strength Indication*) : Le système le plus connu, disponible sur la quasi-totalité des récepteurs radio est basé sur l'évaluation de la puissance du signal radio en réception. On en déduit alors la distance entre émetteur et récepteur si on connaît la puissance d'émission et une loi d'affaiblissement de l'onde. Ce système est peu précis car perturbé par les conditions de propagation entre les émetteurs et récepteurs, en particulier en *indoor* avec les murs et obstacles à franchir induisant une non ligne de vue [25], [26].

Temps de vol radio (ToF, *Time-of-Flight*) : Mesurer le temps pris par un message radio entre son instant d'émission et son instant de réception est la solution la plus précise pour évaluer une distance entre émetteur et récepteur. Pour la localisation *indoor*, UWB (*Ultra-Wide Band*) permet une précision centimétrique, en particulier en ligne de vue directe (LOS). Le ToF offre une fonction mesure de distance (*ranging*) qui peut alors alimenter, si on le désire, une localisation dans un repère des algorithmes de trilatération ou d'autres plus évolués [27].

Angle d'arrivée (AoA, *Angle of Arrival*) : Ce système de goniométrie remonte à la seconde guerre mondiale pour évaluer l'angle d'arrivée de signaux radio en extérieur. Il est également utilisé par les opérateurs mobiles pour trianguler des signaux GSM, lors, par exemple, de recherche de personnes après une avalanche [28]. Pour des cas d'usage en intérieur, le problème est plus complexe car il n'est plus possible d'utiliser des grandes antennes, ou des antennes tournantes. Les dernières évolutions de Bluetooth à partir de la v5.1 visent à proposer un contrôle de l'angle de départ (AoD) et d'évaluation de l'AoA en donnant accès aux paramètres radio IQ [29]. L'entreprise Qorvo, leader mondiale de l'UWB, travaille également à l'AoA avec ces derniers *tranceivers* radio UWB [30]. Ces nouveaux *tranceivers* UWB sont sans doute les plus avancés car ils combinent à la fois la mesure de distance par ToF et la mesure d'angle d'arrivée (AoA), ce qui permet à un seul récepteur UWB DW3000 positionné et orienté, de connaître la localisation absolue d'un émetteur radio UWB, typiquement dans une pièce. La précision de la mesure d'angle est de l'ordre de 10 degrés.

La TABLE II. rappelle les éléments saillants de ces différentes technologies. Par la suite, c'est la technologie UWB que nous avons choisi de retenir, pour la précision atteignable d'une part, mais aussi pour les nombreuses possibilités offertes (ToF pour la mesure de distance, - implémentée, et AoA pour les directions d'arrivée - perspective) permettant d'ouvrir des perspectives d'approches tant allocentrées qu'égoctrées.

TABLE II. PRINCIPALES TECHNOLOGIES DE LOCALISATION

Nom	Caractéristiques	Environ.	Infra.	Précision
GNSS	universel/global, repère sphérique (latitude, longitude, altitude)	outdoor	satellites	métrique
Vision	Caméras	indoor	caméra	faible
Inertiels	Accéléromètres, gyromètres 3D	indoor	rien	relative
Laser	Lidar, lasers	outdoor	caméras	moyenne
RFID/NFC	Détection de proximité	indoor	lecteurs	faible
RSSI	Mesure de distance	indoor	balises	métrique
ToF	Mesure de distance entre 2 nœuds E et R	indoor	balises	centimétrique
AoA	Détection angle réception	indoor	balises	10 degrés

C. Sortie du système de localisation et de son utilisation

Les systèmes de localisation produisent des sorties fort variées : coordonnées GNSS, distances, positions dans le repère orthonormé local, etc. Ces informations ne sont généralement pas directement utilisables par l'utilisateur, qui a besoin d'une technologie complémentaire comme une carte ou un interpréteur. **Il est également nécessaire de positionner le problème de la confidentialité des données relatives à la localisation directe de la personne, ou indirecte, via la position des objets connectés utilisés ; en effet, une localisation des objets utilisés permet de remonter à la position de la personne. A ce titre, comme dans tous les travaux mettant en œuvre des objets connectés, la question est légitime et l'utilisateur doit pouvoir disposer d'une information transparente quant au stockage et à l'utilisation des données produites, et d'un droit de rétractation.**

IV. UNE SOLUTION: LE PROJET IDEALI1-DSP

En réponse aux attentes exprimées et décrites en début d'article et aux besoins d'adaptation des informations produites par les systèmes de localisation aux utilisateurs, une démarche reposant sur l'une des technologies de localisation présentée (UWB ToF) a été initiée en vue de faciliter l'utilisation de la localisation d'un objet connecté utilisé dans la vie de tous les jours. C'est ainsi que le projet IDEALI « *Identification Assistée par la Localisation dans l'habitat Intelligent* » a été initié. Dans une première phase, un système de localisation a été imaginé, conçu et développé et sa sortie adaptée à un utilisateur en situation de handicap pré-décrite plus haut (déficience visuelle ou déficience cognitive) pour l'aider à retrouver un objet égaré. A terme, les travaux menés permettront de conceptualiser des systèmes interactifs et d'assistance plus naturels et adaptés aux capacités et aux activités des utilisateurs. La première phase du projet décrite dans cet article adresse la problématique de la *Description Sémantique de la Position* (DSP), pour permettre de meilleures assimilations compréhensions de l'information de

localisation par l'utilisateur. Dans des situations d'AAL (*Active Assisted Living*), cette DSP sera nettement plus facile à interpréter qu'un triplet de coordonnées. Dans ce chapitre, nous présenterons l'architecture de la solution IDEALI1-DSP, ses composants ainsi qu'une illustration de résultats obtenus.

A. Architecture proposée

L'objectif ici est de produire automatiquement une DSP à destination d'utilisateurs (clients) par un ou plusieurs algorithmes qui seront décrits plus bas. Ces algorithmes reposent sur des jeux d'entrée pour être alimentés. Un jeu d'entrée est constitué de données de *ranging* (distances) obtenus par temps de vol radio UWB, mais également de données

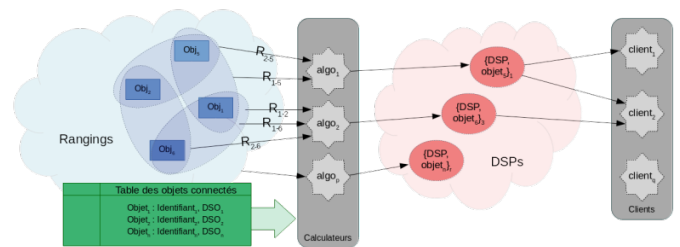


Figure 2. Architecture du système

sémantiques associées à des objets connectés impliqués dans le processus de *ranging*. On parlera ici de *Description Sémantique de l'Objet* (DSO). Nous faisons l'hypothèse que chaque objet connu de l'environnement est associé à une DSO qui est mémorisée par le système dans une table. En première approche, nous avons considéré que tout objet connecté peut initier un processus de *ranging* avec n'importe quel autre objet connecté de l'environnement. Ces données de *ranging* sont alors diffusées sur un bus logiciel (MQTT², *Message Queuing Telemetry Transport*) pour une mise à disposition de ces données aux différents algorithmes, qui, à partir de ces données d'entrée, sont les générateurs de DSP. La Figure 2 illustre l'architecture du système envisagé.

Pour chaque objet de l'environnement, les différents algorithmes produisent un fragment de DSP à partir des mesures de distance et des DSO des objets impliqués dans la mesure. En effet, pour décrire la position spatiale d'un objet, l'humain fait naturellement appel à plusieurs niveaux d'indication de localisation : par exemple, pour indiquer où se trouve son téléphone, une personne pourrait dire « *Il devrait se trouver dans le séjour, sur la table* », indiquant donc la pièce puis une zone précise de la pièce. Cette description spatiale ne fait pas l'objet de cet article. Elle pose toutefois les questions « par quel objet d'une scène la description devra-t-elle être enclenchée ? Quel est ensuite l'élément qu'il s'agira de positionner par rapport au premier, et ainsi de suite ? » [31]. Dans la suite, nous

² <https://mqtt.org/>

présenterons les premiers micro-algorithmes déployés pour reconstituer ces informations.

B. Micro-algorithmes proposés

Plusieurs micro-algorithmes ont été proposés. Parmi eux, nous avons choisi de présenter ceux permettant de fournir des indications similaires à celles d'un humain : « Détermination de la pièce », « Estimateur de proximité » et « Matrice d'alignement et position relative ». On notera ici qu'en l'absence de localisation de l'utilisateur et d'information sur son orientation, le système ne peut fournir que des informations de type allouées.

1) Détermination de la pièce

L'algorithme de détermination de la pièce s'appuie sur une observation des voisins (au sens radio, objets connectés dans la zone de portée) les plus proches. Connaissant la pièce d'installation de ces voisins dans la DSO, un vote majoritaire est réalisé. Si une majorité ressort, le mobile est associé à la pièce des voisins majoritaires.

2) Estimateur de proximité

L'Estimateur de proximité considère des objets fixes A_j connaissant leur position/facilement repérables et des objets à localiser X_i , potentiellement mobiles dans l'environnement. La mesure de distance entre X_i et A_j permet de fournir une information de proximité. Une première approche consiste à déterminer des seuils à partir desquels, la formulation change: "très près de", "près de", "aux alentours de" pourraient être utilisés par exemple pour exprimer différents niveaux de proximité. La TABLE III. indique une première proposition de mapping.

TABLE III. EXPRESSION DE LA PROXIMITÉ EN FONCTION DU RANGING

Distance (mètres)	Expression de la proximité
$D < 0,3$	« Très près »
$0,3 < D < 0,6$	« Près »
$0,6 < D < 1,2$	« Aux alentours »

3) Position relative

L'algorithme « Matrice d'alignement et position relative » indique l'existence d'un alignement grossier entre trois objets. Sa sortie est donc du type « l'objet X_i se trouve entre A_j et A_k ». Pour résoudre le problème, l'approche proposée est une matrice d'alignement gérée par X_i de manière autonome. Les lignes et les colonnes représentent les A_j voisins radio de X_i . Chaque cellule m_{lc} de la matrice correspond à la valeur absolue de la différence entre la distance séparant A_l et A_c et la somme des distances mesurées entre X_i et ces mêmes ancres. X_i sera considéré comme aligné avec deux ancres A_l et A_c si $m_{lc} < s$, s étant une valeur de seuil correspondant à une portion de la

distance entre A_l et A_c . Dans la constitution de la DSP de X_i , l'existence d'un minimum m_{np} avec n différent de p inférieur à s générera l'expression « X_i se trouve entre A_n et A_p ».

C. Combinaison des données pour les clients / Construction de la DSP résultante

Pour un objet donné, les différents algorithmes fournissent chacun un fragment de DSP, DSP_i , en fonction de leur spécification. Ces fragments doivent donc être assemblés pour produire une DSP finale. Dans une première version, nous avons proposé un modèle simple où toutes informations sont utilisées et une chaîne de caractère composée de chaque DSP_i en sortie de l'algorithme i séparée par une virgule. Compte tenu des trois algorithmes décrits, un exemple de sortie combinée serait : « [l'objet se trouve] dans la cuisine (1), près de l'évier (2), entre la cafetière et l'évier (3) ». L'information (1) est donnée par l'algorithme de détermination de la pièce, (2) par l'Estimateur de proximité et (3), par la Position relative.

Un premier prototype a été implémenté en utilisant le plateau 2 de la plateforme LocURa4IoT [32] présent sur la Maison Intelligente de Blagnac [33]. Sur ce plateau, une dizaine d'objets connectés UWB sont déployés dans un référentiel local alloué. Les deux premiers algorithmes décrits ont été implémentés, ainsi que le combineur de données, constructeur de la DSP résultante. Un objet mobile, attaché à un trousseau de clé, a été « égaré » à de multiples positions, et recherché par le système. La sortie combinée du système IDEALI1-DSP a été observée. Plusieurs exemples sont donnés dans la TABLE IV.

TABLE IV. RESULTATS OBTENUS

Position	Sortie combinée IDEALI1-DSP
A quelques cm de la télévision	« Dans le salon, près de la télévision »
A quelques dizaines de cm de la télévision	« Dans le salon, aux alentours de la télévision »
Sur le canapé, loin de tout objet ancre	« Dans le salon »
Sur le plan de travail de la cuisine	« Dans la cuisine, près de l'évier »

Une vidéo de vulgarisation [34] illustre ces différentes positions et quelques autres, avec une illustration du contexte.

V. PROPOSITION DE SCENARIOS

Nous présentons deux scénarios concernant la localisation d'un pilulier dans une maison connectée pour une personne atteinte de déficience visuelle et une personne atteinte de déficience cognitive. Il s'agit de scénarios prospectifs qui n'ont pas été implémentés dans le projet IDEALI1-DSP présenté plus haut.

Les objets domestiques de la maison sont dotés de nœuds réseaux UWB tels que ceux utilisés dans le projet. Ces objets connectés sont la cafetière, l'évier de la cuisine et le pilulier. Ce dernier objet dispose d'une LED rouge clignotante pour

accentuer visuellement sa position ainsi que la possibilité d'émettre un signal sonore.

La maison dispose d'une synthèse vocale, d'un système de reconnaissance vocale et du système de Description Sémantique de la Position décrit ci-dessus qui permet capable de savoir où se trouvent les objets connectés. Dans les deux situations, le pilulier a été préparé et posé sur la table de la cuisine par l'infirmier. Une femme de ménage en rangeant la cuisine, par inadvertance, lui a mis son pilulier à côté de la machine à café qui se trouve à côté de l'évier, sans le lui dire.

A. Déficience visuelle

La personne avec une déficience visuelle se nomme Monsieur Y.

La maison, grâce à un agenda vocal, lui signale qu'il doit prendre son médicament pour sa tension. Monsieur Y, comme tous les jours, va à la cuisine chercher son pilulier sur sa table de cuisine.

Monsieur Y ne le trouve pas à sa place habituelle. Monsieur Y demande oralement alors à la maison de lui situer le pilulier.

La maison grâce au système de localisation sémantique localise le pilulier par rapport à d'autres objets connectés se trouvant dans la maison.

La maison lui répond : « Votre pilulier se trouve entre la cafetière et l'évier de la cuisine »

Monsieur Y répond : « Est-ce que mon pilulier est plus proche de la cafetière ou de l'évier ? »

La maison au moyen d'un système d'interaction vocale intégrant des descriptions spatiales grâce aux informations apportées par le DSP lui répond : « Votre pilulier se trouve à côté de la cafetière à droite de celle-ci ».

Monsieur Y remercie la maison de lui avoir trouvé son pilulier. Il peut prendre son médicament tranquillement.

Ce scénario permet d'illustrer le concept de DSP dans un cas concret. On y voit également la composition de plusieurs DSP et le rôle important du système d'interaction qui utilise les données sémantiques de la DSP. Il est intéressant de noter que la DSP « *Votre pilulier se trouve à côté de la cafetière à droite de celle-ci* » appelle une localisation egocentrée ; on est donc dans le cas d'un service de localisation hybride mélangeant allo-centrée et egocentrée.

B. Déficience cognitive

Madame X est atteinte d'Alzheimer et a du mal à trouver son pilulier.

La maison, grâce à un agenda vocal, lui signale qu'il doit prendre son médicament pour sa tension.

Sachant que Madame X ne retient jamais où se trouve le pilulier pour sa prise médicamenteuse.

Madame X demande oralement à la maison : « Où se trouve mon pilulier ? »

La maison au moyen d'un système d'interaction vocale intégrant des descriptions spatiales grâce aux informations apportées par le DSP lui répond : « Votre pilulier se trouve à côté de la cafetière à droite de celle-ci ».

Madame X se déplace vers la cuisine mais elle ne se rappelle plus à quoi ressemble son pilulier.

La maison active alors une LED rouge qui clignote sur le pilulier et dit à Madame X : « Votre pilulier, qui se situe à côté de la cafetière, a une lumière rouge qui clignote avec un petit bip ».

Madame X se tourne et visualise son pilulier pour prendre son médicament.

Ce scénario permet d'illustrer le concept de DSP sur un second cas d'usage, toujours dans un contexte interactif. Ici, la localisation est uniquement allo-centrée. Cependant, le service d'aide fait appel à d'autres mécanismes que la seule localisation des objets connectés : l'utilisateur est ici sollicité par des événements multimédias perceptifs et intelligibles par la personne déficiente cognitive (clignotement de la LED et/ou bip sonore). L'interaction ne situera pas à une seule description spatiale de la localisation de l'objet mais à la mise en place d'indices d'attention pour participer à la construction du service de localisation.

VI. CONCLUSION AND PERSPECTIVES

Dans cet article, nous avons développé l'utilisation des services de localisation des objets connectés dans le contexte de la santé et de l'autonomie des personnes. Nous avons rapporté les demandes de la communauté des personnes en situation de handicap, pour deux cas concrets de la déficience visuelle et la déficience cognitive. Plusieurs utilisations d'applications de guidage et de localisation d'objets ont été présentées. Dans la suite, un panorama des techniques et technologies de localisation utilisant les objets connectés, a été présenté ; au-delà des technologies, des concepts fondamentaux permettant de structurer et différencier les technologies ont été posés : portée, référentiel, nécessité ou non d'infrastructure et sorties de localisation. Un exemple de système de localisation adapté à l'assistance pour l'autonomie de la personne a ensuite été présenté, dans sa structure et jusqu'aux premiers résultats obtenus. Deux scénarios prospectifs ont enfin été décrits pour illustrer les différents concepts abordés dans le papier ainsi que les perspectives de concevoir des systèmes interactifs coopératifs pour assister la personne en situation de handicap.

Les perspectives de ce travail sont nombreuses et demanderons de poursuivre notre projet avec une démarche transdisciplinaire. D'abord, il est intéressant de constater qu'au-delà du projet présenté et des résultats obtenus, la localisation des objets connectés étend le champ des possibles ; de nouvelles applications innovantes sont possibles, permettant d'améliorer la vie quotidienne des utilisateurs, en situation de handicap ou non. Plus précisément sur le projet présenté, la proposition de nouveaux algorithmes est en cours pour proposer d'autres types de DSP. Nous avons également relevé, dans l'article, que l'activation de mécanismes de localisation égo-centrés n'est possible qu'en précisant la localisation et l'orientation de l'utilisateur par rapport aux objets de son environnement. L'apport des techniques par angle d'arrivée (AoA) seront déterminantes dans le futur pour améliorer ce point. Dans le champ des aides techniques d'assistance, il sera notamment intéressant de concevoir des descriptions spatiales adaptées de localisation d'entités à partir des données des DSP. La question

de l'adaptation de l'aide au contexte est également une autre perspective. Toutes les applications devront être soumises à des expérimentations pour en mesurer l'utilisabilité et l'acceptabilité.

ACKNOWLEDGMENT

Cette étude a reçu le soutien du département INS2I du CNRS en 2019.

REFERENCES

- [1] F. Dramas, S. Thorpe, C. Jouffrais. "Localisation d'objets pour les non-voyants par analyse d'image : analyse du besoin et prototypage », *Conférence Internationale sur l'accessibilité et les systèmes de suppléance aux personnes en situations de handicaps (ASSISTH 2007)*, Toulouse, France, Cépaduès, pp. 109-116, novembre 2007
- [2] L. Hamilton, S. Fay, K. Rockwood. "Misplacing objects in mild to moderate Alzheimer's disease: a descriptive analysis from the VISTA clinical trial", *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, vol. 80, no.9 p.960—5, 2009.
- [3] B. Boudet, T. Giacobinia., I. Ferrané, C. Fortin, C. Mollaret, F. Lerasle, P. Rumeau, « Quels sont les objets égarés à domicile par les personnes âgées fragiles ? Une étude pilote sur 60 personnes », *NPG Neurologie - Psychiatrie - Gériatrie* vol.14, pp.38—42, 2014.
- [4] <http://www.alzheimer-europe.org/EN/Living-with-dementia/Caring-for-someone-with-dementia/Changes-in-behaviour/Hiding-losing-objects-and-making-false-accusations#fragment>
- [5] A. Shelton, T. MacNamara, "Systems of Spatial Reference in Human Memory", *Cognitive Psychology*, vol. 43, pp.274-310, 2001
- [6] R. Klatzky, "Allocentric and egocentric spatial representations: Definitions, distinctions, and interconnections", In C. Freksa, & C. Habel, (Eds.) *Wender, Spatial cognition - An interdisciplinary approach to representation and processing of spatial knowledge*, Berlin: Springer-verlag, pp. 1-17, 1998
- [7] W. Mou, T. McNamara, « Intrinsic Frames of Reference in Spatial Memory », *Journal of experimental psychology: Learning, Memory and cognition*, vol. 28, pp.162-170, 2002
- [8] S. Feigenbaum, R. Morris, "Allocentric versus egocentric spatial memory after unilateral temporal lobectomy in humans", *Neuropsychology*, vol. 18, pp.462-472, 2004
- [9] E. Coluccia, I. Mammarella, C. Cornoldi, "Centred egocentric, decentred egocentric, and allocentric spatial representations in the peripersonal space of congenital total blindness", *Perception*, vol. 38, pp.679-693, 2009
- [10] M. Simonnet, S. Vieilledent, J. Tisseau, « Note théorique : Influences des activités du sujet et des caractéristiques environnementales sur la nature de l'encodage spatial », *Année Psychologique*, Centre Henri Pieron/Armand Colin, vol. 113 no.2, pp.227 – 254, 2013
- [11] A. Brillhault, « Vision artificielle pour les non-voyants : une approche bio-inspirée pour la reconnaissance de formes ». *Intelligence artificielle [cs.AI]*, Université Toulouse III Paul Sabatier, Français. tel-01127709, 2014
- [12] P. Rumeau, B. Boudet, C. Mollaret, I. Ferrané, F. Lerasle, « Etude de l'IHR sur deux groupes de personnes âgées », *28ième conférence francophone sur l'Interaction Homme-Machine*, Fribourg, Suisse, pp.13-15, Oct 2016
- [13] P. Lopes, M. Pino, G. Carletti, S. Hamidi, S. Legué, H. Kerhervé, S. Benveniste, G. AndÅo@l, P. Bonsom, S. Reingewirtz, A.-S. Rigaud, "Co-Conception Process of an Innovative Assistive Device to Track and Find Misplaced Everyday Objects for Older Adults with Cognitive Impairment: The TROUVE Project", *IRBM*, vol.3, no.2, pp.52-57, 2016, ISSN 1959-0318, <https://doi.org/10.1016/j.irbm.2016.02.004>.
- [14] K. Müller, S. Das, "REANA : An RFID-Enabled Environment-Aware Navigation System for the Visually Impaired", 2010
- [15] L.A. Guerrero, F. Vasquez, S.F. Ochoa, "An Indoor Navigation System for the Visually Impaired" *Sensors*, vol. 12, no.6, pp.8236-8258, 2012 <https://doi.org/10.3390/s120608236>
- [16] F. Dramas, S. Thorpe, C. Jouffrais, "Artificial vision for the blind: a bio-inspired algorithm for objects and obstacles detection". *International Journal of Image and Graphics*, vol. 10, no.04, pp. 531-544, 2010
- [17] M. Macé, G. Denis, C. Jouffrais, "Simulated prosthetic vision: The benefits from computer based object recognition and localization" *Artificial Organs*, vol. 39, no.7, pp. E102-E113, 2015 ISSN 0160-564X
- [18] F. Dramas, B. Oriola, B. Katz, S. Thorpe, C. Jouffrais, "Designing an assistive device for the blind based on object localization and augmented auditory reality", *the 10th international ACM SIGACCESS conference*, Halifax, France, Oct 2008
- [19] D. Appert, D. Camors, J.B. Durand, C. Jouffrais, « Assistance tactile à la localisation de cibles périphériques pour des personnes à vision tubulaire », *IHM 2015 27ème Conférence Francophone sur l'interaction Homme-Machine*, Toulouse, France, pp.1-10, Oct 2015
- [20] Brock, S. Kammoun, M. Macé, C. Jouffrais, "Using wrist vibrations to guide hand movement and whole body navigation", *i-com Zeitschrift für interaktive und kooperative Medien*, vol. 13, no.3, pp.19-28, 2014 ISSN 1618-162X
- [21] M. Asma Ben Hadj, T. Val, L. Andrieux, A. Kachouri, « A Help for Assisting People based on a Depth Cameras System Dedicated to Elderly and Dependent People », *Journal of Biomedical Engineering and Medical Imaging*, Scholar Publishing, vol. 1, no.6, December 2014
- [22] <https://www.challenge-malin.fr/>
- [23] F. Bettahar, W. Bourennane, Y. Charlon, E. Campo, « HOMECARE: une plateforme technique de surveillance pour le suivi actimétrique de patients Alzheimer », *Workshop – Alzheimer, Approche pluridisciplinaire, De la recherche clinique aux avancées technologiques*, Jan 2013
- [24] A. Marco, R. Casas, J. Falco, H. Gracia, J.I. Artigas, A. Roy, « Location-based services for elderly and disabled people », *Elsevier Comuter communications*, Janv 2008
- [25] R. Dalce, "Méthodes de localisation par le signal de communication dans les réseaux de capteurs sans fil en intérieur", thèse de doctorat, université de Toulouse, 2013
- [26] P. Barsocchi, F. Furfari, P. Nepa, « RSSI localisation with sensors placed on the user », *Indoor Positioning and Indoor Navigation (IPIN)*, october 2010
- [27] F. Despau, A. Van Den Bossche, K. Jaffres-Runser, T. VAL, "N-TWR: An Accurate Time-of-flight-based N-ary Ranging Protocol for Ultra-Wide Band", *Ad Hoc Networks Journal*, Elsevier, juin 2018
- [28] Thèse Géolocalisation d'émetteurs en une étape : Algorithmes et performances, Cyrile Delestre, fev 2016, <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01280408/document>
- [29] plateforme Bluetooth 5.1, Digi-Key. <https://www.digikey.fr/fr/articles/use-bluetooth-5-1-enabled-platforms-part-1>
- [30] composants radio UWB AoA. <https://www.qorvo.com>
- [31] D. Michel, « Descriptions spatiales », *Petit traité de l'espace. Un parcours pluridisciplinaire, sous la direction de Denis Michel*. Wavre, Mardaga, « PSY-Théories, débats, synthèses », pp.173-198, 2016 URL : <https://www.cairn.info/petit-traite-de-l-espace--9782804703226-page-173.htm>
- [32] A. Van Den Bossche, R. Dalce, N. Gonzales, T. Val, "LocURa: A New Localisation and UWB-Based Ranging Testbed for the Internet of Things", *IEEE International Conference on Indoor Positioning and Indoor Navigation (IPIN 2018)*, Nantes, France, sept 2018
- [33] <http://mi.iut-blagnac.fr/?lang=fr>
- [34] <https://www.irit.fr/~Adrien.Van-Den-Bossche/media/ideali1-demo.mp4>

Application de l'analyse de risques à la révision d'une méthode multidisciplinaire intégrée d'expression des besoins

P. Rumeau¹, E. Bougeois², A. van den Bossche³, D. Brulin⁴, E. Campo⁴, A. Serpa⁵, T. Val³, F. Vella⁵, N. Vigouroux⁵

¹Laboratoire de Gérontechnologie La Grave, CHU de Toulouse / CERPOP, Place Lange, 31059 Toulouse

²LERASS axe santé, 115D route de Narbonne, 31077 Toulouse

³IRIT, CNRS, UT2J, équipe RMESS, 5 Allée Antonio Machado, 31058 Toulouse

⁴LAAS-CNRS, UT2J, 7, avenue du Colonel Roche, 31031 Toulouse

⁵IRIT, CNRS, UPS, équipe ELIPSE, 118 Route de Narbonne, 31062 Toulouse

rumeau.p@chu-toulouse.fr

Abstract - Basée sur la modélisation des processus, l'analyse et la gestion des risques a prouvé son efficacité sur les processus industriels complexes. Nous l'appliquons au développement d'une méthode d'expression des besoins décrits en termes de services au sein d'une population de personnes âgées cohabitant en maison partagée. Nous décrivons deux expérimentations au cours desquelles nous avons déployé la méthode, sa mise en œuvre, le processus multidisciplinaire conduisant à la table d'analyse des risques, les résultats obtenus : description des risques, fréquences observées, matrice d'acceptation des risques, risques retenus et mesures de réduction. Nous discutons, ces apports pour identifier des évolutions de la méthode, son caractère novateur et ses avantages pour discuter les biais dans les résultats. Notre expérience confirme l'intérêt de l'analyse de risque comme cadre du développement d'une méthode multidisciplinaire en living lab pour la santé et l'autonomie.

Keywords: analyse des besoins, habitat partagé, méthode, analyse et gestion des risques.

I. INTRODUCTION

L'objet de ce travail est le recueil et l'évaluation des besoins technologiques, ou de l'absence de besoins, de personnes âgées, fragiles selon le concept de Fried [1], présentant des pathologies chroniques d'un point de vue médical, vivant dans un habitat partagé. Le choix de cette population comme sujet d'étude prend en compte deux constats : 1/ la population âgée fragile fait l'objet de préjugés sur sa capacité à s'adapter aux nouvelles technologies en particulier numériques, 2/ cette population est le modèle du concept de « technopénie » [2] : prise en compte insuffisante de certaines populations dans la numération de services aboutissant à une barrière d'accès (« illettrisme » informatique ou fracture numérique, accès géographique à la bande passante, limites financières, déficiences physiques ou mentales négligées). Cette population soulève des problèmes méthodologiques particuliers de par ses

caractéristiques : handicap gérontologique avec difficultés de communication, préjugés de la population générale et biais d'autocensure sur les technologies.

Nous nous basons sur la théorie des systèmes pour définir notre méthode : la réalité est définie comme un modèle de la vérité permettant de prédire la survenue d'événements. Le croisement des différents points de vue et corpus de connaissance de chercheurs appartenant à des disciplines différentes (informatique, électronique, réseaux, interaction homme machine, science de la communication, sociologie, gérontologie médicale) a pour but d'améliorer le caractère prédictif de notre modèle. Il est pratiqué dès la phase de conception de l'étude, lors de la phase expérimentale mais également dans l'analyse de la mise en œuvre de la méthode à l'issue de la phase expérimentale. Ce cadre conceptuel nous amène à utiliser une approche pluridisciplinaire coopérative par opposition à une approche de séquençage des tâches par discipline. Cette méthode ne peut donc pas répondre aux canons méthodologiques « main stream » de chaque discipline prise indépendamment. D'où une importance cruciale du contrôle de biais par la gestion des risques et l'intégration à celle-ci des observations expérimentales et retours spontanés des participants (chercheurs mais aussi résidents volontaires, employés de la maison partagée et responsables de l'association gestionnaire des habitats). Nous présentons ici la méthode que nous avons construite empiriquement au fil du temps et par concertation entre les chercheurs, et nous décrivons la démarche d'analyse de risques.

II. MATERIEL ET METHODE

A. Description du cas d'application

Nous décrivons ici une méthode d'expression des besoins, sur le lieu de vie d'une population âgée, orientée vers les besoins en services pouvant être apportés par des outils technologiques.

Le cas d'application est l'expression des besoins de résidents dans un habitat partagé géré par l'association Ages Sans Frontières (ASF) sur le site de Brens dans le Tarn.

Deux personnels d'ASF ayant une formation de recherche en sciences humaines et sociales ainsi qu'une compétence en gérontologie ont été associés à l'étude. L'analyse de risques prend également en compte une première expérimentation réalisée sur le site de Montredon dans le Tarn en ce qui concerne la fréquence de survenue des risques et d'éventuels risques avérés [3].

L'expérimentation a comporté un questionnaire décrivant les personnes succinctement (du point de vue socio-éducatif, des moyens, de l'entourage relationnel, de leur perception de leur santé et de leur handicap), leur pratique des technologies de communication ou de confort au domicile et leurs attentes à ce sujet ainsi que les grilles ADL [4] et IADL [5], réalisé par le personnel d'ASF au sein des domiciles des futurs résidents de la maison partagée. En amont de l'expérimentation, un accord préalable a été demandé individuellement aux résidents sur la visite au sein de la maison partagée de chercheurs s'intéressant aux besoins en technologies avec, dans un deuxième temps, la possibilité de venir découvrir des dispositifs technologiques en laboratoire (Maison Intelligente de Blagnac, MIB [6]). Après accord de principe des résidents, un groupe de chercheurs s'est déplacé sur la maison partagée de Brens : 5 chercheurs étaient présents avec un accompagnant, 12 résidents étaient présents sur site avec 3 personnes d'ASF (les deux employées de la maison partagée et une responsable de l'association, deux autres responsables ont été présents seulement pour le repas), 1 résidente n'a pas souhaité participer.

La visite a débuté à 9h. Les activités ont commencé par la présentation de l'étude par un chercheur gérontologue, le recueil des consentements formalisés à la participation à l'étude et aux conditions de cession du droit à l'image (focus groups et brainstorming filmés). La matinée s'est poursuivie par des entretiens individuels réalisés par deux chercheuses en sciences humaines et sociales (communication et sociologie) dans la partie privative du résident. Ces entretiens reprenaient les thèmes évoqués avant leur entrée à la maison partagée augmentés de questions ouvertes sur leur activité personnelle et leur vie relationnelle depuis l'entrée ainsi qu'une ouverture sur des souhaits d'amélioration (sans orientation particulière sur les technologies). Durant ces entretiens, les autres résidents ou celle n'ayant pas souhaité participer ont pu vaquer à leurs occupations avec la consigne de ne pas évoquer l'étude ou les entretiens. A l'issue des entretiens, un repas offert par ASF a été pris en commun. En début d'après-midi, s'est déroulée la suite des entretiens individuels, un goûter, puis les focus groups non directifs (animation par le gérontologue et prise de notes par une chercheuse en Interaction Homme Machine (IHM) et brainstorming (animation par une chercheuse et un chercheur en IHM) en deux groupes. La visite s'est terminée vers 17h. Après une période d'une semaine, où les participants n'avaient pas de consigne particulière concernant leurs

échanges entre eux sur le sujet de l'étude, un groupe de résidents s'est rendu à la MIB. A 9h, ils ont été accueillis dans une salle d'attente avec un petit déjeuner et ont été présentés aux chercheurs absents sur Brens. 8 chercheurs étaient répartis entre la MIB et la pièce d'attente, 5 résidents étaient accompagnés par 4 personnes d'ASF (les deux employées de ASF, une responsable de l'association et un bénévole).

Lors de l'accueil, les personnes ont été remerciées de leur participation par un chercheur (électronique-responsable de la plateforme) où une brève présentation du projet leur a été faite notamment en précisant le rôle crucial de la participation de volontaires pour ce type de recherche sur l'adéquation de solutions aux besoins. Lors du passage à la MIB, une présentation de celle-ci et des équipements domotiques a été réalisée par deux autres chercheurs (informatique et réseaux). Ensuite chaque résident a joué un levé de lit avec utilisation d'une tablette tactile disposant d'une interface de contrôle de l'environnement Intacs® [7]. Lors des scénarios, les résidents étaient accompagnés d'un seul chercheur (IHM) dans la partie habitat de la MIB, les autres chercheurs assuraient en retrait le fonctionnement des scénarios, la capture des informations d'interaction, observaient le comportement et les activités conduites par les personnes via les retours caméra de la MIB (chercheuses en sciences humaines et sociales) ou accompagnaient les résidents qui attendaient leur tour. Puis les résidents se sont retrouvés en un groupe dans une salle de la MIB pour le focus group [8] et le brainstorming. A l'issue de cette phase à 12h15, tous ont partagé un repas offert par l'IUT de Blagnac avant de se séparer à 13h45.

B. Méthode

La méthode se décline en trois parties : la modélisation du workflow de recherche tel qu'appliqué au cas choisi, la définition de la grille d'acceptation du risque, le travail pluridisciplinaire d'étude des risques en fonction des différentes étapes du workflow comportant la minimisation des risques.

1. Modélisation du workflow

Elle s'appuie sur l'approche UML (Unified Modeling Language). Nous avons réalisé une description des acteurs impliqués (Fig. 1) :

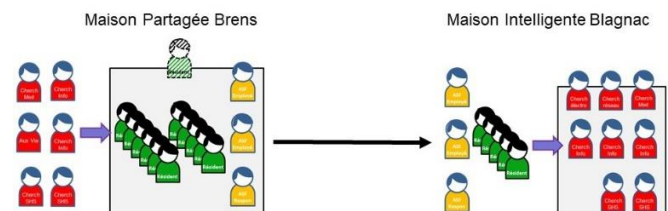


Figure 1. Diagramme des acteurs, en jaune les acteurs d'ASF, en vert les volontaires, en rouge les chercheurs par discipline, les carrés gris correspondent au lieu de réalisation de la recherche, les flèches au déplacement.

Puis nous avons considéré la méthode comme un workflow incluant les déplacements entre les sites et des temps d'attente : pour les chercheurs puis pour les résidents et leurs accompagnants. Nous avons regroupé sous le terme d'interlude l'ensemble des séquences où les résidents volontaires ne participaient pas à une phase active de l'expérimentation ou de sa préparation. Lors de ces phases, ils pouvaient néanmoins avoir des interactions entre eux, ou avec les chercheurs et les personnes d'ASF. Sont incluses : les attentes lors des étapes individuelles, les repas, le temps écoulé entre l'expérimentation sur la maison partagée à Brens et sur la MIB à Blagnac (Fig. 2).

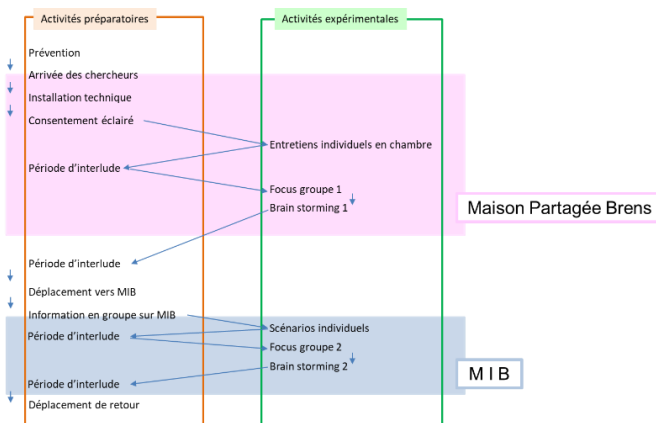


Figure 2. Séquence des étapes du workflow selon qu'il s'agit d'activités préparatoires ou expérimentales et selon leur localisation physique.

2. Etablissement de la grille d'analyse des risques

Le diagramme des acteurs et le workflow ont servi de support de réflexion pour l'établissement de la grille comportant les menaces et situations dangereuses et qualifier les risques. L'analyse est restée mixte avec des éléments basés sur les retours informels des volontaires (transmis directement aux chercheurs lors des phases expérimentales, remontés par les personnels d'ASF sous forme de propos rapportés ou lettre de satisfaction adressée collectivement par les participants). Ces éléments associés à un debriefing des chercheurs sur les expériences réalisées ont permis de préciser la fréquence et/ou la gravité des risques.

Dans une première étape les chercheurs ont intégré individuellement des éléments dans la grille sous forme d'un travail préparatoire. Dans une deuxième étape, les chercheurs ont validé conjointement les éléments et en ont apporté de nouveaux suite à la réflexion collective. La validation a été réalisée sous la forme d'une recherche de consensus dans le cadre de plusieurs séances de brainstorming suivant le modèle logique de workflow de l'activité élément par élément. Le résultat de la réflexion collective a fait l'objet d'un travail d'analyse et de synthèse visant à proposer les mesures de réduction des risques selon les situations dangereuses et menaces.

Dans ce papier, nous avons choisi de ne pas intégrer les risques qui pourraient être dus à une négligence de la part des chercheurs y compris ceux concernant la protection des données personnelles.

3. Etablissement de la matrice d'acceptation des risques

Outre la description des situations dangereuses, menaces et risques, le travail collectif a produit une grille d'acceptation des risques. Concernant la gravité d'un risque nous avons dû adopter un double point de vue :

1/ celui du chercheur avec le risque d'avoir des résultats biaisés (échec scientifique de la méthode), 2/ celui du volontaire avec à l'instar d'un dispositif biomédical un risque physique ou psychologique. Le risque pour le volontaire peut prendre le pas sur le risque méthodologique en vertu du principe du « primum non nocere ». Cette grille comporte pour la fréquence une double entrée : quantitative (en cas d'éléments de fréquence résultant du retour d'expérience sur le processus) ou semi-quantitative (lorsque nous avons dû nous baser sur un consensus au vu de l'expérience des chercheurs et de leur connaissance de l'état de l'art) ; cette grille doit être considérée comme un résultat au vu de son caractère évolutif.

C. Résultats

1) Description des risques

La Table I reporte les risques retenus lors du brainstorming en les classant par menace et situation dangereuse.

TABLE I. Description des risques

Description des Risques		
Situation dangereuse	Menaces	Risques
Prévention	intervention des personnels d'ASF	contrainte ressentie (obligation)
		information préalable inappropriée
	prise de contact avec un chercheur pour proposition de l'étude	information préalable inappropriée
Arrivée des chercheurs à Brens	problème de trajet/délai de route	perte de données
	nombre d'acteurs	sentiment d'intrusion
		intimidation, repli
Installation technique	matériel audio et vidéo, matériel inadapté aux locaux	absence de données, données inutilisables
	matériel audio et vidéo nécessitant une intervention imprévue en cours d'expérimentation	perte de données
	matériel audio et vidéo nécessitant une intervention prévue en cours d'expérimentation	perte de données

Description des Risques		
Situation dangereuse	Menaces	Risques
	matériel visible	sentiment d'intrusion
		intimidation, repli
Consentement éclairé	impératif d'explication	induction de biais dans les réponses
	formalisme écrit	intimidation, repli
		contrainte ressentie (obligation)
	signature	refus de participer
Entretiens individuels	rentrée dans le lieu privé	sentiment d'intrusion
		refus de participer
Focus group (1)	droit à l'image	refus de participer
	sujets amenés par les participants	pauvreté
	compétition entre les résidents	intimidation, repli
Brain storming (1)	sujet imposé	induction de réponses
Périodes d'interlude	discussion avec les chercheurs et personnels	induction de réponses
	discussions entre participants	maturation précoce du consensus
	demandes des personnels aux chercheurs concernant les résultats	sortie du cadre éthique/méthodologique de la recherche
	personnes âgées fragiles	événement de santé et attrition
Déplacement vers la MIB	personnes âgées fragiles	inaptitude au déplacement
		jugé inapte au déplacement par la famille
Information en groupe à la MIB	réalisée par les chercheurs	induction de représentation
Scénarios individuels	volontaire acteur	échec partiel de réalisation du scénario
		échec total de réalisation du scénario
	volontaire avec déficiences	échec partiel de réalisation du scénario
		échec total de réalisation du scénario
	réalisation des scénarios sur consigne	échec partiel de réalisation du scénario
		échec total de réalisation du scénario
	panne réseau informatique	échec partiel de réalisation du scénario
		échec total de réalisation du scénario
	localisation de la personne	corruption de données
	utilisation de capteurs environnementaux	corruption de données
	distance entre lieu d'expérimentation et salle d'accueil	inconfort-fatigue-anxiété des volontaires
	erreurs dans le	perte de données

Description des Risques		
Situation dangereuse	Menaces	Risques
	déroulement du protocole	
		corruption de données
Focus group (2)	droit à l'image	refus de participer
	sujets amenés par les participants	biais mnésique
		pauvreté
	compétition entre les résidents	intimidation, repli
Brain storming (2)	après les autres activités	inconfort-fatigue-anxiété des volontaires
	sujet imposé	induction de réponses
Repas	menu commun	inconfort-fatigue-anxiété des volontaires
Déplacement de retour	après les autres activités	inconfort-fatigue-anxiété des volontaires

Les risques mis en évidence peuvent s'étudier d'une part avec la partie impactée : le résident ou la recherche, d'autre part en fonction de la fréquence d'occurrence au sein du processus dans son ensemble.

Les risques concernant le résident peuvent l'atteindre directement (contrainte ressentie-obligation, inconfort-fatigue-anxiété des volontaires, sentiment d'intrusion), être la matérialisation d'un comportement de sa part ayant un effet potentiel sur l'étude (intimidation-repli, refus de participer, maturation précoce du consensus), ou être indépendants de sa volonté comme de l'étude mais avoir un impact sur l'étude (événement de santé et attrition, inaptitude au déplacement, jugé inapte au déplacement par la famille).

Les risques concernant la recherche peuvent être de nature éthique (information préalable inappropriée, sortie du cadre éthique/méthodologique de la recherche). Ils peuvent toucher la quantité de données produites (échec partiel ou total de réalisation d'un scénario, perte de données, absence de données-données inutilisables). Ils peuvent aussi toucher la qualité des données produites : pour les données issues des méthodes qualitatives (induction, pauvreté, biais mnésique) et celles issues des capteurs (corruption de données). Il est à noter que les occurrences ne reflètent pas l'importance du risque mais les circonstances différentes lors du workflow où il peut être retrouvé (lien avec la diversité des causes). Le choix de la granularité peut expliquer que le même risque soit acceptable dans certaines étapes du workflow et pas dans d'autres ; en outre certaines étapes du workflow se répètent et ne sont citées qu'une fois (interludes) (Table II).

TABLE II. Liste des risques évoqués avec les occurrences

Liste des risques évoqués avec le nombre d'occurrences		
Sujet	Risque	Occurrences
Résident - atteinte directe	contrainte ressentie-obligation	2
	inconfort-fatigue-anxiété des volontaires	4
	sentiment d'intrusion	3
Résident - comportement avec effet sur l'étude	intimidation-repli	5
	refus de participer	4
	maturation précoce du consensus	1
Résident-indépendant avec effet sur l'étude	évènement de santé et attrition	1
	inaptitude au déplacement	1
	jugé inapte au déplacement par la famille	1
Recherche éthique	information préalable inappropriée	2
	sortie du cadre éthique/méthodologique de la recherche	1
Quantité de données	échec partiel ou total de réalisation d'un scénario	4
	perte de données	4
	absence de données-données inutilisables	1
Qualité des données, méthodes qualitatives	induction de réponses	5
	pauvreté	2
Qualité des données, méthodes quantitatives	biais mnésique	1
	corruption de données	3

2) Etude des fréquences

Certains risques se sont matérialisés permettant de définir leur fréquence de façon plus précise. La fréquence est à pondérer par la présence de la menace (Table III).

Les fréquences observées ont été utilisées pour préciser la grille d'acceptation des risques initialement basée sur une échelle de Likert à 4 niveaux : « nulle », « rare », « fréquente », « constante » associée à une autre classification possible de « à préciser » (pas de consensus entre les chercheurs). L'inconfort dans le cas de la distance entre lieu d'expérimentation et salle d'accueil à la MIB (100 m) a été considéré comme un risque avéré et imputé à l'ensemble des participants ayant été dans cette configuration expérimentale considérée comme « dernière version testée ».

TABLE III. Risques avérés avec fréquences observées

Risques avérés avec fréquences observées		
Menace	Risque	Fréquence de survenue observée
Nombre important de chercheurs sur l'habitat partagé	intimidation, repli	1/9ème
Entrée dans le lieu privatif de la personne	refus de participer	1/18ème (≈5%)
Focus group filmé droit à l'image	refus de participer	1/9ème (≈10%)
Intervalle de temps entre expérimentation dans l'habitat partagé et à la MIB	évènement de santé et attrition	25%
Distance entre l'habitat partagé et la MIB	inapte au déplacement	10%
Distance entre l'habitat partagé et la MIB	jugé inapte au déplacement par la famille	25%
Volontaire acteur	échec total ou partiel de réalisation du scénario	1/9ème (≈10%)
Distance entre le lieu d'expérimentation et la salle d'accueil à la MIB	inconfort-fatigue-anxiété des volontaires	100%

3) Matrice d'acceptation des risques affinée

Un risque inacceptable signifie que toute expérimentation doit cesser si une mitigation de risque n'est pas réalisée, un risque à améliorer devra impérativement faire l'objet d'une mitigation et d'une surveillance mais n'interdit pas la poursuite des expérimentations, un risque acceptable ne fait pas l'objet d'un processus de mitigation mais sera néanmoins l'objet d'une surveillance au cas où il se matérialiserait.

La gravité vis-à-vis du volontaire est considérée comme majeure lorsqu'elle introduit un retentissement négatif sur son inclusion sociale ou une atteinte physique ou psychologique persistante. Une gravité significative aura les mêmes effets correctibles survenant de façon transitoire. Une gravité modérée aura des effets limités strictement à la durée de la période expérimentale.

La gravité vis-à-vis de la recherche sera majeure en cas d'atteinte aux exigences éthiques (notamment en ce qui concerne la protection des données personnelles) et règlementaires ou de violation du protocole. Elle sera significative en cas de génération de biais ou de pertes de données irrécupérables. Elle sera modérée en cas de biais ou de pertes de données pouvant faire l'objet de corrections.

La table IV présente la matrice d'acceptation des risques.

TABLE IV. Matrice d'acceptation des risques

Gravité / Fréquence	Null	Modérée	Significative	Majeure
Null (non observé)	Acceptable	Acceptable	Acceptable	Acceptable
Rare ($\leq 5\%$)	Acceptable	Acceptable	Améliorer	Améliorer
Fréquente ($> 6\%$)	Acceptable	Améliorer	Améliorer	Améliorer
Constante ($> 95\%$)	Acceptable	Améliorer	Améliorer	Inacceptable

4) Risques retenus et mesures de réduction proposées

Après application de la matrice d'acceptation des risques : il n'y a aucun risque inacceptable, 17 menaces ont donné lieu à des risques acceptables, 18 menaces ont nécessité une approche de mitigation des risques pour obtenir un risque résiduel acceptable ou au moins réduit.

Risques d'atteinte directe au résident (RAD)

RAD1 contrainte ressentie-obligation,

- Lors de la prévention : Rassurer, informer de nouveau. Contact téléphonique personnel en préalable aux entretiens individuels avec le chercheur. L'association, dont le volontaire dépend pour le service, ferait seulement l'information d'une prise de contact avec demande au volontaire s'il accepte de communiquer ses coordonnées. Comment faire pour limiter l'effet de groupe dans la décision ?

RAD2 inconfort-fatigue-anxiété des volontaires,

- Déplacement entre différents lieux, succession d'activités : Réorganisation de l'usage des salles, identification des rôles et des situations d'intervention. Respecter le déroulement temporel prévu (bien prendre en compte les temps intermédiaires y compris la préparation avant trajet de venue), mieux prévenir, prévoir un temps de transit, avoir les aides techniques disponibles. Résident : avoir un temps de repos assis avant le transit (aller et retour). Prévoir un retour des accompagnants de l'association et des résidents sur ce point de façon systématique.
- Echec partiel ou total lors d'un scénario : Arrêt scénario, accompagnement, écoute, relativisation. Proposition d'activité occupationnelle ?
- Lors du repas à la MIB : Prise en compte préalable d'éventuelles particularités alimentaires, correction du menu unique en temps réel.

RAD3 sentiment d'intrusion,

- A l'arrivée des acteurs : Limitation au nombre indispensable, présentation dès l'arrivée, accueil convivial, présence de personnel de l'association pour les présentations, proposer de limiter la densité des actions

(étalement temporel) dans un format où « on se fait oublier dans leur quotidien », limiter le nombre de chercheurs présents pour chaque action, envisager de sortir de la maison au besoin quand on n'intervient pas à ce moment-là. Viser à ne pas avoir plus de trois chercheurs "intrus" en même temps dans la maison partagée pour une action donnée.

Risques liés à un comportement du résident avec effet sur l'étude (RC)

RC1 intimidation-repli,

- Lors du consentement éclairé : Information sur la possibilité de se rétracter à tout moment.

RC2 refus de participer,

- Lors du consentement éclairé : Préparation d'une présentation normalisée pour rendre les biais les plus constants/prévisibles possible, limitation du facteur G en valorisant les réponses ressenties comme allant dans le sens comme contre le sens des chercheurs, valorisation des pensées spontanées pour limiter le biais d'autocensure, dans les parties enregistrées avec vidéo : prise en compte des mimiques et postures, prise en compte du ton et pas seulement du contenu sémantique. Faire une présentation aussi peu inductive que possible, trouver le bon niveau d'information.

Risques liés au résident mais indépendants de sa volonté avec effet sur l'étude (RI)

RI1 évènement de santé et attrition,

- Lors de la phase expérimentale réalisée à la MIB : Prise en compte de l'attrition dans le calcul des effectifs pour le focus group. Développement d'une "valisette" permettant un déploiement éphémère des démonstrateurs sur le site de vie des résidents.

RI2 inaptitude au déplacement,

- Lors de la phase expérimentale réalisée à la MIB : Diagnostic dès l'inclusion des personnes qui seront sujettes à cette limitation en sus des mesures de mitigation de RI1.

RI3 jugé inapte au déplacement par la famille,

- Lors de la phase expérimentale réalisée à la MIB : Outre les mesures de mitigation valables pour RI2, se pose la question de la présence comme observateurs (ou participation) des familles lors de l'expérimentation et de l'information des familles : la famille fait-elle partie des "stakeholders" à informer ? Quid des patients capables mais faisant confiance à leur famille, question d'une personne de confiance pour la recherche (comme c'est le cas pour les soins médicaux) ?

Risques liés au retentissement des impératifs éthiques sur la méthodologie de recherche (RE)

RE1 information préalable inappropriée,

- Lors de la prévention par le personnel de l'association : Prévoir à l'avance le contenu.

Risques sur la quantité de données produites (QTD)

QTD1 échec partiel ou total de réalisation d'un scénario,

- Lors des scénarios individuels à la MIB avec éventuellement des déficiences qui n'ont pas été détectées : Amélioration de l'ergonomie, adaptation des scénarios, temps d'apprentissage pour faire le scénario de façon accompagnée avant d'être en autonomie. Exclusion des personnes présentant des troubles cognitifs et/ou sensoriels et/ou physiques (mais à quel niveau ?), ou observation du scénario des autres faute de pouvoir réaliser le scénario soi-même ? Impact sur le focus group qui fait suite : le focus group reste-t-il valide avec des scénarios individualisés (expériences différentes) ? Maintenir l'émergence de sujets facilitée par ma dynamique de groupe ?

QTD2 perte de données,

- Matériel audio et vidéo nécessitant une intervention prévue ou non en cours d'expérimentation : Appropriation préalable de l'outil par les expérimentateurs, normalisation de l'usage dans nos expérimentations, vérification du matériel avant démarrage, « check-list », prévoir amortissement/maintenance, matériel de secours (double), limiter les interventions nécessaires.
- Panne de réseau informatique à la MIB : Test préalable des scénarios, prévoir redondance si possible (même type de réseau) ou une sortie de secours / mesure dégradée, écrire une procédure.

QTD3 absence de données-données inutilisables,

- Matériel audio et vidéo inadapté pour usage à la maison partagée : Connaissance préalable des locaux, durée des enregistrements (fonctionnement sur batterie, stockage).

Risques sur la qualité des données qualitatives (QIDql)

QIDql1 risque d'induction de réponses,

- Les impératifs éthiques imposent d'expliquer la pertinence, la position éthique, le contenu, l'objet de l'expérimentation lors du consentement éclairé : Idem RC2 lors du consentement éclairé.
- Information en groupe sur la MIB : Normalisation de la présentation, neutralité, prévoir les acteurs.

QIDql2 pauvreté de la production,

- Lors du focus group (FG) à la maison partagée ayant pour objet de faire consensus sur les échanges lors des entretiens individuels : Discussion de remplacer le FG à

ce stade par une méthode d'expression du consensus plus directive (mais alors risque d'être perçu comme insistant) ou d'évoluer vers un brainstorming seul ou un atelier créatif.

III. DISCUSSION

1) Pertinence de la méthode

L'analyse de risques est un moyen de prédire la survenue d'évènements pour s'en prémunir, son développement formel remonte la bataille d'Angleterre ; son caractère multidisciplinaire est intrinsèque. Elle s'est naturellement développée dans le domaine financier avec un lien fort avec les assurances [9]. En 1963, Imperial Chemicals Industries (maintenant ZENECA), a eu la volonté d'aller plus loin que la seule « erreur humaine » souvent évoquée : opérateurs humains mettant en œuvre des technologies innovantes dont la maîtrise est incomplète [10]. Si nous n'avons pas retrouvé à ce jour d'application de l'analyse et de la gestion de risque en living lab pour la santé et l'autonomie, l'objet de celle-ci nous paraît pleinement pertinent dans ce contexte.

La démarche de gestion des risques permet d'éviter la confusion de risques multiples, de prioriser les actions tout en étant capable, via la réévaluation des fréquences de survenue, de rediscuter de la priorisation du risque dans la mise en place de la mitigation. L'application de la matrice d'acceptation des risques nous a divisés par deux les situations dangereuses à prendre en compte. Certes, ces choix seront validés par le temps.

2) Notion d'occurrence favorable

Si l'analyse de risque est portée par des termes comme « situation dangereuse » et « menace », elle ne doit pas être vue comme purement « négative ». C'est là un défaut que nous voyons dans les approches classiques gardant à l'esprit les origines de la méthode. Ainsi, le risque « maturation précoce du consensus », qui n'a pas été avéré dans nos conditions expérimentales, serait probablement à rechercher en amont d'un focus group ou d'une séance de brainstorming. Il serait donc probablement souhaitable de compléter la matrice d'acceptation des risques par une matrice complémentaire et « symétrique » ayant pour objet de favoriser la survenue d'occurrences bénéfiques au projet. Cela sans aggraver d'autres risques (même principe que dans les processus de mitigation).

3) Gestion des risques non avérés

Les risques non avérés, concernent ici les risques humains difficiles à quantifier, comme des sentiments (intrusion, contrainte, obligation) ou ressentis (anxiété, inconfort, fatigue). Ces risques peuvent être mesurés par des méthodes d'entretien très informatives mais individuelles et coûteuses en temps. Elles ne peuvent pas être menées systématiquement et pourraient avoir une influence sur la grandeur mesurée. Ex. :

un entretien sur la fatigue ressentie pourrait allonger le processus faire passer le seuil de la fatigue acceptable. Peut-être une approche par sondage serait-elle appropriée ?

Ces risques semblent faire l'objet d'une perception « a priori » variable selon la discipline des chercheurs. Si l'accord sur la criticité a été assez facile, l'accord sur la classification semi-quantitative de la fréquence de survenue a été difficile à obtenir (impossible dans le cas de la « contrainte à participer ») ; les participants issus des sciences de l'ingénieur tendant à considérer que l'absence de matérialisation du risque amène à le classer comme acceptable, les participants issus des sciences humaines et sociales tendant à revenir alors à la situation dangereuse pour définir la fréquence du risque. Une interprétation pourrait tenir dans la continuité existante entre situation dangereuse, menace et risque ; par exemple l'anxiété d'un volontaire peut-être un risque en soi pour une sociologue, une spécialiste de communication ou un médecin, ou être une cause d'échec dans la réalisation d'une tâche pour un ou une informaticienne ou un électronicien.

Peut-être qu'une solution pour mieux appréhender sentiments et ressentis serait l'intégration dans l'analyse des retours spontanés et de leur collection ; ce qui permettrait de mieux qualifier la fréquence de survenue ? Le corollaire de cette solution est l'importance majeure d'établir les volontaires comme participants à part entière de la recherche méthodologique en valorisant les retours tant positifs que négatifs.

4) *Maturation et adaptation de la méthode*

Nous constatons que concernant les données produites, les risques concernent essentiellement les données qualitatives (QIDq1 et 2). Le risque de biais d'induction est lié aux conditions de réalisation des phases expérimentales (RAD1,2,3, RE1, RC1). Ce constat est possible à rapprocher de la participation aux recherches à Brens puis à l'analyse de risque d'une chercheuse qui n'avait pas été initialement présente lors du développement de la méthode et arrivait sur un sujet nouveau. Il met en exergue les tensions d'adaptation de méthodes disciplinaires normalisées à une approche multidisciplinaire intégrée. Ceci prescrit l'analyse et la gestion des risques dans le processus de déploiement de la méthode d'une part, et la rigueur de rédaction du protocole d'autre part. Nous devons normaliser au maximum les phases pouvant causer des biais d'induction pour en faciliter le contrôle et la discussion. Peut-être serait-il souhaitable de former un minimum en sciences humaines et sociales les chercheurs en sciences de l'ingénieur travaillant sur le développement de services accessibles (communication, techniques d'entretien, bonne distance, contrôle des biais) ?

Le risque QIDq2 nous amène à discuter de l'intérêt du premier focus group. L'objet était de valider par un consensus ou de mieux caractériser par un dissensus les besoins identifiés lors des entretiens. Ceci impose un retour extemporané des entretiens individuels puis une synthèse présentée aux

participants des focus groups pour discussion. A Montredon, les entretiens comme le focus group avaient été réalisés par le gérontologue et une chercheuse en IHM. A Brens, le choix avait été fait de prioriser des compétences en sciences humaines et sociales pour la réalisation des entretiens (chercheuse en communication et sociologue), par contre les focus groups ont été menés par les mêmes deux chercheurs que lors de l'expérimentation à Montredon. La pauvreté des apports du focus group a été retrouvée. Se pose donc la question de la pertinence de celui-ci par rapport à la fusion des résultats des entretiens individuels. Comment aller plus loin dans l'analyse de la dimension collective du besoin liée à l'habitat partagé ? Faut-il enrichir la séance de brainstorming ? Faudrait-il plutôt s'orienter vers des méthodes de type « atelier créatif » [11] ? La décision finale ne pourra être prise qu'après que l'analyse des entretiens aura étudié les résultats des focus groups. L'analyse de risque a fait ressortir les nombreux inconvénients pratiques à évaluer les besoins de personnes âgées fragiles vivant en communauté à distance de leur lieu de vie. Ceci pose la question du développement d'un dispositif de démonstration portable (en divers lieux) et paramétrable (en fonction des services à démontrer). Il s'agirait ici de lutter contre le risque d'exclure de la deuxième phase expérimentale les personnes les plus fragiles ; ceci ne pourrait se faire qu'au prix de nouveaux risques tant techniques (déploiement en environnement non contrôlé, modules de services paramétrables) qu'humains (intervention chez les volontaires) et financiers (coût des matériels, connectivité, serveurs, temps de développement...) qui doivent être étudiés en amont.

IV. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

L'analyse de risque peut être un langage commun permettant de développer et de relire une méthode d'expression du besoin dans un contexte de Living Lab en santé et autonomie. Elle permet de discuter les biais de la méthode comme le retentissement sur les volontaires. Par l'impératif de mitigation, elle pousse à l'amélioration continue de la méthode jusqu'à sa stabilisation dans un contexte où son adaptation à un autre contexte. Elle pourrait aussi expliquer des choix qui peuvent paraître discutables avec une vision monodisciplinaire. Dans le cas de notre méthode d'expression du besoin, l'analyse de risque nous a poussés à discuter de l'intérêt du premier focus group en mettant en évidence sa faible productivité, à mieux normaliser les présentations en prenant en compte le biais d'induction, à aller plus loin dans l'expression « in vivo » des besoins en allant vers le développement de démonstrateurs portables. Elle a montré aussi l'importance de l'attention aux volontaires qui doit comprendre aussi les éléments de confort matériel. Enfin, nous voyons que pour enrichir l'analyse de risques sur le ressenti des participants, les retours spontanés ont une grande importance mais sur certains points, plus particulièrement une éventuelle contrainte ressentie, des études ciblées seront peut-être nécessaires en complément.

REMERCIEMENTS

Nous remercions les équipes d'Agés Sans Frontières pour leur ouverture et leur participation à la recherche et surtout les résidents des maisons partagées de Montredon-Labessonnié et Brens qui ont accepté de participer à cette expérimentation méthodologique.

REFERENCES

- [1] L. P. Fried, C. M. Tangen, J. Walston, A. B. Newman, C. Hirsch, J. Gottdiener, T. Seeman, R. Tracy, W. J. Kop, G. Burke, M. A. McBurnie, "Frailty in older adults: evidence for a phenotype", *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, vol. 56, no.3, pp.146-156, Mar 2001.
- [2] R. Moulias, P. Rumeau, S. Moulias, "La Technopénie : un nouveau handicap", *la Revue de gériatrie*, vol. 4, no 2, pp. 89-95, Feb 2016.
- [3] P. Rumeau, N. Vigouroux, E. Campo, E. Bougeois, F. Vella, A. Van Den Bossche, T. Val and J. Ancilotto, "Technological Services in Shared Housing: Needs Elicitation Method from Home to Living Lab", *IRBM*, vol. 42, no.2, pp. 73-82, Apr 2021.
- [4] S. Katz, A.B. Ford, R.W. Moskowitz, B.A. Jackson, M.W. Jaffe, "Studies of the illness in the aged. The index of ADL: a standardized measure of biological", *JAMA* 1963; 21: 914-9.
- [5] M.P. Lawton, E.M Brody, "Assessment of older people: Self-maintaining and instrumental activities of daily living". *Gerontologist* 1969. doi:10.1093/geront/9.3_Part_1.179.
- [6] <http://mi.iut-blagnac.fr/?lang=fr>
- [7] F. Vella, M. Blanc Machado, N. Vigouroux, A. Van den Bossche, T. Val. "Connexion du Middleware MiCom avec l'interface tactile InTacS pour le contrôle d'une smart home", In 11^{ème} Journées francophones Mobilité et Ubiquité ; 2016, support électronique.
- [8] D.L. Morga, Focus Groups. *Annual Review of Sociology*, 22, 129–152, 1996.
- [9] G.N. Crockford, "The Bibliography and History of Risk Management: Some Preliminary Observations", *The Geneva Papers on Risk and insurance*, vol. 7, no.23, pp.169-179, Apr 1982.
- [10] T.A. Kletz, "ICI's Contribution to Process Safety", *Hazards* 21, IChemE, Symposium Series no.155, pp. 39-42, 2009.
- [11] C. Li, J.Hu, B. Hengeveld, C. Hummels, "Story-Me: design of a system to support intergenerational storytelling and preservation for older adults", In *DIS 2019 Companion - Companion Publication of the 2019 ACM Designing Interactive Systems Conference*, pp. 245-250, 2019.

Liste des auteurs

- Abbas Manuel, 63–67, 126–131
Abdel Khalek Farah, 76–79
Abdesselam Karina, 160–164
Allegre Willy, 6–10, 30–34
Alquie Georges, 140–147, 160–164
- Barthod Christine, 76–79
Bastogne Thierry, 68–75
Beloualid Siham, 47–54
Ben Bachouch Rym, 11–17
Ben Mansour Khalil, 177–179
Benamara Amine, 165–168
Benchekroun Mouna, 148–159
Benferhat Samia, 55–62
Benoit Eric, 76–79
Benveniste Samuel, 110–117
Berger Etienne, 110–117
Bouaziz Ghazi, 118–125
Bougeois Elizabeth, 188–196
Bougueroua Lamine, 35–38
Brulin Damien, 118–125, 132–139, 188–196
Buseyne William, 169–176
- Campo Eric, 118–125, 132–139, 188–196
Carrault Guy, 126–131
Chevallier Baptiste, 148–159
Chibaudel Quentin, 169–176
Clanche Fabien, 68–75
Coignard Pauline, 6–10, 30–34
Conteville Laurie, 35–38
Cufi Marie-Noëlle, 169–176
- Dacunha Sébastien, 165–168
Dalce Rejane, 180–187
Dalce Réjane, 26–29
Dalcé Réjane, 105–109
Dao Tien-Tuan, 2–5
Davaine Jean-Michel, 140–147
De Lamotte Florent, 55–62
Departe Jean-Paul, 6–10, 30–34
Deshours Frédérique, 140–147, 160–164
Diniz Marine, 92–98
- Fakhfakh Oussema, 26–29
Fousseret Yoann, 11–17
- Ganascia Jean-Gabriel, 39–46
Gauchard Gerôme, 68–75
Gillard Nicolas, 6–10, 30–34
Godiard Benoit, 76–79
Goncalves Anna, 110–117
Guesneau Marianne, 177–179
Guichard Romain, 18–25
- Hannachi Chaouki, 160–164
- Imbs Julien, 6–10
Istrate Dan, 87–98, 148–159
- Kerdraon Jacques, 6–10, 30–34
Kokabi Hamid, 140–147, 160–164
Koskas Fabien, 140–147
- Lan Hing Ting Karine, 39–46
Le Bouquin Jeannes Régine, 63–67, 126–131
Lemoine Fabien, 63–67, 126–131
Lenne Dominique, 148–159
Leong Hoi Audrey, 30–34
Leong-Hoi Audrey, 6–10
Lohr Christophe, 55–62
Ltifi Khawla, 105–109
- Marechal Catherine, 35–38
Marechal Luc, 76–79
Marque Catherine, 87–91
Megdiche Imen, 26–29, 105–109
Muhla Frédéric, 68–75
- Nahas Christelle, 169–176
Nguyen Ho-Quang, 2–5
Nguyen Tan-Nhu, 2–5
Novella Jean Luc, 18–25
- Olivier Marion, 18–25, 39–46
Omer Ala Eldin, 160–164
- Pan Qiang, 132–139
Parmantier Yves, 11–17
Patarot Alexandre, 99–104
Perrin Stephane, 76–79
Personeni Gabin, 68–75
Pfeiffer Pierre, 6–10

Philippe Jean-Luc, 55–62
Pialla Gautier, 83–86
Pigot H el ene, 118–125
Pillet H el ene, 80–82
Pino Maribel, 110–117, 165–168
Prud’homme Joaquim, 63–67, 126–131

Quillion-Dupr e Lisa, 169–176

Radoux Jean Pierre, 83–86
Radoux Jean-Pierre, 6–10
Renaux Alexandre, 68–75
Rey St ephane, 39–46
Rida Imad, 87–91
Rigaud Anne-Sophie, 110–117, 165–168
Rumeau Pierre, 169–176, 188–196

Samama Nel, 99–104
Schoevaerdt Didier, 18–25
Serpa Antonio, 180–196
Shahbaz Rania, 140–147
Somme Dominique, 63–67, 126–131

Tavernier Emilie, 35–38
Tellier V eronique, 18–25
Texier Blanche, 87–91
Thierry Val, 26–29
Tran Vi-Do, 2–5

Urbiola Gallegos Maria Jose, 165–168

Val Thierry, 105–109, 180–196
Van Den Bossche Adrien, 180–196
Vella Fr ed eric, 169–176, 180–196
Vera Nicolas, 148–159
Vigouroux Nadine, 169–176, 180–196
Voilmy Dimitri, 18–25, 39–54

Watier Bruno, 80–82

Zagdoun Jean, 165–168
Zalc Vincent, 87–98, 148–159
Zegarra Flores Jesus, 83–86

SPONSORS

Université Toulouse Jean Jaurès

Site web : <https://www.univ-tlse2.fr/>



IUT Blagnac

Site web : <https://www.iut-blagnac.fr/>



LAAS CNRS

Site web : <https://www.laas.fr>



Ecole doctorale GEET

Site web : <http://educ.laas.fr/GEET/>



REGION

Site web : <https://www.laregion.fr>



CARSAT

Site web : <https://www.carsat-mp.fr>

