Journées d'Etude sur la TéléSANté, 6ème edition

31 mai-1 juin 2017
Bourges
France

Table des matières

Systèmes intelligents pour l'autonomie **1**

Assistance for home care of the elderly with sensor solutions., Oger Julie [et al.] . 1

Sécurisation des communications par Intra Body (IBC) - Application au domaine médical, Gasnier Serge [et al.] 3

Activité physique adaptée au domicile par une solution d'assistance motivationnelle, Ludovic Chevalier [et al.] 4

Interoperable infrastructure and implementation of a health data model for remote monitoring of chronic diseases with comorbidities., Finet Philippe [et al.] 8

Les usagers d'un objet connecté, acteurs du processus d'innovation, Barnier Frédérique [et al.] 13

On-line decision support system for the location of accessory pathway in the Wolff Parkinson White syndrome., Mahamat Hassan Adam [et al.] 22

Activity recognition for anomalous situation detection, Sfar Hela [et al.] 23

A control strategy based on intelligent algorithm (PSO) to perform electrical stimulation systems, Ben Hmed Abdennacer [et al.] 28

Segmentation d'images infrarouge pour l'assistance aux personnes à domicile, Polla De Ndjampa Félix-Bazin 29

Towards a new Infra-Red based approach for indoor localization, Hadj Henni Abderraouf 35

Etude expérimentale d'un transducteur magnétoélectrique pour les besoins de la télé-alimentation de capteurs biomédicaux implantés., Malleron Kévin [et al.] . . 39

Detection of human presence in the context of resident supervision in nursing home, Guettari Toufik 41

Caractérisation de la Maladie d'Alzheimer à travers l'Ecriture manuscrite acquise sur Tablette graphique, Kahindo Christian [et al.] 44

Dispositifs bio-médicaux connectés **50**

Objets connectés de santé et protection des données à caractère personnel en Côte d'Ivoire, N'guessan Kouassi Efrahime 50

Le rôle du risque et de la confiance dans l'acceptabilité des " wearable technologiques " pour la santé : une étude exploratoire, Bennani Az-Eddine 63

Sensors for HEalth Recording and Physical Activity Monitoring, Carrault Guy [et al.] 92

RF link for Implanted Medical Devices (IMDs) and Sub-GHz Inductive Power Transmission, Diet Antoine [et al.] 93

Développement d'un environnement non-intrusif de mesures ergonomiques visant à la prévention de l'apparition de troubles musculo-squelettiques, Hamzaoui Oussama 94

Swallowing Sound Recognition at Home Using GMM, Khlaifi Hajer [et al.] 95

Capteur sonore couplé avec capteur thermique pour détection du nombre de personnes et de situations de détresse, Boutamine Sami [et al.] 101

Détection des artefacts de mouvement en utilisant un accéléromètre pour le suivi à domicile de la grossesse par analyse de l'EHG, Marque Catherine [et al.] 106

Biocapteur résonnant microondes pour la caractérisation non invasive de tissus biologiques, Deshours Frédérique [et al.] 110

Electromagnetic Immunoassays using Magnetic Nanoparticles in a Microfluidic Structure, Rabehi A [et al.] 112

Automatic Speech Analysis for early Alzheimer's disease diagnosis, Mirzaei Saeideh [et al.] 114

Télésanté et applications robotisées **117**

AidAdom : vers une plateforme pour la coordination entre organisations dans l'aide au maintien à domicile, Drugbert Ludovic [et al.] 117

A Framework for Service Robots in Smart Home: an Efficient Solution for Domestic Healthcare, Ramoly Nathan [et al.] 122

Tele-Rehabilitation Serious Game, Tannous Halim [et al.] 131

Generalized Framework for Control of Redundant Manipulators in RA-MIS, Sandoval Arévalo Juan Sebastián [et al.] 133

Liste des auteurs **137**

Systèmes intelligents pour l'autonomie

Assistance for home care of the elderly with sensor solutions.

Julie OGER and Stéphane BESSEAU
PREDICAL, 52 rue de Belle Feuille, 92100 Boulogne Billancourt
julie.oger@predical.fr, stephane.besseau@predical.fr

Mathilde MOUGEOT
LPMA UMR7599, Université Paris-Diderot, France
mathilde.mougeot@math.univ-paris-diderot.fr

Abstract

The adaptation of society to ageing with significant growth of the population over 65 years and with their desire to age at home is a true revolution of society, and should be anticipated. The recent development of new technologies has enabled the emergence of new connected objects. Our joint work with the society PREDICAL and the laboratory LPMA consists to make the IOT collected data talk and then address this health issue by a mathematical prism.

For 18 months, the houses of 12 senior persons living alone, have been equipped with motion, accelerometer, temperature and luminescence sensors. We developed machine learning algorithms to analyse the collected event data in order to provide daily indicators to follow the activity, the social link, the feeding and the sleep quality. Statistical methods have been applied to monitor these indicators over days and to trigger an alarm if strong deviations compared to former behaviours have been diagnosed. Functional data analysis has been also introduced to model the daily activity living and to quantify a potential modification of autonomy.

We observed for all studied indicators, strong regularities emerge from the event data. This first conclusion shows that, it is possible to "learn" the habits of each senior and then to quantify any deviation of behaviour. It appears also that each senior has a unique profile of activity. In addition, during the study, our algorithms were also able to quantify the activity recovery of a senior after a return of hospitalization. This information appears to be extremely useful in complement to medical diagnosis.

In conclusion, our results obtained in those real environments confirm the strong potential of such approach being able to create consistent indicators measuring and monitoring the degree of autonomy of a senior. These indicators provide, in real time, similar information to the AGIR grid used to quantify the degree of autonomy of seniors by the French Health Institution. In our following works, we plan to analyse other kind of sensors and to enlarge the longitudinal studies to 50 seniors.

Keywords: Internet Of Things (IOT), smart data modeling, prevention, seniors independence, activity monitoring.

Sécurisation des communications par Intra Body (IBC)

Application au domaine médical

jetsan2017 - - Jeudi 1 juin 2017 - 10:30/10:32 (02min)

Les enjeux

Dans le domaine de la santé, les enjeux de la sécurisation des accès à des bâtiments, des salles ou des équipements spécifiques sont nombreux :

- Gérer des accès réservés,
- Prendre en compte les contraintes spécifiques liées au domaine et aux différents métiers,
- Ne pas perturber ou allonger les temps d'accès à ces lieux ou équipements

Les différents utilisateurs (personnels de l'établissement, personnels intérimaires, intervenants extérieurs, ...) peuvent être difficiles à identifier pour les personnels ou les systèmes assurant la sécurisation des bâtiments. Ils doivent cependant avoir des droits d'accès maîtrisés et traçables, sans que ces droits puissent être usurpés ou réutilisés par d'autres personnes.

Le projet CHIR

Communication Humaine Intra-body en Chirurgie pour l'Hôpital

L'objectif du projet CHIR (2014-2015), soutenu par la région Centre-Val de Loire et les fonds FEDER, est de réaliser un Transfert de Technologie du CRT CRESITT vers l'entreprise Maquet et en partenariat avec l'hôpital d'Orléans (CHRO).

Des démonstrateurs originaux ont été réalisés dans le contexte de l'hôpital par le CRT CRESITT. Ils utilisent une communication par contact de type « Intrabody » (IBC), une communication sans fils BLE et d'autres technologies. Ils permettent de gérer l'accès et les différentes situations spécifiques à la salle d'opération, en tenant compte notamment des aspects hygiène et asepsie au niveau des temps opératoires.

Le projet CHIR est financé par les Fonds européens FEDER et la région Centre

Le système

Le système est basé sur des badges anonymes que l'on configure le matin en arrivant sur le lieu de travail, ici l'hôpital. En s'identifiant sur le système (login, mot de passe, biométrie, ...), les droits d'accès (au bâtiment, salles, équipements et base de données) sont chargés dans le badge pour la journée. Ce badge permet ensuite d'avoir accès (ou non) aux **dispositifs équipés de récepteurs spécifiques** (BLE, capteurs capacitifs, ...).

Ce système permet donc de gérer l'accès aux images médicales, au dossier patient, aux équipements spécifiques et d'avoir des accès restreints aux équipements sensibles. Cela suppose que tous les appareils (tablettes, smartphone, armoires, tiroirs,...) seront équipés de différentes technologies pour communiquer avec les badges.

Les badges

Les badges sont équipés d'un récepteur IBC pour la transmission des droits d'accès. Ensuite la technologie BLE prend le relai pour savoir si le porteur du badge peut ou non accéder aux médicaments, dossier médical, etc...

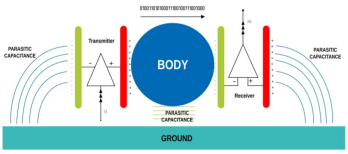
D'autres capteurs et technologies sont intégrés dans les badges pour détecter l'éloignement du corps humain : **un badge oublié perd automatiquement ses droits** et redevient anonyme, ce qui permet encore plus de sécurité.

La Technologie IBC Intra-Body Communication

La circulation de charges sur la peau se fait grâce à un couplage capacitif :

- L'accumulation de charges crée un champ électrique.
- Le déplacement de charges crée un champ magnétique.

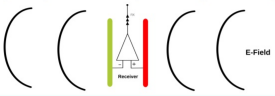
Le corps humain devient un transmetteur basse fréquence (60 kHz à 10 Mhz).



L'IBC utilise le champ électrique pour transmettre de l'information.

- L'intensité du champ est directement proportionnelle à la quantité de charge.
- La quantité de charge varie avec la tension appliquée sur l'électrode.

Le potentiel du conducteur récepteur, placé dans un champ électrique, va tendre vers celui du champ. Ce principe est utilisé pour récupérer le signal transmis.



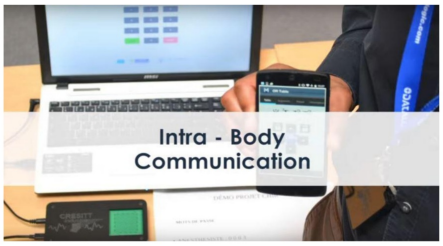
La Technologie BLE Bluetooth® Low energy

La technologie sans fil BLE, ou Bluetooth® Low Energy, est une communication sans fil courte distance (de l'ordre de 10 mètres) et faible consommation. Cette technologie est intégrée à la plupart des smartphones, tablettes et PC sous le nom de « Bluetooth® Smart » ou « Bluetooth® Smart Ready ». Elle a donc un intérêt pour tous les appareils médicaux qui doivent prendre en compte l'autonomie et la compatibilité avec ces appareils.

Côté sécurité des données et des connexions, la technologie Bluetooth® Low Energy utilise l'AES 128 pour le cryptage et la génération des clés. Cependant, on peut répertorier un certains nombre d'attaques contre ces communications sans fils, dont l'espionnage du trafic ou la faiblesse des mots de passe choisis.

Toute la sécurité de la technologie Bluetooth® Low Energy dépend de secrets partagés sous forme de 5 clés principales. L'échange de ces clés est donc un point critique de la sécurité des communications Bluetooth® et il est préconisé de le faire par des échanges "Out Of Band", c'est à dire en dehors des échanges radio du Bluetooth®. L'IBC répond à ce critère.

L'IBC permet d'échanger les clés de la technologie sans fils Bluetooth® Low Energy de façon sécurisée.



Les auteurs

- Serge Gasnier, CRESITT Industrie
- Samuel Rouxel, CRESITT Industrie
- Elisabeth Patouillard, CRESITT Industrie

Les applications visées

- Gestion des accès à des bâtiments ou des salles
- Gestion des accès à des données sensibles
- Gestion de la perte ou du vol d'un badge

Le brevet

Un brevet sur une application particulière de cette technologie a été déposé par le CRESITT.

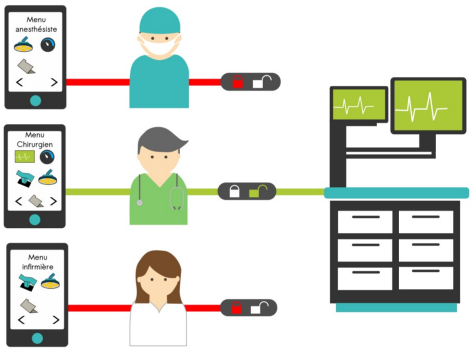
Contactez-nous pour plus de renseignements.

BREVET DÉPOSÉ

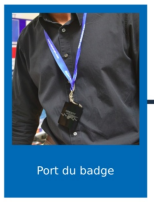
Démonstrateurs

Démonstrateur 1
Télécommande paramétrable en fonction de l'utilisateur

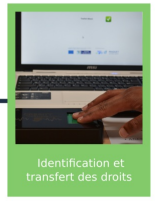
Démonstrateur 2
Tiroir à médicaments accessible à certains profils



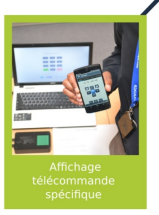
Utilisations en milieu médical



Port du badge



Identification et transfert des droits



Affichage télécommande spécifique

Ouverture du tiroir autorisée

Le projet CHIR est financé par les Fonds européens FEDER et la région Centre.

En partenariat avec :

Le CRT CRESITT est soutenu par

Le CRT CRESITT est agréé au titre du **CRÉDIT IMPOT RECHERCHE**

cresitt@cresitt.com 02 38 69 00 61 Pépinière du Parc du Moulin, 111 bd Duhamel du Monceau 45166 OLIVET CEDEX FRANCE www.cresitt.com

© 2017 - CRESITT Industrie

Activité physique adaptée au domicile par une solution d'assistance motivationnelle

L. Chevalier[1], D. Voilmy[1], A. Chkeir[1], J. Duchêne[1]
[1]Université de technologie de Troyes, Institut Charles Delaunay (ICD), UMR CNRS 6281

Résumé : ***Le projet Motiv@Dom a pour objectif de créer pour les séniors des solutions d'assistance à domicile motivantes et plaisantes pour les aider dans leur pratique d'une activité physique adaptée. Propre à l'approche Living Lab, nous adoptons pour ce projet une démarche de conception participative et centrée-usager. Les usagers sont impliqués dans l'ensemble du processus de conception de la solution Motiv@Dom, depuis l'étape de conception de l'idée jusqu'à l'évaluation finale du produit développé. En effet, nous concevons non seulement en plaçant l'usager au centre de notre démarche, mais surtout "avec les seniors" et "pour les seniors", en leur accordant une place tout aussi importante que les autres acteurs du Living Lab, tels que les développeurs de technologies, les gériatres et les professionnels de l'activité physique adaptée.***

Mots clés : Activité physique adaptée, domicile, conception participative, fragilité.

I. Introduction

Selon les prévisions de l'INSEE (Institut National de la Statistique et des Etudes Economiques), la population française sera constituée d'un tiers de personnes âgées de plus de soixante ans d'ici 2050 [1]. Ce vieillissement de la population s'observe également à l'échelle européenne, avec en moyenne une augmentation de l'Espérance de Vie (EV) d'un an tous les cinq ans, et ce depuis près de cinquante ans. Néanmoins, l'EV est un critère trop large, et il est nécessaire de considérer en parallèle l'Espérance de Vie en Bonne Santé (EVBS), qui traduit le nombre d'années de vie sans incapacités. En Europe, ce critère représentait en moyenne 79% de l'espérance de vie pour les hommes, et 74% pour les femmes en 2014 [2]. Cela implique que, pour chaque catégorie, plus 20% du temps de vie est passé en mauvaise santé. Cette différence entre les deux indicateurs est d'autant plus préoccupante qu'elle augmente avec les années, puisque l'EV augmente alors que l'EVBS stagne [3]. Le nouvel enjeu de santé repose sur la mise en place de solutions de prévention afin de ralentir les processus de fragilisation et d'isolement des séniors (Fig. 1), processus multifactoriels qui sont responsables de cette situation. Le projet Motiv@Dom s'inscrit dans ce cadre visant à rester en bonne santé et autonome par des actes de prévention comme la pratique d'une activité physique adaptée.

Le but du projet est de rompre le processus circulaire initié par le manque d'activité des séniors présenté sur la figure 1, en agissant sur les mécanismes d'une implication active à une activité physique pour sa santé. En effet, il a été démontré que la pratique d'une activité régulière permet aux séniors à la fois de maintenir leur autonomie, leur indépendance, et de ralentir la fragilisation due au vieillissement [4-5].

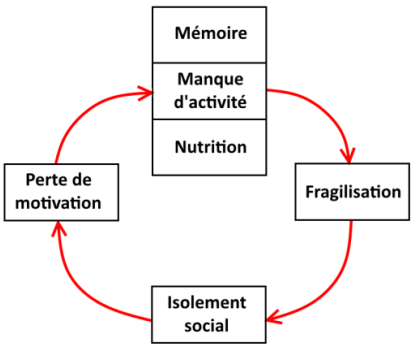


Figure 1. Processus de fragilisation et d'isolement

Il existe aujourd'hui un début de solution à ce problème, à savoir les groupes d'ateliers collectifs [6]. Ils permettent aux personnes âgées de pratiquer, une fois par semaine, différentes activités physiques, et de créer du lien social entre les membres. Cependant, la portée de ces ateliers reste limitée, étant donné leur faible périodicité, et leur durée limitée. De plus, ces activités de groupe ont du mal à toucher toutes les personnes âgées qui pourraient en bénéficier. De ce fait, il est nécessaire de faire le lien entre le temps passé en atelier, et le temps passé au domicile. Dans cet article, nous étudions les moyens de créer des solutions de coaching qui permettent d'accompagner à domicile les séniors dans leur activité physique, et ce de manière motivante et plaisante. Cela doit passer par le plaisir à utiliser les solutions créées (par une approche ludique), par la possibilité de s'autoévaluer, ainsi que par le renforcement du lien social de proximité. Pour faire cela, nous commençons par présenter dans la section II la méthodologie de conception participative appliquée au projet. La section III détaille le contexte de l'étude. Pour continuer, la section IV montre les premiers résultats, et enfin, la section V indique les perspectives.

II. Methodologie de conception participative

La méthode Living Lab adoptée privilégie la conception participative afin de s'assurer que la solution développée et destinée aux personnes âgées soit acceptée, réellement utilisée et utile. Cela consiste à impliquer dans chaque étape du processus de conception (Fig. 2) les personnes visées par les différents projets (personnes âgées, animateurs d'ateliers, etc.). Cette démarche ne doit pas être assimilée à une conception centrée utilisateur classique, ou l'on utilise des panels représentatifs, calibrés, pour effectuer principalement des tests utilisateurs (méthode quantitative) [7].

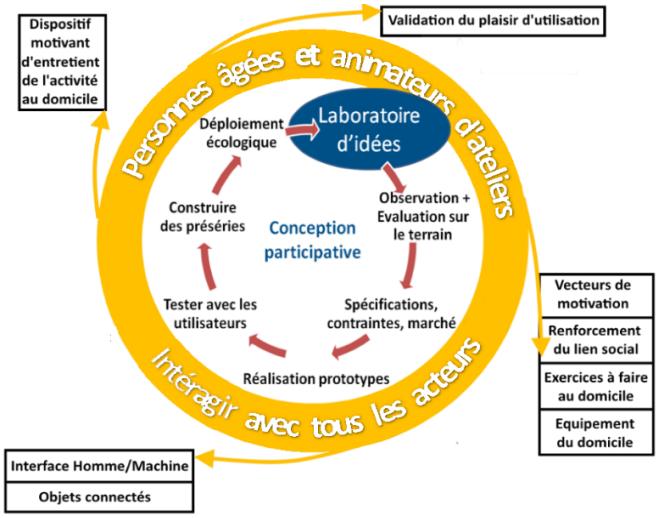


Figure 2. Processus de conception cyclique adapté à Motiv@Dom

Dans notre cas, chaque décision, que ce soit la mise en place de tests utilisateurs, le design et les caractéristiques d'un prototype, ou encore la sortie du cycle de conception, se fait lors d'entretiens collectifs conçus comme des dispositifs de réflexivité distribuée (méthode qualitative) [8]. A noter que cela permet également de créer un lien social entre les participants, puisque ces entretiens nécessitent que les personnes présentes ne se connaissent pas au préalable [8]. Notre démarche Living Lab se définit à la fois comme un environnement et une approche pour la coopération, profondément implantés dans le tissu social local. Cela se traduit par un partenariat de Motiv@Dom avec des organismes locaux (association d'activité physique adaptée, centre de prévention gériatrique, mission Sport et Santé de J&S). Cela permet d'assurer une présence continue sur le terrain, et d'être en interaction permanente avec les différents acteurs du projet.

La nécessité de développer une solution qui puisse être appropriable par tous selon leur relation à la technologie repose sur l'observation du fait que les utilisateurs âgés ne sont pas uniques et homogènes. En anticipant l'adaptation du dispositif au domicile, nous fabriquons son acceptabilité, son utilisabilité, la prise en main de son interface, et sa simplicité d'exécution. La méthodologie de base étant fixée, nous délimitons dans la suite le contexte de réalisation de l'étude.

III. Contexte de l'etude

L'évaluation des différentes phases du projet dans lesquelles des personnes extérieures au laboratoire peuvent intervenir est nécessaire, afin de définir les éléments qui permettront de mettre en œuvre notre approche de conception participative.

A. *Eléments du projet Motiv@Dom*

Les trois pistes de recherche pour le cadre de Motiv@Dom sont détaillées ci-dessous, et présentent chacune un rôle bien défini :

- L'interface homme/machine (IHM) permet à l'utilisateur d'interagir avec le coach. On considère cet élément comme uniquement logiciel ici. Cette interface se doit d'être intuitive pour les personnes âgées, qui peuvent donc être directement impliquées dans son design, ainsi que dans ses fonctionnalités.
- Le ou les supports de l'IHM représentent les éléments technologiques dans lesquels elle sera intégrée. Encore une fois, les personnes âgées peuvent être directement impliquées dans le choix de ces technologies, afin qu'elles leur correspondent.
- Les objets connectés sont les éléments qui permettront de mettre en œuvre les fonctionnalités dont l'interface doit être pourvue. La création de ces objets doit dépendre des besoins qui auront été mis en avant avec les personnes âgées et les animateurs d'atelier. On peut également noter que certaines fonctionnalités identifiées lors de la création de l'IHM peuvent également impliquer la création d'objets connectés dédiés.

Parmi les interactions que ces éléments présentent entre eux, on peut noter que l'intégration de l'IHM dans les supports choisis, ainsi que la réalisation de la communication entre ces derniers et les objets connectés, relèvent du domaine technique, et peuvent être réalisées de manière interne. En revanche, concernant l'interaction IHM/objets connectés, il y a des points qui doivent être abordés en conception participative, notamment vis-à-vis du traitement des données émises par les objets, leur sécurité, ainsi que ce que l'IHM va en faire par la suite (sauvegarde, destruction, …).

B. *Choix du premier élément à aborder*

Parmi les trois éléments présentés, l'IHM est celui qui sera amené à évoluer durant le projet. En effet, même si son design général sera déterminé dans les premières étapes de sa création, son contenu sera toujours en évolution, notamment en fonction de l'axe de recherche sur les objets connectés. Quant aux supports et objets, une fois déterminés, ils ne devraient pas présenter de changements majeurs dans leurs fonctions. Il est néanmoins possible que leur nombre augmente durant le projet. Il a donc été choisi de débuter les recherches avec l'IHM. Le but est ainsi de créer une base de réflexion avec les personnes âgées, pour ensuite mener en parallèle les trois axes de recherche, avec l'évolution de l'IHM comme fil rouge.

IV. Travaux sur l'IHM

A. *Préambule : Evaluation des besoins et des scénarios d'usage*

Afin de créer des discussions, et de permettre aux personnes âgées d'émettre des idées, il est nécessaire d'amorcer le processus en leur présentant une base de réflexion. L'idée est ici de réaliser un test utilisateur durant un entretien collectif.

Pour ce faire, une maquette d'IHM a été réalisée à l'aide du logiciel Axure RP, avec des fonctionnalités basiques (Table I), sans efforts particuliers vis-à-vis de son ergonomie (Fig. 3). De plus, plusieurs mini-scénarios d'usages succincts (Table II) ont été mis en œuvre, sans aide à la navigation. Le but est de permettre aux gens d'identifier ce qui ne leur plait pas, et de commencer à imaginer ce qu'ils auraient aimé voir.
Remarque : Les activités proposées dans le cadre de ces essais sont des vidéos présentant des exercices d'étirement, le but étant uniquement d'illustrer ce que pourraient être les activités proposées.

B. *Bilan des retours et discussions initiales*

Deux types de retours ont pu être faits suite au test utilisateur (8 femmes et 4 hommes, âgés de 62 à 80 ans) utilisant cette base, et grâce aux discussions qui s'en sont suivies. Le premier type de retours correspond à l'utilisation de l'interface elle-même, le second aux scénarios mis en place.

Figure 3. Maquette basique avec un panneau de bilan (a), d'exercices (b), de "visio" (c), et d'atelier d'activité (d)

En ce qui concerne l'interface elle-même, les retours sont résumés Table III. Malgré l'aspect explicite de ces retours, il est nécessaire d'analyser plus en détail certains d'entre eux. Tout d'abord, le cas de la "visio" est intéressant. Cette terminologie n'étant pas comprise par tous, cela a produit de la frustration, et parfois des phénomènes de refus.

TABLE I.

Onglets de navigation	**Fonctionnalités**		
Bilan	Etat de forme de la semaine	Etat de forme du jour	Progression du programme d'activité
Exercices	Conseils de l'encadrant	Exercices du jour à faire	Questionnaires du jour à faire
Visio	Appel d'un medecin	Appel d'un membre de l'atelier d'activité	Appel d'un membre de la famille/ami
Groupe	Agenda de l'atelier	Ajout d'un évènement personnel à venir	Discussion avec les autres membres

TABLE II.

Mini-scénarios	**Tâches à réaliser**		
1	Aller dans les exercices et faire le premier questionnaire	Trouver la date du prochain atelier d'activité	Aller voir le bilan de la semaine
2	Aller dans les exercices et faire le deuxième questionnaire	Trouver comment faire une "visio" avec un membre de l'atelier	Aller voir le bilan de la journée
3	Aller dans les exercices et faire la première activité	Aller lire les messages laissés par les membres de l'atelier	Aller voir le bilan de la semaine
4	Aller dans les exercices et faire la deuxième activité	Aller voir la progression du programme d'activité	Trouver la date du dernier atelier d'activité de l'année

TABLE III.

	Retours positifs	**Retours négatifs**	**Sans avis**
Facilité d'accès aux questionnaires et exercices	75%	25%	0%
Facilité d'accès à l'agenda et aux message des membres de l'atelier	16%	84%	0%
Facilité d'accès au bilan d'activité	80%	20%	0%
Lisibilité du bilan d'activité	50%	25%	25%
Lisibilité des messages des membres de l'atelier	58,3%	8,3%	33,3%
Lisibilité de l'agenda de l'atelier	11,1%	22,2%	66,7%
Intérêt du panel de bilan	9%	27,7%	63,3%
Intérêt des vidéos de présentation d'exercices	67,5%	25%	7,5%
Commentaires supplémentaires			
Eléments gênant dans la maquette	Manque de précision Terminologie "visio" mal comprise Manque d'explications Manque de personnalisation Disposition des boutons de commande peu intuitive		
Eléments appréciés dans la maquette	Messages des membres Possibilité de communiquer Les propositions d'exercices et de questionnaires Les conseils		
Fonctions/éléments supplémentaires voulues	Personnalisation Meilleur contraste de couleur Pouvoir contacter des spécialistes, médecins, etc…		

Cela a induit que des personnes ont indiqué vouloir des fonctions supplémentaires pour entrer en contact avec des

médecins, des spécialistes, etc., alors même que cette fonction était déjà possible dans la maquette. Ceci est corroboré par le manque d'explications et de précisions que les personnes âgées ont indiqué. Ensuite, le cas de l'agenda et des messages des membres nécessite également des explications. Pour ce qui est des vidéos et des questionnaires, le terme d'exercice était présent dans les instructions des scénarios. Ce mot étant celui présent sur le bouton permettant d'accéder au panel des exercices, les usagers ont eu peu de difficulté à les trouver. En revanche, pour les messages et l'agenda, il était directement mentionné de les trouver, sans préciser qu'ils étaient dans le panel "groupe". C'est pour cela que le pourcentage de personnes ayant eu des difficultés à les trouver est plus important. On retrouve encore une fois le phénomène frustration/refus. Ceci explique en partie les avis mitigés sur la lisibilité des messages et de l'agenda. Il y a donc ici non seulement un défaut d'ergonomie, mais aussi de scénario mal construit.

Pour ce qui est des scénarios, on comprend donc bien que la manière d'écrire les instructions joue un rôle important dans l'expérience que les usagers vont avoir. Mais au-delà de ça, la complexité de la séance de test a aussi été désignée comme problématique, notamment le système de mini-scénarios, qui a été ressenti comme étant peu clair. Pour terminer sur l'aspect scénario d'usage, les personnes âgées ont également indiqué qu'elles avaient eu du mal à comprendre le but des instructions du scénario, et que cela représentait une difficulté supplémentaire. Il sera donc important pour les scénarios futurs, de permettre aux testeurs de comprendre la logique derrière les scénarios, pour qu'ils puissent être plus impliqués. Nous ferons donc une co-construction des scénarios avec eux

C. *IHM : Poursuite de l'étude*

Maintenant que les résultats de la séance ont été analysés, ils pourront être présentés au prochain entretien collectif, et serviront de nouvelle base de discussion. De plus, toujours afin de générer des idées et du débat, une nouvelle maquette a été réalisée grâce aux retours précédents. A titre d'exemple, le panneau d'accueil est présenté sur la figure 4. Le but est ici d'améliorer la lisibilité, ainsi que l'ergonomie générale de l'IHM. Dans un premier temps, toutes les commandes ont été regroupées au centre de l'écran. De plus, elles ne sont plus uniquement nommées par un mot, tel que "groupe" ou "visio", mais directement par leur fonctionnalité.

Figure 4. Nouvelle maquette

Ensuite, un guide vidéo d'utilisation a été réalisé et implémenté dans la maquette. Il permet aux utilisateurs d'apprendre les différentes fonctionnalités disponibles, ainsi que les moyens d'y accéder. Pour continuer, afin d'éliminer tout problème de contraste ou de gêne dû à des couleurs trop vives, le noir et blanc est désormais prédominant. Enfin, une barre d'onglets a été ajoutée au bas de l'interface pour permettre un repérage permanent des catégories de navigation par l'utilisateur.

V. Perspectives

Les discussions et débats ont désormais pris place dans les entretiens collectifs, et il s'agit dorénavant de leur donner un cadre afin d'éviter une trop grande dispersion des sujets abordés. Ainsi, concernant l'étude de l'IHM, les séances de conception participative s'organiseront autour de trois phases, à savoir le cahier des charges des fonctionnalités et des méthodes d'interactivité, le design, et enfin le scénario d'usage. Au terme de ces trois phases de conception, un prototype ainsi que des tests utilisateurs seront réalisés. Nous présenterons enfin les résultats en entretien collectif afin de valider ou non cette étape.

Remerciements

Ce travail bénéficie du financement du Conseil Régional Champagne-Ardenne et des Fonds Européens pour le Développement Régional (projet Motiv@Dom, références D201501138 et D201505037). Nous remercions nos partenaires l'association Toutagym, le centre de prévention Bien vieillir Agirc-Arrco « les Arcades » de Troyes et la mission Sport et Santé de J&S. Nous sommes particulièrement reconnaissants envers tous les aînés volontaires, les Amis du Living Lab ActivAgeing qui ont participé aux tests de produits innovants lors des Matinales du projet. Ce projet de recherche est conduit au sein des activités de la chaire d'innovation SilverTech de l'UTT.

References

[1] N. Blanpain, O. Chardon, "Projections de population à l'horizon 2060. Un tiers de la population âgé de plus de 60 ans", Insee Première. 2010 ; 1320 : 1-4.

[2] Health in the European Union-facts and figures: Healthy life years, http://ec.europa.eu/eurostat/statistics-explained/index.php/Healthy_life_years_statistics.

[3] Espérance de santé en France, http://www.eurohex.eu/pdf/CountryReports_Issue9_translated/France.pdf

[4] H. Blain, A. Vuillemin, A. Blain, C. Jeandel, "Les effets préventifs de l'activité physique chez les personnes âgées. Médecine préventive chez les personnes âgées", La presse médicale. 2000, 29(22) : 1240-8.

[5] Institut national de la santé et de la recherche médicale, "Activité physique : contexte et effets sur la santé. Synthèse et recommandations", Paris : Inserm ; 2008.

[6] H. Escalon, F. Beck, et A. Vuillemin, "L'activité physique de 55 à 75 ans, analyse", Soins Gérontologie, n°95, mai/juin 2012.

[7] J. Caelen, F. Jambon, A. Vidal, "Conception participative : des Moments à leur instrumentation", Revue d'Intéraction Homme-Machine, Vol. 6, N°2, 2005.

[8] J. Kivits, F. Balard, C. Fournier, et M. Winance, *Les recherches qualitatives en santé*, Armand Colin, 2016.

Interoperable infrastructure and implementation of a health data model for remote monitoring of chronic diseases with comorbidities

P. Finet [1, 2,3], B. Gibaud [2,3], O. Dameron [4] and R. Le Bouquin Jeannès [2,3]
[1] Centre Hospitalier Intercommunal Alençon-Mamers, Alençon, F-61000 France
[2] INSERM, U 1099, Rennes, F-35000 France
[3] Université de Rennes 1, LTSI, Rennes, F-35000, France
[4] IRISA, Université de Rennes 1, F-35042 Rennes, France
phfinet@ch-alencon.fr

Abstract **-** The future increase of chronic diseases justifies the development of telemedicine for following up patients outside of the hospital. However, current telemedicine applications are disease-specific whereas chronic diseases are often associated with comorbidities. We show that the use of interoperability standards for telemedicine systems makes it possible to build a telemedicine platform (with several medical devices) that can be shared between several diseases workflows. To remotely follow up the patient's vital signs, health professionals need to access to the context description and the relevant background information. The implementation of an health data model that meets the needs of practitioners seems to be an appropriate solution to this problem.

Keywords: Telemedicine, interoperability, Health data model.

I. Introduction

The ageing of the population is associated with the development of chronic diseases [1], which were responsible for 36 of the 57 million deaths worldwide in 2008 [2]. The United Nations estimated that this category is expected to reach 406 million by 2050 [3]. The aging of the population will result in an increase of the number of chronic diseases with comorbidity factors [4]. For example, compared with people who do not have diabetes, the diabetic patients have a higher risk of cardiovascular morbidity. Type 2 diabetes increases the risk of coronary artery disease by a factor of two to four, and the risk of heart failure by a factor of two to eight [5]. The use of telemedicine facilitates patient follow-up outside of the hospital. Telemedicine applications can contribute to reduce healthcare costs by reducing the number of hospital consultations and transports. However, most existing telemedicine projects focus on a single chronic disease and few actors. In such cases, comorbidities are usually not explicitly considered. In fact, taking comorbidities into account requires the ability to share medical data among health care information systems. To have access to care anywhere and anytime with telemedicine, it is necessary to create a fully interoperable infrastructure [6]. The benefits of such architecture are two-fold: first, to avoid the redundancy of medical information systems as isolated islands, and second, to enable the chronic disease telemedicine application to take into account parameters from the comorbidities. The first part of this article consists in identifying a model of data structure that meets the medical needs of remote monitoring for several chronic diseases with various medical devices. This led us to propose in a second part a new implementation of interoperable telemedicine systems which allow healthcare professionals to share patient information.

II. The proposed telemedicine system

A. Conception of the health data model

1) The telemedicine systems constraints

To analyse patient's data, health professionals need to access to the context description (e.g. information about the type of examination), the important background information (e.g. the type of collected measurements from medical devices and the date and the time date of the measurements) and the acquisition context (e.g. sensor characteristics). Furthermore, if exchanged information is limited to raw data captured by patients, it is not possible to interpret it meaningfully. Indeed, for example, the results of the measures do not have the same meaning according to the time and date of measurements. Patient's data are context-dependent [7]. They cannot be properly interpreted by a remote medical staff without specific contextual information.

For chronic diseases, the function of telemedicine systems is to monitor patients' vital signs. Patients with chronic diseases usually follow established care protocols to enable monitoring vital signs with the introduction of according to some alert thresholds. With this infrastructure, simultaneous monitoring of a chronic disease and its potentially chronic comorbidities can be performed, and two different physiological alerts could be treated at the same time. For this purpose, an environment should be implemented to share and exchange patient's data and to facilitate cooperation between healthcare professionals. In this case, the telemedicine systems must be fully interoperable from technical (between two different technology systems), syntactic (between two different communication systems) and semantic points of view.

In order to solve the two problems mentioned above, we propose an integrated solution addressing both previous issues.

A conceptual health data model that meets the medical needs of remote monitoring of patients addresses to first problem. The use of standard data exchange formats, interoperable services and standard transport protocols to send structured data to a remote location addresses the second.

2) *Proposed health data model*

To define an health data model suitable for telemedicine projects, we selected an appropriate modeling framework from the international standard HL7 Clinical Document Architecture (CDA) [8]. The aim of this standard is to share interoperable clinical documents between healthcare professionals. Theses models should support both qualitative and quantitative data captured during a medical consultation. Today, the CDA R2 version includes structured elements in the document header and in the document body [9]. This type of documents may include several sections that contain human readable narrative forms or codified structures for an automatic processing. Thus, it contains health data that can be easily integrated into databases of healthcare facilities [8]. With the last version of CDA, the body text sections include codified entries to recover external data (Fig. 1) [9]. The implementation of a CDA document requires to select an existing model that contains templates and rules sets. Templates are designed to create standardized clinical documents that are specifically intended to support clinical workflows in various use cases [10]. For our telemedicine project, we chose a CDA document which aims to get vital signs.

This type of document contains different templates and values. For each medical device used at the patient's home, the creation of the health context model consists of describing variables, constants and codes which are present in the CDA header, in a CDA section, in a CDA sub-section or in a predefined entry. As an illustration, we propose to describe the blood pressure monitor model [11] which is used in an experiment in progress. The operating principle of the pressure sensor is based on both the systolic and diastolic blood pressure measurements. For the blood pressure measurement codification, three medical nomenclature terms are required: Blood pressure code, diastolic blood pressure code and systolic blood pressure code. For the blood pressure monitor model, other data are required to provide contextual information: date and time of the data acquisition and sensor identification data. The health context model of blood pressure monitor is shown in Fig. 2.

At all stages of patient's data transfer, the variables, the constants and nomenclature codes of the health context model must be communicated to the different receivers of patient data.

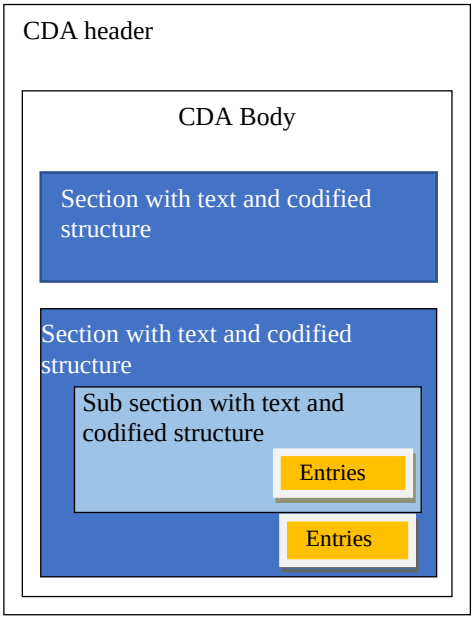


Figure 1. CDA structure

3) *Interoperability of the telemedicine systems*

The aim of our project is to get an interoperable telemedicine system, suitable for monitoring a chronic disease and its potentially chronic comorbidities simultaneously. To guarantee quality and safety of patient's care, our telemedicine application combines three different systems: the patient

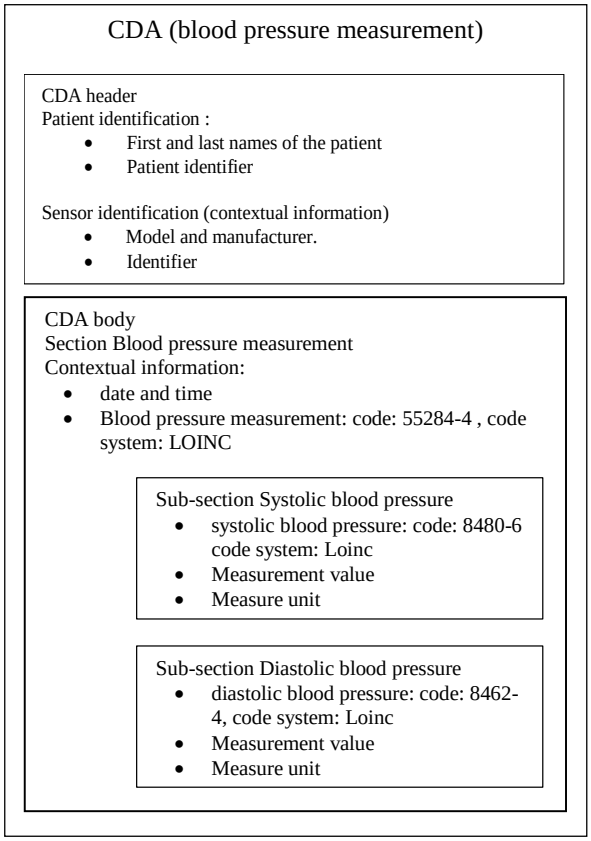


Figure 2: the health context model of blood pressure monitor

system for the medical monitoring and patient self-measurements, the data processing and archiving system, which is generally located in the hospital and the data transmission system between the two structures. These three systems describe the workflow of the patient's data from his home to the hospital and must be in teroperable.

Continua Health Alliance (CHA), a non-profit organization, promotes standard data exchange formats, integration profiles and standard transport protocols. The Guidelines of the CHA [12] help to develop interoperability between components of the three systems of our telemedicine architecture, based on international standards and Integrating the Healthcare Enterprise (IHE) technical frameworks. To guarantee plug & play capability, the CHA prescribes for the patient system the use of the ISO/IEEE 11073 standards family [12] for communication between medical devices and application hosting devices, such as mobile phones and set-top boxes. For the data transmission system, an IHE profile and the Health Level 7 (HL7) V2.6 [13] standard are used to transfer securely health data from patient's home to health professionals. The IHE DEC (Device Enterprise Communication) profile defined in the IHE PCD (Patient Care Device) technical framework allows a point-to-point communication between a hosting device and a remote server. A HL7 v2.6 message is transmitted to the remote server based on the information contained in the hosting device. For the data processing and archiving system, IHE has proposed the XDS (Cross-enterprise Document Sharing) profile [14], which comes from the IHE IT Infrastructure technical framework (ITI TF). This profile describes appropriate sharing of medical documents. It specifies the transactions supporting the registration, distribution and access to shared documents between healthcare facilities. Fig. 3 summarizes the different steps of data transport by the three interoperable systems with the use of communication standards, standard health data exchange formats and integration profiles.

4) *The different models and structure data of the communication standards*

To represent data and to define data access, the ISO/IEEE 11073 family of standards provides some models which contain objects and attributes. They will help us to describe the data receipt and the data transfer process from one system to another. The system model of the IEEE standard 11073-20601

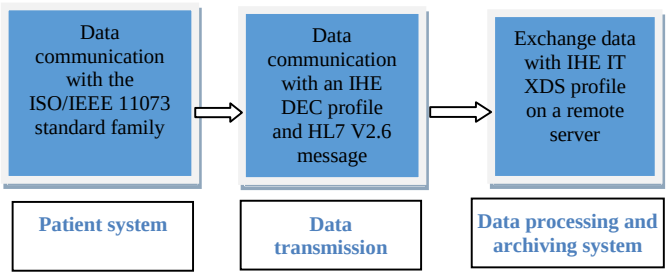


Figure n°3: The data communication

is divided into three principal components: the domain information model (DIM), the service model, and the communication model [15]. These objects and their attributes represent the elements that control the behavior of the device and the data transferred to a hosting device. The IHE DEC Integration Profile describes a HL7 v2.6 message which is used to communicate the information contained in the hosting device [16].

5) *The DIM model*

For the patient system interoperability and the transport of our data structure model, it is necessary to describe the DIM in order to analyse its objects and attributes which contain detailed information on the device, on the data type, on the number of physiological measurements to exchange and on the device status at the host device [17]. These components are essential items of the communication protocol between the sensor and the hosting device. The most important object is the Medical Device System (MDS). It represents the properties and services of the medical device. The attributes of the MDS object allow to identify the device, to describe its technical and the state data. Besides the MDS object, there are Persistent Metric Store (PM-store) object and other objects (zero or more per object type) which are derived from the metric class. These different objects are numeric objects which represent episodic measurements, Real Time Sample Array (RT-SA) objects which represent continuous samples or wave forms, enumeration objects which represent event annotations and PM-store which provides a persistent storage mechanism [17].

For simple medical devices (as a blood pressure monitor) which only deliver episodic measurements, the DIM consists only of MDS and numeric objects (see Fig. 4) [18]

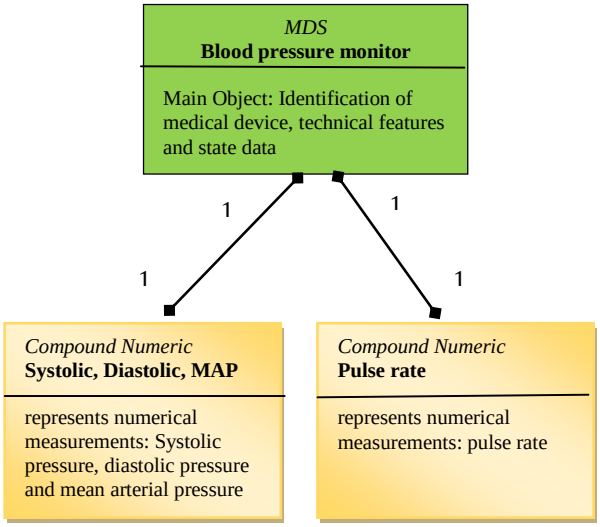


Figure n°4: The blood pressure monitor DIM

TABLE I. COMPARISON BETWEEN THE HEALTH CONTEXT MODEL AND DIM

the health context model of blood pressure monitor	**DIM Model**	
Item in the model of blood pressure monitor	Variable or constant name	Item and location field in the blood pressure monitor DIM
SENSOR DESCRIPTION		
Model and manufacturer	MDC_ATTR_ID_MODEL	Attributes included in MDS object
Identifier	MDC_ATTR_SYS_ID	
MEASUREMENT DESCRIPTION		
Date and time	Absolute-Time-Stamp	Attribute included in systolic/diastolic/MAP numeric object
Blood pressure measurement	MDC_PRESS_BLD_NONINV	Code included in Numeric object (with another nomenclature: ISO/IEEE 11073-10101 Vital Signs Nomenclature [1]
Systolic blood pressure	MDC_PRESS_BLD_NONINV_SYS	Code included in Numeric object (with another nomenclature: ISO/IEEE 11073-10101 Vital Signs Nomenclature
Measurement value	MDC_ATTR_NU_CMPD_VAL_OBS_BASIC	Attribute included in systolic/diastolic/MAP numeric object
Diastolic blood pressure	MDC_PRESS_BLD_NONINV_DIA	Code included in Numeric object (with another nomenclature: ISO/IEEE 11073-10101 Vital Signs Nomenclature
Measurement value	MDC_ATTR_NU_CMPD_VAL_OBS_BASIC	Attribute included in systolic/diastolic/MAP numeric object.
Measurement unit	MDC_DIM_MMHG	Attribute « Unit-Code » included in systolic/diastolic/MAP numeric object. The unit is mmHg

[1] A mapping between the ISO/IEEE 11073-10101 numeric codes and the equivalent LOINC term(s) is required

B. *The health data model communication*

1) *Comparison between the two models*

To verify the first step of transport of all structured data of a blood pressure monitor (data transport with the ISO/IEEE standards), we analyzed the relation between the DIM data model and the health context model. The aim of this study was to verify the good mapping of all components between the two models (see TABLE I). The only difference between these models was the use of different nomenclature systems for medical terms. To obtain a semantic interoperability of the telemedicine application, it was required to elaborate a mapping between the ISO/IEEE 11073-10101 numeric codes and the equivalent LOINC term(s) [17].

2) *The HL7 V2.6 message*

To transfer the health context model data from the patient's home to a remote location, the IHE DEC profile advises the use of a HL7 v2.6 message which contains patient's information in encoding syntax based on segments [16].

This type of message has two main characteristics: it can be sent without solicitation from the remote location and its structured data cover all observations and results which come from the patient's home. The name of the message type is « ORU^R01^ORU_R01 » [16]. It consists of several optional or mandatory data segments. It is composed of three main components: the Message Header (MSH), The Observation/Result segment (OBX) and the observation Request segment (OBR). The MSH defines the identification of message, the sender and receiver, the message type, and some specifics of the syntax of a message [16]. The OBX is used to transmit a single observation or observation fragment [16]. All results of patient's measurements should be contained in OBX segments. The third component is the observation Request segment (OBR). It contains the request of the medical act (ordering information) and the context for observation (i.e., whether the request was done in-clinic or remote). When a set of observations is ordered, the order message contains an OBR segment [16]. Some fields in the OBR segment apply only to the ordering message.

For remote monitoring systems, the message structure of « ORU^OR01^ORU^R01 » is suitable to transmit data between the patient's home and a remote health care facility. In the message header, the patient's identification and contact information may be transmitted by the Patient Identification (PID) segment. All results of patient's measurements are contained in OBX segments. The identification of the device will be present in an OBX segment. In this case, the suffix of the OBX-3-observation identifier is DEV [15]. In the OBR-4 of the OBR segment, we have the identifier codes for the requested patient's measurements. For the transfer of the message, it is advised to use HTTPS or other secure standard protocols. The HL7 message sent from the patient's home allows the patient's data to be processed and stored on a

remote server. When a patient's measurement threshold is exceeded, Data processing and archiving system must be able to generate and display alerts or to indicate the actions to be implemented in case of emergency. In this case, a CDA document can be created.

3) The CDA document

The CDA document is automatically generated and it is made accessible by medical professionals. The document sharing management system can be built with the XDS profile functional architecture [14]. This profile describes appropriate sharing of medical documents. It specifies the transactions supporting the registration, distribution and access to shared documents between healthcare facilities [14]. With the IHE XDS profile, sending and receiving clinical documents can be achieved with standard communication protocols as HTTP or HTTPS.

III. Conclusion and Perspectives

Telemonitoring is a helpful tool for at home preventive care for vulnerable population with chronic health conditions. To be efficient, the data collected at the patient's domicile must be exhaustive to support adequate interpretation and follow up of vital signs. The guidelines of the CHA help building an interoperable solution for the three systems of telemedicine applications. This ecosystem promotes the use of the ISO/IEEE 11073 standards family for communication between medical devices and computer systems, and the use of HL7 standards and of IHE integration profiles for exchanging clinical data among information systems. Implementing a health context model data to collect vital signs should facilitate medical data exchange between healthcare professionals. CDA, a structured and standardized document, is an appropriate tool to the new conditions of information exchange.

References

[1] P. Finet, R. Le Bouquin Jeannès, O. Dameron, and B. Gibaud, "Review of current telemedicine applications for chronic diseases. Toward a more integrated system?'', IRBM, March 2015, vol. 36, n° 3, pp. 133-157.

[2] World Health Organization, "Global Status Report on Non communicable Diseases", 2011.

[3] United Nations, "World Population Prospects: The 2006 Revision. New York: United Nations", Department of Economic and Social Affairs, Population Division; 2007, See: http://www.un.org/esa/population/publications/wpp2006/WPP2006_Highlights_rev.pdf (last checked 8 November 2013).

[4] C.D. Mathers, C. Bernard, K. Moesgaard et al, "Global Burden of Disease in 2002: data sources, methods and results", In Global Programme on Evidence for Health Policy Discussion Paper No. 54. Geneva: World Health Organization; 2003.

[5] I. Martín-Timón, C. Sevillano-Collantes, A. Segura-Galindo, F. Javier del Cañizo-Gómez, "Type 2 diabetes and cardiovascular disease: Have all risk factors the same strength?", World J Diabetes 2014 August 15; vol. 5, no. 4, pp. 444-470.

[6] R.L. Craft, "Toward technical interoperability in telemedicine", Telemed. J. E. Health, 2005, vol. 11, n° 3, pp. 384-404.

[7].. M. Baas, S. Bernonville, N. Bricon-Souf, S. Hassler, C. Kolski, A.G. Boy, "Towards a context model for human-centered design of contextual data entry systems in healthcare domain", 16th International Conference on Human-Computer Interaction, Heraklion, Crete, Greece, June 22-27, pp. 223-233.

[8] R.H. Dolin, L. Alschuler, C. Beebe, P.V. Biron, S.L. Boyer, D. Essin et al, "The HL7 Clinical Document Architecture", J. Am. Med. Inform. Assoc., 2001, Vol. 8, pp. 552–69.

[9] J.M. Ferranti, R.C. Musser, K. Kawamoto, W.E. Hammond, "The Clinical Document Architecture and the Continuity of Care Record: A Critical Analysis", J Am Med Inform Assoc, May-Jun 2006, vol. 13, n° 3, pp. 245–252.

[10] Health Level Seven, "L7 Implementation Guide: S&I Framework Transitions of Care Companion Guide to Consolidated-CDA for Meaningful Use Stage 2, Release 1 – US Realm", See: https://www.hl7.org/implement/standards/product_brief.cfm?product_id=258 (last checked 7 November 2015).

[11] R.H. Dolin, L. Alschuler, S. Boyer, C. Beebe, F.M. Behlen, P.V. et al, "HL7 Clinical Document Architecture, Release 2", J. Am. Med. Inform. Assoc., 2006 Jan-Feb;13(1): pp 30-9.

[12] F. Wartena, L. Muskens-Schmitt, "Continua: The Impact of a Personal Telehealth Ecosystem", International Conference on eHealth, Telemedicine, and Social Medicine - eTELEMED, pp. 13-18, 2009.

[13] M. Frohner, P. Urbauer, M. Forjan, B. Pohn, F. Gerbovics, S. Sauermann et al, "Development of an Android App in Compliance with the Continua Health Alliance Design Guidelines for Medical Device Connectivity in mHealth", Biomed Tech (Berl), 2012 Sep 6, vol. 57 Suppl 1.

[14] G. Duftschmid, C. Rinner, M. Kohler, G. Huebner-Bloder, S. Saboor, E. Ammenwerth, 'The EHR-ARCHE project: Satisfying clinical information needs in a Shared Electronic Health Record System based on IHE XDS and Archetypes", Int J Med Inform., Dec 2013, vol. 82, n° 12, pp. 1195-207.

[15] I.N. Korsakov, S.M. Kuptsov, D.A. Raznometov, V.V. Feklistov, M.A. Sumskoy, "On Demand Plugins for X73-PHD Manager", International Journal of Advanced Trends in Computer Science and Engineering, 2013, vol. 5, pp. 35-40.

[16] IHE, "IHE Patient Care Device (PCD) Technical Framework, Volume 1 PCD TF-1 Integration Profiles", 2013 October 11.

[17] IEEE, "Std 11073-20601: 2010 Health Informatics - Personal Health device Communication – part 206101: application profile - optimized exchange protocole", 2010 May 1.

[18] IEEE, "Std 11073-10417: 2010 Health Informatics - Personal Health device Communication – part 10407: device specialization – blood pressure monitor", 2008 December 10.

Les usagers d'un objet connecté, acteurs du processus d'innovation

Proposition d'une démarche d'évaluation de l'acceptabilité d'une plateforme de capteurs de comportements

Barnier F.[1], Chekkar R.[2]., Valin A.[3]
[1]Université d'Orléans - IUT de Bourges, Laboratoire CEDETE, Orléans, France
frederiquebarnier@wanadoo.fr
[2] Université d'Orléans - IUT de Bourges, Laboratoire VALLOREM, Orléans, France
rahmachekkar@gmail.com
[3] ACTES (Analyse, Création et Technique pour l'Expertise Sociale), Tours, France
audreyvalin@ymail.com

Résumé

La dernière étape du processus d'élaboration de toute innovation est la mise sur le marché du produit innovant qui devient alors objet de consommation. Le succès de cette étape est conditionné par la façon dont les usagers perçoivent, reçoivent, acceptent et utilisent le nouveau produit. D'où la nécessité de mener en amont des réflexions sur l'acceptabilité du produit innovant par ses usagers potentiels en intégrant ces derniers tout au long du processus d'innovation. Les modalités pratiques de cette intégration sont ici questionnées dans le cas des objets connectés. Nous tentons plus précisément de répondre à la question suivante : comment évaluer l'acceptabilité d'un nouvel objet connecté par ses usagers potentiels ? Nous avons eu l'opportunité d'investir cette question dans le cadre d'un projet collaboratif développant une plateforme de capteurs de comportements à usage professionnel. Cet article présente alors la démarche d'enquête d'usage menée au début du processus de développement de l'objet connecté afin d'évaluer l'acceptabilité de cette innovation par ses usagers potentiels.

Mots-clés :

Innovation – Technique – Objet connecté - Usagers - Acceptabilité - Enquête d'usage

I. Introduction

La dernière étape du processus d'élaboration de toute innovation est la mise sur le marché du bien (ou service) innovant qui devient alors objet de consommation. Le succès de cette dernière étape est largement conditionné par la façon dont les usagers perçoivent, reçoivent, acceptent et utilisent le nouveau bien (ou service). Compte tenu des forts enjeux que présentent cette étape, l'implication des usagers par les concepteurs tout au long du processus de développement des innovations est déterminante : il convient plus précisément de donner l'occasion aux usagers de formuler leurs attentes et préoccupations à l'égard de l'innovation tant en termes techniques qu'économiques, sociaux, culturels voire éthiques, afin de tenter de concilier et intégrer ces considérations dans la conception du nouveau bien (ou service).

Longtemps négligée, cette implication des usagers, qui fait désormais partie intégrante des processus d'innovation, consiste notamment à mener en amont des réflexions et des questionnements sur leur rapport au produit innovant. Les modalités pratiques de cette intégration sont ici questionnées dans le cas des objets connectés qui présentent la particularité de susciter tant l'engouement que les réticences ces dernières décennies. Le présent article a alors pour objectif d'apporter des éléments de réponse à la question suivante: comment intégrer les usagers dans le processus de développement d'objets connectés et plus précisément comment évaluer l'acceptabilité d'un nouvel objet connecté par ses usagers potentiels ?

Nous avons eu l'opportunité d'investir cette question dans le cadre d'une recherche appliquée en l'occurrence le projet collaboratif CoCAPS visant à développer un objet connecté au service du bien-être, de la sécurité des personnes et de la maîtrise de l'énergie. Il s'agit plus précisément d'une plateforme de capteurs de comportement à usage professionnel : les organisations ciblées sont des structures accueillant et/ou hébergeant du public. Notre rôle dans ce projet a été de réaliser une enquête d'usage au début du processus de développement de l'objet connecté afin d'évaluer l'acceptabilité de ce produit innovant par ses usagers potentiels, autrement dit par des individus exerçant une activité professionnelle au sein des organisations visées.

Dans cet objectif et en nous basant sur les recherches antérieures s'intéressant à la fabrique sociale et à l'acceptabilité des objets et systèmes techniques, nous avons tout d'abord

mené une réflexion théorique et conceptuelle qui nous a permis de décrire et mieux comprendre le rôle des usagers dans le processus d'innovation. Les fruits de notre réflexion sont formalisés dans un modèle d'acceptabilité d'un objet technique par ses usagers qui précise la variable dépendante, en l'occurrence l'acceptabilité d'un objet technique, et les facteurs susceptibles d'agir sur cette variable. Ce modèle et ses fondements sont présentés en section II. A partir de ce modèle, nous avons conçu une démarche d'enquête d'usage, mobilisant la méthode de l'entretien semi-directif, et appliqué cette démarche au projet de plateforme de capteurs de comportements précité. Cette démarche et son application sont présentées en section III.

II. Cadre général de l'évaluation de l'acceptabilité des objets et systèmes techniques par leurs usagers

L'objectif de cette section est de présenter les fondements théoriques et cadres conceptuels sous-jacents à l'évaluation de l'acceptabilité des objets connectés par leurs usagers. Notre recherche se situe dans une approche sociale de la technique - rompant avec une perception technicienne classique - dans laquelle les usagers apparaissent comme des acteurs essentiels du processus de développement des objets et des systèmes techniques. Largement diffusée aujourd'hui, cette approche sociale de la technique met l'accent sur la nécessaire interrogation des usages mais aussi sur les variables qui déterminent l'avenir d'un objet connecté en termes d'acceptabilité, d'acceptation puis d'utilisation.

II.1. Le rôle de l'usager dans le processus de développement des objets et des systèmes techniques

De nombreux travaux antérieurs abordent le changement d'approche de la technique qui s'est opéré dans les années 1970-1980 et qui va de pair avec un renforcement indéniable, depuis quelques décennies, du rôle des usagers dans les processus d'innovation et notamment dans les processus de développement d'objets connectés.

a. De la socialisation de la technique

Pendant longtemps, l'histoire des techniques se présente comme le récit du développement d'une succession d'objets techniques isolés. Ce développement semble inscrit dans un processus de progrès linéaire et indépendant de tout contexte social et culturel. A partir des années 1970, les travaux de certains historiens (Russo, 1986 ; Gilles, 1978) sortent de cette perception traditionnelle en étudiant les liens entre sciences, techniques et sociétés. Ce courant investit la "fabrique sociale" des savoirs et techniques (Gras, 2013, Bonneuil et Joly, 2013). Produits de leur environnement, les savoirs et techniques s'inscrivent dans un contexte social, des idéologies, un imaginaire qu'ils contribuent à modifier. Le fait technique est alors dépeint comme un fait social et culturel (Gras, 2013). Ce revirement dans l'approche des techniques est encore plus largement intégré à partir des années 1980, avec notamment les travaux de Latour (1989) sur les interactions entre sciences, techniques et sociétés.

Dans ce contexte et sous l'impulsion de la diffusion des nouvelles technologies de l'information et de la communication (TIC), se développe dans les années 1990 une sociologie des usages profondément marquée par les travaux de sociologie plus générale qui, dans leurs domaines respectifs (famille, entreprise, travail…), montrent la désagrégation des modèles traditionnels autoritaires, hiérarchiques et patriarcal pour souligner l'émergence de modèles plus participatifs, soutenue par la lame de fond sociale de l'individualisation active. Celle-ci renvoie certes à l'affirmation de l'autonomie individuelle mais aussi à la recherche de nouveaux liens sociaux et à une culture de la subjectivité. La problématique de l'autonomie sociale sous-tend ainsi les premiers travaux et réfute la perception "déterministe" technique qui voudrait que les usages découlent "naturellement" de l'offre des produits et services proposés (Jouët 2000).

Cette évolution est ainsi constatée dans la manière d'appréhender l'innovation. Pendant la majeure partie du vingtième siècle, la vision "schumpetérienne" de l'innovation - en référence aux travaux de Schumpeter (1912, 1942) - domine et appréhende l'innovation comme un simple produit "mécanique" de la science et de la technologie. Cette approche, qualifiée de modèle de "producteur" (Von Hippel, 1988), met en avant un modèle de développement unilatéral des innovations et place au premier rang des acteurs de l'innovation les entrepreneurs (Schumpeter, 1912) et les ingénieurs des départements de recherche et développement des grandes entreprises (Schumpeter, 1942). Dans ce modèle de diffusion linéaire des innovations, les usagers apparaissaient donc passifs (Badillo, 2013). Ce n'est qu'au cours des dernières décennies du vingtième siècle, qu'émerge et se développe tout un courant de recherche autour des *Sciences and Technology Studies* (STS) venant modifier les approches relatives aux processus d'innovation. Les années 1980 voient ainsi apparaître des approches de l'innovation plus interactives (Badillo, 2013) permettant de mieux rendre compte de la réalité et de la complexité des processus d'innovation, processus dynamiques, incertains et imprévisibles (Habib, 2010).

b. De l'usager passif à l'usager acteur du processus d'innovation

Davantage appréhendé comme étant interactif et systémique, le processus d'innovation s'apparente désormais à un processus de co-construction, de co-production de connaissances et d'apprentissages. Cette idée est présente dans le concept de "co-innovention" développé par Musso et al (2007) "*afin de souligner son aspect partagé entre de multiples acteurs (concepteurs, médiateurs, utilisateurs, etc.)*". Les utilisateurs eux-mêmes sont ainsi appréhendés comme des sources d'innovation. Plus largement, la vision d'une science "pure et neutre" laisse la place à une vision de co-production collective des savoirs. Au cœur du processus d'innovation, les usagers

n'apparaissent alors plus comme de simples récepteurs, destinataires d'une offre de biens (ou services) mais comme des co-créateurs.

Dans ce contexte, et toujours en relation avec le champ des TIC, des travaux ont exploré les processus d'appropriation, désormais opposés à la simple consommation. L'usager acteur prend le contrôle, s'approprie les usages qui lui conviennent, est inventif, résiste et bricole (De Certeau, 1980) et peut même "détourner" l'innovation, signe pour certains d'une "*bonne appropriation*" de l'innovation (Pizelle et al, 2014). Ces différents travaux ont ainsi permis d'analyser l'usage comme construit social en le décrivant inscrit dans une généalogie (pratiques antérieures, temporalité plus ou moins longue) marquée par différentes phases (adoption, découverte, apprentissage, banalisation) concourant à l'inscription sociale des nouveaux produits. Ils ont également souligné l'importance des représentations et des valeurs qui peuvent susciter adhésion ou rejet. La définition même du terme "usage" évolue ainsi et devient, non plus la simple réception rationnelle d'une innovation offerte, mais une activité complexe, mobilisant des ressorts culturels et subjectifs et susceptibles de modifier les prévisions, voire l'objet technique lui-même.

Les travaux de sociologie des usages vont ainsi dévoiler le rôle actif des usagers - qui apparaissent inventifs et créatifs - dans le modelage des emplois de la technique et les réactions sociales face à l'arrivée de nouveaux objets (Jouët, 2000). Dans ce cadre, le développement des technologies connectées va ouvrir de nouveaux champs de réflexion : leur développement accéléré entraine des bouleversements importants dans les conduites individuelles et collectives. Plus que jamais, dans cette société hypermoderne et hyperconnectée, la question des enjeux éthiques et politiques des innovations se pose (Jauréguiberry, 2011). Une innovation déstabilise toujours et peut dévoiler ce qui semblait aller de soi ou n'était d'emblée pas questionné. Elle génère des "zones d'incertitude" (Crozier 1971, Jauréguiberry, 2011).

Dans ce contexte, il est nécessaire de maîtriser les usages afin de les prendre en compte dans le processus d'élaboration des produits (Terrade et al, 2009). Les auteurs suggèrent ainsi de mener des enquêtes dites d'usage dont l'objectif est "*d'appréhender la manière dont les personnes s'approprient et utilisent des produits*". Ces enquêtes peuvent se décliner à différents moments du processus d'appropriation de la phase exploratoire à la phase finale d'utilisation active. L'usage d'une technologie peut alors être considéré à trois niveaux qui se succèdent dans le temps (Lheureux, 2009) : a priori (acceptabilité), quand l'objet est réellement acquis (acceptation) et après un certain temps d'utilisation (appropriation) (Terrade et al, 2009). Notre recherche s'intéresse plus particulièrement au premier stade d'usage autrement dit à l'acceptabilité.

II.2. Formalisation d'un modèle d'acceptabilité d'une nouvelle technique par ses usagers

Les travaux antérieurs suggèrent d'évaluer l'acceptabilité d'une nouvelle technique par ses usagers potentiels au début du processus d'innovation autrement dit à un stade où les usagers n'ont pas encore la possibilité de manipuler la technique en question. Il ne s'agit pas seulement de savoir si les usagers acceptent ou non la nouvelle technique mais également d'identifier les facteurs susceptibles de déterminer son acceptabilité par les usagers. Nous proposons ainsi d'investir et d'analyser le processus d'acceptabilité dans son ensemble. Pour ce faire, nous proposons un modèle de recherche intégrant une variable dépendante, en l'occurrence l'acceptabilité de la technique, et un ensemble de variables supposées déterminantes qui constituent autant de facteurs susceptibles d'influencer l'acceptabilité. Le but de ce modèle est de prédire l'acceptabilité d'une technique et d'identifier les ajustements qui doivent être apportés sur cette technique afin de le rendre acceptable aux yeux du plus grand nombre d'usagers.

a. L'acceptabilité d'un objet connecté par ses usagers : une variable subjective bidimensionnelle

Les objets connectés engendrent des comportements perçus comme spécifiques (Jauréguiberry, 2011). S'ils peuvent susciter craintes et rejet, notamment liés aux soupçons de contrôle social, ils peuvent également générer des processus d'adhésion spectaculaire et s'inscrivent dans un "imaginaire technique" particulier (Gras, 2013). L'introduction d'une nouvelle technique dans un contexte professionnel, et plus largement toute proposition d'innovation, vient par ailleurs toujours bouleverser voire transgresser un ordre établi (Alter, 2010) en modifiant les pratiques, les habitudes voire les relations professionnelles au sein des organisations visées. L'évaluation de l'acceptabilité d'une nouvelle technique nécessite alors d'interroger les perceptions, les représentations, la manière dont l'individu s'imagine pouvoir utiliser ou non le nouvel objet qui vient bouleverser ses routines, autant d'éléments qui vont conditionner son "intention d'usage" (Terrade et al, 2009)

La variable dépendante de notre modèle est l'acceptabilité d'un objet connecté. Il convient d'apporter des précisions sur ce concept présenté dans la littérature comme un concept bidimensionnel. L'acceptabilité d'un objet ou système technique est une variable subjective qui renvoie à l'évaluation que se font les usagers au regard de deux dimensions énoncées par Nielsen (1993) à savoir l'acceptabilité pratique et l'acceptabilité sociale.

L'acceptabilité pratique correspond à l'utilité pratique de l'objet, celle-ci étant déterminée par son utilité théorique et son utilisabilité (Pasquier, 2012). L'acceptabilité pratique englobe ainsi à la fois les fonctionnalités proposées et la facilité d'usage (Bobillier-Chaumon et Dubois, 2009). Il s'agit alors d'une

impression générale guidée par des questions de manipulabilité, d'efficacité, de maniabilité et de compatibilité de l'objet notamment avec l'organisation qui en fait usage.

L'acceptabilité sociale est, quant à elle, plus difficile à cerner (Pasquier, 2012), comparée parfois à "*une nébuleuse pas très explicitée, rarement définie et pourtant souvent convoquée*" (Terrade et al, 2009). L'acceptabilité sociale est un concept incluant à la fois les impressions des usagers mais également les attitudes et les contraintes sociales et normatives conduisant à choisir ou supporter l'utilisation d'une technologie donnée (Bobillier-Chaumon et Dubois, 2009). Il renvoit ainsi à de multiples dimensions notamment économiques, juridiques, politiques ou éthiques, et culturelles (Lu et Yeung, 1998), Il s'agit alors d'une impression générale guidée à la fois par ce que la législation autorise (notamment au regard de la protection de la vie privée des personnes), par ce qui est moralement acceptable, par les possibilités et contraintes financières des usagers potentiels, par leurs manières de vivre, leurs habitudes voire leurs croyances ... A cela s'ajoute le contexte idéologique qui n'est pas sans effet sur l'acceptabilité par les usagers: de nombreux travaux portant sur l'évolution des représentations face aux changements techniques ont ainsi souligné un contexte marqué de décrochage entre l'idéologie du progrès technique et "l'opinion publique" (Gras 2013), allant jusqu'à voir une société aujourd'hui récalcitrante, méfiante face aux objets techniques.

b. Les facteurs susceptibles d'influencer l'acceptabilité d'un nouvel objet technique par ses usagers

La littérature antérieure suggère que l'acceptabilité d'une technique par un usager peut être influencée par un ensemble de variables objectives qui correspondent à des variables liées au contexte d'implantation de la technique en d'autres termes le contexte socio-organisationnel et aux caractéristiques propres à l'usager.

- Les variables objectives supposées déterminantes

Le contexte d'implantation d'une technique apparait comme un élément déterminant de son acceptabilité par ses usagers (Bobillier-Chaumon et Dubois, 2009) celle-ci étant par ailleurs conditionnée par l'utilisabilité de la technique en question. Définie comme le "degré selon lequel un produit peut être utilisé, par des utilisateurs identifiés, pour atteindre des buts définis avec efficacité, efficience et satisfaction, dans un contexte d'utilisation spécifié" (ISO 9241-11, 1998), l'utilisabilité est indissociable du contexte d'utilisation autrement dit du contexte dans lequel se déploie l'usage. Nous avançons alors que le contexte d'implantation d'une technique influence l'acceptabilité de cette technique par ses usagers, cela est d'autant plus marqué quand l'usage est fait à titre professionnel où le contexte d'implantation est un contexte socio-organisationnel qui peut être caractérisé par une histoire, une culture, des pratiques et des normes professionnelles qui lui sont propres.

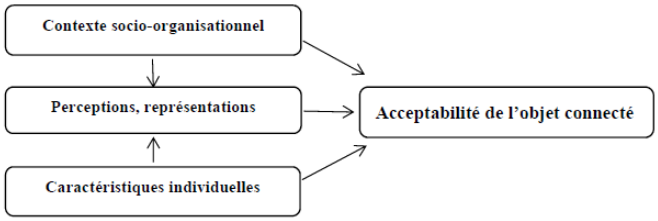
Dans le cas où l'objet technique est destiné à être utilisé dans un contexte professionnel, il faut garder à l'esprit que les usagers sont des acteurs individuels susceptibles d'agir indépendamment du contexte socio-organisationnel où il se trouve. C'est d'ailleurs une des critiques formulées à l'égard de certains modèles d'acceptabilité (Brangier et Hammes, 2007 ; Brangier, Hammes et Hammes-Adelé et Bastien, 2010). Bien des éléments de l'identité, de la personnalité et du parcours d'un individu peuvent, en effet, influer également sur la perception qu'un individu peut avoir d'un objet technique. L'âge, le genre mais également des variables de personnalité sont des facteurs identifiés dans les travaux antérieurs en particulier en psychologie sociale (Venkatesh, Morris, 2000).

L'âge est certainement la variable la plus souvent vérifiée ce qui n'est pas surprenant lorsque l'objet d'étude porte sur des "fractures numériques" (Granjon, 2004) ou sur les "non usagers" (Kellner et al, 2010). L'âge n'est toutefois pas une variable aussi simple qu'elle peut y paraitre à première vue. Elle doit ainsi être considérée avec précautions lorsque l'objet d'étude est à usage professionnel puisque dans ce cas, le modèle n'est testable qu'auprès d'individus ayant une activité professionnelle et ignore donc les plus de 65 ans. Or toutes les générations présentes dans la population active semblent aujourd'hui concernées par les nouvelles technologies et les ont majoritairement intégrées dans leur quotidien domestique et professionnel (IFOP, 2014). Par ailleurs, associée à un contexte professionnel, cette variable en induit d'autres toutes aussi importantes, comme l'ancienneté de l'individu dans la structure et dans la fonction qu'il occupe. La variable de genre est, quant à elle, très peu intégrée dans les travaux sur les sciences et techniques. Pourtant, les stéréotypes de genre placent les femmes en dehors de la technique (ou comme simples utilisatrices passives) et associent les sciences et techniques à l'univers masculin (Dagiral, 2006). Les quelques travaux en sociologies des usages abordant cette question, mettent en évidence le rôle complexe que cette variable de genre peut jouer (Gardey, 2003 ; Jouët, 2003).

- Les variables subjectives supposées médiatrices

Si les variables "contexte socio-organisationnel" et "caractéristiques individuelles" sont supposées agir directement sur la variable "acceptabilité", un lien indirect peut également être envisagé. Ces variables objectives peuvent en effet être à l'origine de constructions subjectives - autrement dit de perceptions, représentations - compte tenu d'autres paramètres notamment l'attachement aux pratiques professionnelles, la résistance aux changements ou encore le niveau de formalisation des réflexions (voire des revendications) autour des pratiques professionnelles, du métier et de sa déontologie. Des variables subjectives relatives aux perceptions et représentations individuelles des usagers (qui peuvent très bien être le reflet de perceptions et représentations collectives) sont par conséquent intégrées comme variables médiatrices dans le modèle.

c. ***Représentation schématique du modèle d'acceptabilité d'un objet connecté à usage professionnel***



III. Proposition d'une démarche d'évaluation de l'acceptabilité d'objets connectés et application au cas d'un capteur de comportements

La démarche que nous proposons attribue un rôle actif aux usagers d'objets techniques. Plus précisément, nous proposons une démarche permettant d'évaluer, au début du processus, l'acceptabilité d'objets techniques. Cette démarche a été conçue et mise en application dans le cadre d'un projet de développement d'une plateforme de capteurs de comportement (CoCAPS). Les concepteurs de ce projet nous ont sollicitées pour intégrer leur équipe composée d'entrepreneurs, d'ingénieurs de recherche et développement, de chercheurs et nous ont posé la question de l'acceptabilité de l'objet connecté, en cours de développement, par ses usagers potentiels. La démarche d'enquête d'usage proposée, basée sur le modèle défini infra, comprend trois principales étapes présentées ci-après.

III.1. Conception du protocole d'enquête permettant d'évaluer l'acceptabilité du produit

La première étape consiste à concevoir un protocole d'enquête intégrant les variables ayant une influence théorique sur l'acceptabilité de l'objet connecté. La conception de ce protocole a nécessité de choisir la méthode d'enquête la plus adaptée pour recueillir les données relatives à chacune des variables du modèle, en l'occurrence l'entretien semi-directif, et d'adapter le modèle d'acceptabilité au processus d'innovation investi en opérationnalisant les variables afin d'aboutir à un guide d'entretien permettant d'approcher les usagers potentiels.

a. ***Choix de la méthode d'enquête***

- Justification du choix de l'entretien semi-directif

Si il existe une grande diversité de méthodes permettant de questionner les usagers potentiels d'un objet technique (Keates , 2006), la méthode de l'entretien semi-directif est indéniablement la plus adaptée aux enquêtes d'usage dès lors qu'il s'agit (comme c'est le cas pour le projet CoCAPS) de recueillir non seulement les propos "informatifs" (variables objectives) mais également des discours (variables subjectives) faisant appel aux perceptions, aux représentations, à l'univers mental de l'enquêté (Kaufmann, 1996). A mi-chemin entre le questionnaire ouvert et l'entretien libre, l'entretien semi-directif présente l'avantage de reposer sur un cadre structuré de questions facilitant l'analyse comparée en particulier lorsqu'un grand nombre d'entretiens est prévu (plus d'une centaine dans le cadre du projet CoCAPS). Cela dit, son utilisation est suffisamment souple pour s'adapter aux différents types d'interlocuteurs approchés. L'entretien semi-directif permet en outre de recueillir la parole des enquêtés bien plus longuement et profondément que le questionnaire ouvert.

- Etapes de l'entretien

Le protocole d'entretien, que nous avons conçu et mis en application, comporte trois phases. La première phase prévoit un ensemble de questions ouvertes permettant de recueillir les données relatives aux variables supposées déterminantes (tant objectives que subjectives). A ce stade, les enquêtés n'ont pas encore connaissance du projet de plateforme de capteurs de comportements. La deuxième phase consiste en une présentation synthétique du produit innovant. Il a fallu pour cela concevoir une vidéo de présentation de deux minutes présentant l'intérêt et les fonctionnalités du produit. La dernière phase prévoit un ensemble de questions ouvertes permettant de recueillir les données relatives à la variable dépendante autrement dit permettant d'évaluer l'acceptabilité de l'objet présenté. Les différentes questions sont intégrées dans un guide d'entretien élaboré après une réflexion sur l'opérationnalisation des variables.

b. ***Opérationnalisation des variables du modèle***

L'opérationnalisation consiste à rendre les différentes concepts (variables) observables, autrement dit à définir des sous-variables appelées indicateurs (en anglais, *proxy variables*) permettant de faire le lien entre les concepts et les données.

- Opérationnalisation de la variable dépendante

L'évaluation établie par les usagers potentiels d'un objet technique tient compte d'un ensemble de considérations qu'elles soient techniques ou sociales. Il est bien évident que tous les usagers potentiels d'un même objet technique n'accordent pas le même poids aux différentes dimensions. Aussi, le protocole d'enquête est conçu de façon à pouvoir identifier quelles dimensions sont les plus déterminantes et pour qui. Pour opérationnaliser la variable acceptabilité de l'objet, nous avons donc fait le choix de ne pas la décomposer en acceptabilité technique et en acceptabilité sociale en optant tout d'abord pour un indicateur destiné à recenser l'impression générale afin de ne pas influencer les enquêtés. Les enquêtés sont ensuite interrogés sur leur perception de l'intérêt que présente la technique pour l'organisation. L'acceptabilité est enfin opérationnalisée en termes d'intention d'utilisation du produit voire d'intention d'acquisition. L'objet connecté est

alors considéré comme étant acceptable aux yeux de l'usager interrogé si son impression générale est positive, si l'objet est perçu comme présentant un intérêt fort pour sa structure, et encore plus si l'usager affiche une forte intention d'utilisation.

- Opérationnalisation des variables objectives supposées déterminantes

Ces variables sont indispensables à l'analyse car elles permettent de cerner le profil des organisations potentiellement les plus aptes à investir dans l'objet connecté. Elles permettent également de cerner là où peuvent se situer les éventuels freins à l'usage. Pour opérationnaliser la variable du contexte socio-organisationnel, nous avons retenu trois indicateurs à savoir le secteur d'activité, la mission de la structure et le public accueilli et/ou hébergé par la structure, caractérisé par son degré d'autonomie vs de dépendance. Pour ce qui est des caractéristiques propres aux individus, nous avons introduit cinq indicateurs dans notre analyse à savoir l'âge, le genre, la fonction au sein de la structure, l'ancienneté dans la fonction et l'ancienneté dans la structure.

- Opérationnalisation des variables subjectives supposées médiatrices

Les variables subjectives supposées médiatrices du modèle sont les représentations et perceptions des usagers. Ces variables doivent permettre d'obtenir des données quant au rapport à la technique, aux objets connectés, et aux fonctionnalités de l'objet présenté. Dans cet objectif, nous avons tout d'abord fait le choix d'interroger les enquêtés sur leurs perceptions et représentations des domaines couverts par les capteurs de comportements. Les deux premiers indicateurs destinés à opérationnaliser la variable "Perceptions et représentations" sont dédiés d'une part aux représentations du bien-être, confort, sécurité des personnes et d'autre part aux représentations de la maîtrise de l'énergie. Ensuite, nous avons introduit un indicateur chargé d'évaluer les perceptions qu'ont les enquêtés des pratiques de leur organisation en la matière puis les perceptions qu'ils ont des autres pratiques en la matière. Enfin, le dernier indicateur vise à interroger les enquêtés sur leurs attentes en matière de bien-être, confort, sécurité des personnes et de maîtrise de l'énergie. Les questions chargées d'évaluer l'ensemble de ces indicateurs sont bien évidemment posées avant de présenter l'objet aux enquêtés afin de ne pas les influencer. La difficulté pour ces indicateurs réside dans leur analyse qui nécessite de trouver des solutions pour les évaluer de la manière la plus objective possible.

- Récapitulatif des variables et de leurs indicateurs dans le cas du projet CoCAPS

Le tableau ci-dessous récapitule dans le cas du projet CoCAPS, les indicateurs retenus pour opérationnaliser chacune des variables du modèle d'acceptabilité d'un objet connecté à usage professionnel.

Variables	Concepts	Indicateurs
Variable dépendante subjective	Acceptabilité de l'objet présenté	Impression générale sur l'objet présenté Intérêt de l'objet présenté pour l'organisation Intention d'utilisation de l'objet présenté
Variables déterminantes objectives	Contexte organisationnel	Secteur d'activité Mission de la structure Public accueilli et/ou hébergé
	Caractéristiques individuelles	Age Genre Fonction Ancienneté dans la fonction Ancienneté dans la structure
Variables médiatrices subjectives	Perceptions et représentations	Représentations du bien-être, confort, sécurité Représentations de la maîtrise de l'énergie Perceptions des pratiques de l'organisation en la matière Perceptions des autres pratiques en la matière Attentes en la matière

III.2. Mise en œuvre de la démarche en administrant l'enquête auprès d'usagers potentiels

Après une phase de pré-test, l'étape suivante consiste à administrer l'enquête auprès d'usagers potentiels. Il convient au préalable d'identifier les usagers potentiels autrement dit de choisir un échantillon pertinent pour l'enquête d'usage compte tenu des spécificités du produit innovant.

a. *Réflexion autour des usagers potentiels et constitution de l'échantillon des enquêtés*

Le choix des enquêtés est déterminant, il doit être mûrement réfléchi et se baser sur une réflexion avec les concepteurs sur les usagers potentiels de l'objet connecté. L'objet étant à usage professionnel, il convient tout d'abord de cerner le profil des organisations visées (ce que les concepteurs du projet CoCAPS ont appelé "cas d'usage") et de réfléchir ensuite au profil des personnes à interroger au sein de ces organisations. Dans le cadre du projet CoCAPS, le choix des structures mais également des fonctions occupées par les enquêtés en leur sein a fait l'objet d'une longue réflexion et a suscité nombreuses discussions au sein de l'équipe.

- Identification des organisations

L'appartenance des enquêtés à des univers professionnels, des secteurs d'activité différents peut théoriquement avoir un impact sur leur perception de l'innovation proposée. Le choix des profils d'organisations s'est alors effectué en soulevant des questionnements autour de l'usage potentiel du produit, de son utilité au sein des types d'organisations pressenties en tenant compte de la façon dont l'objet proposé pourrait modifier ou intervenir à la fois dans les pratiques professionnelles mais aussi plus globalement dans des questions liées à la l'éthique et à la déontologie. Suite à ladite réflexion menée dans le cadre du projet CoCAPS, nous avons arrêté une typologie d'organisations, chaque catégorie étant définie par le secteur d'activité des organisations, la mission des organisations, par le public accueilli et/ou hébergé caractérisé par son degré d'autonomie vs dépendance (personnes autonomes ; personnes dépendantes ou en perte d'autonomie ; tout public).

- Identification des fonctions

La question de la fonction occupée par l'enquêté dans les organisations visées est fondamentale puisque le produit proposé intervient certes dans le même contexte professionnel mais de façon différentiée selon la fonction occupée. Pour chaque organisation et dans la mesure du possible, plusieurs personnes occupant des fonctions distinctes ont été interrogées. Plus précisément, il nous a semblé judicieux de questionner dans chaque organisation un membre du personnel de direction, un membre du personnel technique, un membre du personnel en relation avec les bénéficiaires de la structure. Nous avons ensuite constitué l'échantillon en mobilisant nos réseaux personnels et professionnels. A titre d'exemple, dans une structure d'hébergement touristique, ont été interrogés le directeur, le responsable de la sécurité, la responsable d'hébergement.

b. ***Collecte des données par la réalisation des entretiens***

Les entretiens sont réalisés par une des auteures, recrutée comme chercheuse postdoctorale dans le cadre d'un contrat de quatre mois. Les entretiens sont menés en condition de face à face dans une relation directe enquêteur-enquêté, pour une durée moyenne de 30 minutes. Lorsque les interviews se déroulent par téléphone, la méthode reste identique, seul le protocole change. Dans ce cas, la vidéo de présentation du produit est hébergée sur un site internet dont le lien est protégé par un mot de passe et envoyé à l'enquêté lors de la confirmation de rendez-vous. Durant l'appel, au moment venu de la phase 2 de l'entretien, le mot de passe est donné oralement puis changé dès la fin de la conversation. Les entretiens sont ensuite intégralement retranscrits afin de permettre une analyse plus objective des données qu'elle ne l'aurait été avec une simple prise de notes.

III.3. Analyse des données et des liens entre les variables

La troisième étape consiste à analyser les données et à rédiger un rapport d'enquête. Cette étape consiste plus précisément à analyser de manière approfondie le contenu de chacune des variables du modèle et de tester les liens supposés entre les variables. L'analyse se fait en quatre temps :

Etape 1 - Analyse de contenu des variables subjectives supposées médiatrices
Etape 2 - Test de l'influence des variables objectives supposées déterminantes sur les variables subjectives supposées médiatrices
Etape 3 - Analyse de contenu de la variable dépendante
Etape 4 – Test de l'influence des variables supposées déterminantes et médiatrices sur la variable dépendante

a. **Méthodologie d'analyse de contenu des variables**

Qu'il s'agisse des variables subjectives supposées médiatrices ou de la variable dépendante également subjective, les entretiens menés permettent de recueillir pour chacune de ces variables du modèle une masse de données qualitatives qui prennent la forme de textes autrement dit de discours exprimés à titre individuel par des membres d'organisations diverses. Nous avons mobilisé pour chacune des variables deux méthodologies : une analyse thématique manuelle et une analyse lexicale informatisée.

- Analyse thématique manuelle

Cette analyse manuelle consiste à lire le corpus de données pour en définir le contenu en le codant. Elle a pour objectif de fournir une représentation simplifiée des données brutes (Bardin, 1977) en effectuant une opération de catégorisation. Celle-ci consiste en l'élaboration ou en l'application de grilles de catégories. Dans le cadre du projet CoCAPS, nous avons défini ces catégories a posteriori (après la collecte des données) : elles ont émergé au fur et à mesure de la lecture et après avoir pour chaque variable relevé le verbatim significatif. Pour certaines variables, nous avons mis en place des échelles de Likert. A titre d'exemple, pour les indicateurs "impression générale sur l'objet présenté" et "intérêt de l'objet présenté pour l'organisation", nous avons retenu les échelles à 6 points présentées ci-dessous. Ainsi réduit, le corpus peut donner lieu à des statistiques descriptives.

Impression générale sur l'objet présenté	Intérêt de l'objet présenté pour l'organisation
Très positive	Exceptionnel
Positive	Élevé
Mitigée	Moyen
Sans avis	Faible
Négative	Très faible
Rejet	Inexistant

- Analyse lexicale informatisée

L'inconvénient du classement thématique manuel est qu'il réduit un corpus de données à un thème, un code selon une classification établie à la discrétion du chercheur et qu'il occulte le vocable utilisé. Afin de préciser l'analyse thématique manuelle, nous avons mobilisé une méthodologie d'analyse informatisée de discours basée sur l'hypothèse que l'occurrence des mots est le reflet de la thématique générale des discours. Pour analyser les données issues des entretiens, nous avons ainsi utilisé la statistique textuelle (Lebart et Salem, 1994) par l'intermédiaire du logiciel Alceste (Analyse des Lexèmes Co-occurrents dans les Enoncés Simples d'un Texte), mis au point par Reinert (1983, 1990) et bien adapté à notre démarche exploratoire (Gavard-Perret et Helme-Guizon, 2004). Cette analyse textuelle nous permet de faire émerger les différentes thématiques des discours pour chaque variable subjective. Pour ce faire, il nous a fallu créer un corpus de textes par variable (indicateur) autrement dit regrouper dans un même fichier les données de tous les enquêtés se rapportant à la même variable.

Nous disposons donc d'autant de corpus que de variables et chaque corpus est composé d'autant de textes que d'enquêtés.

Dans le langage Alceste, chaque texte est appelé "unité de contexte initiale" (u.c.i). Les u.c.i sont découpées en "unités de contexte élémentaires" (u.c.e) qui constituent l'unité statistique par défaut pour Alceste, ce dernier retenant le découpage naturel des textes grâce à la ponctuation (les u.c.e. sont des séquences de textes qui coïncident souvent avec les phrases). Le logiciel réalise un premier classement des u.c.e. (phrases) en fonction de la distribution des mots dans ces unités, puis, après lemmatisation du corpus (lemmatiser revient à ramener à une forme unique les différentes formes d'un terme en conservant la racine commune de ces termes), Alceste procède à une classification descendante hiérarchique, afin de dégager des classes de mots traduisant les principaux "mondes lexicaux" du corpus (Reinert, 1983), autrement dit l'équivalent d'un classement thématique reflétant le contenu des discours. Il est possible d'effectuer plusieurs types de classification : une "classification double en u.c.e." dans laquelle Alceste détecte les ressemblances et oppositions entre "phrases", sachant que deux "phrases" se ressemblent d'autant plus que leur vocabulaire est semblable ; une "classification simple en u.c.i." dans laquelle Alceste opère globalement une comparaison entre les différents textes du corpus et détecte les ressemblances et oppositions entre ces textes. Notre objectif étant de comparer les discours d'un usager à un autre, la deuxième classification a été retenue. La typologie établie, qui dépend très largement de la taille du corpus étudié, traduit alors les "espaces référentiels" investis par l'énonciateur lors de l'élaboration de son discours en l'occurrence l'usager potentiel. Un rapport d'analyse assez détaillé est fourni par le logiciel qu'il convient bien entendu d'interpréter.

b. *Méthodologie d'analyse des liens entre les variables*

Afin de tester l'influence des variables objectives sur les variables médiatrices, et des variables objectives et médiatrices sur la variable dépendante, chaque texte est caractérisé par les variables dont il faut tester l'influence. Aussi, chaque texte dédié à une variable relative aux perceptions et représentations d'un usager doit être associé aux caractéristiques individuelles de cet usager potentiel et au contexte organisationnel.

Sous Alceste, il est ainsi possible d'associer à chaque u.c.i. des variables hors corpus. Le discours étudié peut en effet être marqué, grâce à (ce que Alceste appelle) des "mots étoilés", qui jouent, d'une certaine manière, le rôle de variables explicatives/déterminantes, mais qui n'interviennent pas dans l'analyse autrement dit l'introduction de ces variables ne change en rien la classification thématique. Ces variables apparaissent sous forme de mots étoilés successifs dans une ligne introduisant chaque texte. Ces mots étoilés permettent alors de découper chaque corpus en introduisant des variables devant le texte de chaque enquêté. Le logiciel opère ensuite des tests de corrélation destinés à détecter la présence (et l'absence) significative des champs lexicaux dans chaque texte afin d'identifier les éventuelles variables déterminantes significatives.

IV. Conclusion et perspectives

La démarche proposée permet d'évaluer l'acceptabilité d'un objet connecté. Plus précisément, elle permet de cerner les organisations potentiellement adhérentes au concept de l'objet connecté, d'identifier les attentes voire les réticences à l'égard de cet objet, de fournir des préconisations aux concepteurs notamment en matière d'adaptation et de communication sur l'objet. L'intérêt d'une telle démarche participative est également de susciter l'adhésion même par le rejet, ce qui confère aux enquêtes d'usage un certain pouvoir "commercial". Une telle démarche incite les concepteurs et enquêteurs à présenter simplement, pour ne pas dire à vulgariser, un objet technique complexe en une courte vidéo. L'enquête d'usage peut alors être utilisée à des fins de médiation scientifique : dans le cas du projet CoCAPS, certains enquêtés sont allés jusqu'à proposer leur structure comme terrain d'expérimentation.

Remerciements

Cette démarche d'enquête d'usage a été menée dans le cadre d'un projet R&D collaboratif appelé CoCAPS et qui ambitionne de développer une plateforme de capteurs à faible coût permettant de fournir des informations enrichies sur le comportement des personnes à l'intérieur d'un bâtiment au service de l'efficacité énergétique, du bien-être et de la sécurité des personnes. Le consortium construit autour de ce projet est composé d'organisations complémentaires dont le groupe LEGRAND et trois laboratoires de recherche de l'université d'Orléans : le pôle Capteurs rattaché au laboratoire PRISME, le laboratoire CEDETE et le laboratoire VALLOREM.

Les auteurs souhaitent remercier les différents partenaires pour leur avoir offert l'opportunité d'intégrer ce projet au titre de la réalisation de l'enquête d'acceptabilité de l'innovation auprès d'usagers potentiels. Les auteurs tiennent également à remercier BPI France, les conseils régionaux du Limousin et de Rhône-Alpes associé au FEDER, le conseil départemental de l'Isère, et la communauté d'agglomération Bourges Plus, pour leur soutien financier au projet CoCAPs. Le projet CoCAPs, issu du FUI N°20, est également soutenu par les pôles de compétitivité S2E2, Minalogic.

Références bibliographiques

N. Alter, L'innovation ordinaire, Paris, La Découverte, 2000.

N. Alter, Les logiques de l'innovation, Paris, La Découverte, 2002.

L. Bardin, L'analyse de contenu, Paris, PUF, 1977.

M-E Bobillier-Chaumon, M Dubois, "L'adoption des technologies en situation professionnelle: quelles articulations possibles entre

acceptabilité et acceptation", Le travail humain, vol. 72, pp. 355, 2009.

C. Bonneuil, P.-B. Joly, Sciences, techniques et société, La Découverte, Paris, 2013.

E. Brangier, S. Hammes, "Comment mesurer la relation humain-technologies-organisation ?", Perspectives interdisciplinaires sur le travail et la santé [En ligne], vol. 9, no. 2, 2007.

E. Brangier, S. Hammes Adelé, J.M.C. Bastien, "Analyse critique des approches de l'acceptation des technologies: de l'utilisabilité à la symbiose humain-technologie-organisation", Revue Européenne de psychologie Appliquée, vol. 60, pp. 129-146, 2010.

M. Crozier. L'acteur et le système, Paris, Le Seuil, 1977.

E. Dagiral, "Genre et technologie", Terrains et Travaux, vol. 1, no. 10, pp. 194-206, 2006.

M. De Certeau, L'invention du quotidien, Paris, UGE, 1980.

P. Flichy, L'innovation technique, Paris, La découverte, 2003.

D. Gardey, "De la domination à l'action, quel genre d'usage des technologies d'information?", Réseaux, vol. 4, no. 120, pp. 87- 117, 2003.

M. Gavard-Perret et A. Helme-Guizon, "L'analyse de données textuelles en marketing : comparaison de 3 logiciels français", Décisions Marketing, no. 36, p. 75-90, 2004.

B. Gilles, Histoire des techniques : Technique et civilisations, technique et sciences, Gallimard, Paris, 1978.

F. Granjon, "Les sociologies de la fracture numérique. Jalons critiques pour une revue de la littérature", Questions de communication, no. 6, 2004.

A. Gras, Les imaginaires de l'innovation technique, Manucius, Paris, 2013.

J. Habib, "La dynamique de création de connaissances dans les processus d'innovation : Analyse comparée de quatre études de cas dans le secteur de la santé électronique", Systèmes d'Information et Management, vol. 15, pp. 93-140, 2010.

IFOP, "Observatoire des objets connectés: synthèse", www.ifop.com, novembre 2014.

F. Jauréguiberry, S. Proulx, Usages et enjeux des technologies de communication, Editions Érès, Toulouse, 2011.

J. Jouët, "Technologies de communication et genre, des relations en construction", Réseaux, vol. 4, no.120, pp. 53-86, 2003.

JC Kaufmann, L'entretien compréhensif, Paris, Nathan, 1996.

S. Keates, Pragmatic research confronting HCI practitioners when disigning for universal access. Universal Access in the Information Sociéty, 5, pp. 269-278, 2006.

C Kellner, L. Massou, P. Morelli, "(Re)penser le non-usage des TIC", Questions de communication, vol. 18, pp. 7-20, 2010.

B. Latour, La science en action, Paris, La Découverte, 1989.

L. Lebart et A. Salem (1994), La statistique textuelle, Paris, Dunod.

F. Lheureux, Innovation technologie et sécurité routière, modélisation et optimisation de l'acceptation des systèmes d'aide à la conduite automobile., Thèse de doctorat, Université de Provence, 2009.

M.T. Lu, W-L Yeung, "A framework for effective commercial Web application development. Internet Research: electronic networking Application and Policy, vol. 8, pp. 166-173, 1998.

P. Musso, L. Ponthou et E. Seulliet, Fabriquer le futur : l'imaginaire au service de l'innovation, deuxième édition, Pearson Education France, Paris, Le Village Mondial, 2007.

J. Nielsen, Usability engineering, Boston, Academic Press, 1993.

H. M. L. Pasquier, Définir l'acceptabilité sociale dans les modèles d'usage : vers l'introduction de la valeur sociale dans la prédiction du comportement d'utilisation. Psychologie. Université Rennes 2, 2012.

P. Pizelle, J. Hoffmann, M. Aubouy, C. Verchère, Innover par les usages, Edition d'innovations, 2014

M. Reinert , "Les mondes lexicaux et leur logique", Langage et société, Paris, Maison des Sciences de l'Homme, no. 66, pp. 5-39, 1983.

M. Reinert, "Alceste : Une méthodologie d'analyse des données textuelles et une application : Aurélia de Gérard de Nerval", Bulletin de méthodologie sociologique, no. 26, pp. 24-54, 1990.

E.M. Rogers, Diffusions of innovations, New York, Free Press, 1995.

F. Russo, Introduction à l'Histoire des Techniques, Paris, Albert Blanchard, 1986.

J. Schumpeter, Capitalisme, socialisme et démocratie, Paris Payot, 1983.

F. Terrade, H. Pasquier, J. Reerinck-Boulanger, G. Guingouain, A. Somat, "L'acceptabilité sociale : la prise en compte des déterminants sociaux dans l'analyse de l'acceptabilité des systèmes technologiques", Le Travail Humain, no. 72, 2009.

V. Venkatesh et MG. Morris, "Why dont men ever stop to ask for direction? Gender, social influence, and their role in technology acceptance and usage behavior", MIS Quaterly, vol. 24, pp 115-139, 2000.

E. Von Hippel, The sources of innovation, Oxford University Press, New York, 1988.

On-line decision support system for the location of accessory pathway in the Wolff Parkinson White syndrome.

jetsan2017 - - Jeudi 1 juin 2017 - 10:36/10:38 (02min)

Hassan Adam MAHAMAT, Sabir JACQUIR, Cliff KHALIL, Gabriel LAURENT, Stéphane BINCZAK

Le2i FRE 2005, CNRS, Arts et Métiers, Univ. Bourgogne Franche-Comté Dijon, France

1. Introduction

The Wolff Parkinson White (WPW) syndrome is a cardiac conduction problem associated with reentry tachycardia and it may even be responsible of sudden cardiac death [1]. It is described in an ECG by three features [2]: Short PR interval, prolonged QRS duration and presence of a wave so-called delta in the QRS complex. Several methods exist for the detection of waves (P, Q, R, S, T) [3] and some others are developed for on-board analytical applications [4]. Nevertheless, they do not give information about the location of the conduction problem. The goal of this work is to provide a new algorithm in order to give an estimation of the location of accessory pathway.

2. Main steps of the algorithm

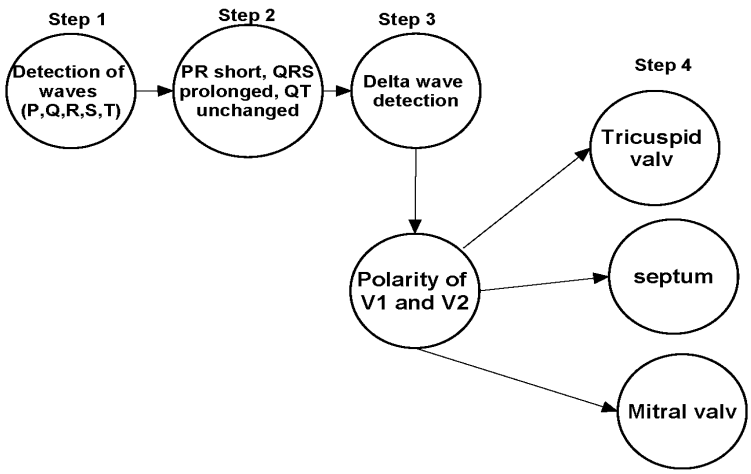


Fig. 1 This figure showing the main steps of the algorithm, before the accurately localization of the accessory pathway from an ECG.

3.Database and method

3.1 Database

It consists of a set of ECG of 80 patients affected by WPW syndrome. For each patient, two records before ablation and two records after ablation are available. The estimated locations of accessory pathway are compared with those obtained from physicians. Each ECG is digitized at 1000 samples per second, with 16 bits resolution over a range of 5 mV.

3.2: Method

The first 3 steps of the algorithm confirm the presence of WPW.
The last one estimates its location.

Location of accessory pathways (AP)

- If V1 and V2 are positive, the AP may be found in the **mitral valv**.
- If V1 and V2 are negative, the AP may be found in the **tricuspid valv**.
- If V1 positive and V2 negative or V1 negative and V2 positive, the AP may be in **septum**.
- Else exception.

4. Results and examples of ECG of an patient affected by WPW syndrome

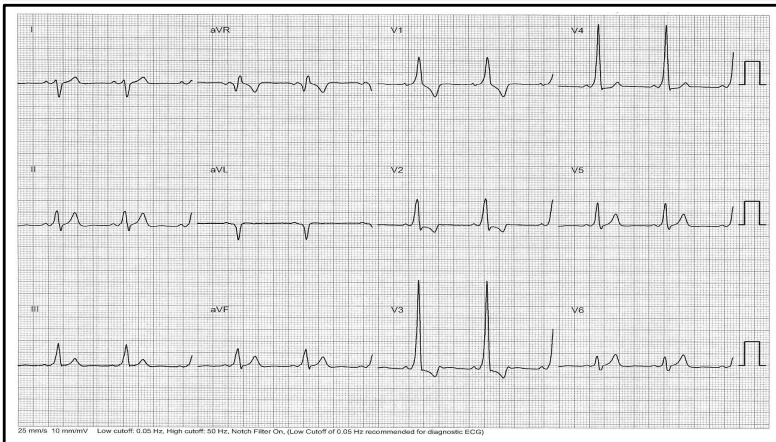


Fig. 2 This ECG corresponds to a young patient (17 years old) who underwent an ablation of the accessory pathway in position left lateral of the heart.
In this case PR interval is short, QRS is prolonged and the presence of delta wave at V1. V1 >0 and V2>0. Then AP is located in the mitral valv.

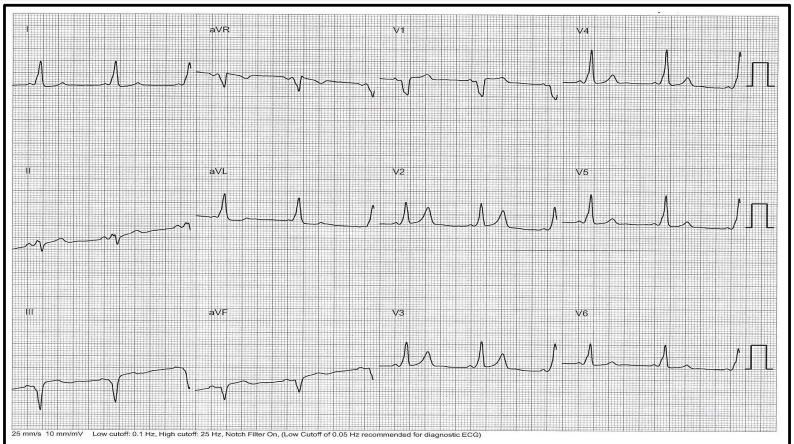


Fig.3 This ECG is an ECG of a patient 28 years old who underwent an ablation of the accessory pathway in position septum.
In this case PR interval is short, QRS is prolonged and there is presence of the delta wave at V2. V1 and V2 are isoelectric. Then the AP is located in septum.

4.1 . Rate of the location of accessory pathway in main areas of the heart

Table 1: Rate of location

Number of patients	Successful detection of WPW depending on location			
	Mitral valv	Septum	Tricuspid valv	Total location rate
80 patients	75%	66,66%	71,42%	71%

The location of the accessory pathway was determined by several catheters used to perform electrophysiologic exploration or surgical ablation of the accessory pathway. The difference in the location rate is due to ECG recording errors, depending on the patient's morphology, the electrode emplacement may also modify the ECGs.

Discussion and conclusion

The aim of this work is to bring a help to the physician in the decision of the localization of the accessory pathways. Note that the localization of accessory pathway with the algorithm is non-invasive and without risk. The algorithm being validated, it is now planned to develop an on-line application version.

References

[1] Gollob M. Identification of a gene responsible for familial wolff–parkinson–white syndrome. New England Journal of Medicine 2001;344(24):1823–1831.
[2] K.-Y. Chung, T. J. Walsh, and E. Massie, "Wolff-parkinson-white syndrome," American heart journal, vol. 69, no. 1, pp. 116–133, 1965.
[3] M. Yochum, C. Renaud, and S. Jacquir, "Automatic detection of p, qrs and t patterns in 12 leads ecg signal based on cwt," Biomedical Signal Processing and Control, vol. 25, pp. 46–52, 2016.
[4] Sahambi et al, ''Using wavelet transforms for ECG characterization. An on-line digital signal processing system", IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine 1997; 1(16):77--83

Contact: hassan-adam.mahamat@u-bourgogne.fr

Activity recognition for anomalous situations detection

I. Hela Sfar, Amel Bouzeghoub, and Nathan Ramoly
CNRS Paris Saclay, Telecom SudParis, SAMOVAR, France
surname.name@telecom-sudparis.eu

Abstract -

As the world population is growing older, more and more peoples are facing health issues. For elderly, leaving alone can be tough and risky, typically, a fall can have serious consequences for them. Consequently, smart homes are becoming more and more popular. Such sensors enriched environment can be exploited for health-care applications, in particular Anomaly Detection (AD).

Currently, most AD solutions only focus on detecting anomalies in the user daily activities while omitting the ones from the environment itself. In this paper, we present a novel approach for detecting anomaly occurring in the home environment during user activities.. We propose an application of the Markov Logic Network to classify the situations to anomaly classes. Our system is implemented, tested and evaluated using real data obtained from the Hadaptic platform. Experimental results prove our approach to be efficient in terms of recognition rate.

Keywords: Smart Home, Activity recognition, Anomaly detection, Markov Logic Network.

I. INTRODUCTION

According to a survey from the British Office for National Statistic [1i] in 2011--2030, around 53\% of elderly persons in nine European countries will be living independently. Accordingly, less carefulness and heed are provided to the elderly from their family members.

This missing care may lead to several problems, since senior population is minded to have a more sensitive health and physical conditions.

Over the past few years, technological progress in pervasive computing has enabled the concept of smart homes. Smart homes are aiming to provide an environment for assisted living which enables monitoring of the home contextual information and the resident's in-home activities.

Reliable Anomaly Detection (AD) in daily in-home situations is the most important component of many home health care applications.

In literature, an anomaly is defined as a deviation from the normal behavior [7, 8, 9] Research has emphasized the daily user activities for the normal behavior learning. The normal behavior is, indeed, a model of the usual user activities classified under features using different machine learning techniques [10]. The anomaly is then detected as a deviation from this model either by the application of logic rules defined by experts, or through the exploitation of methods [11]. As a result, the detected anomaly can be an unusual activity or group of activities that can be analyzed considering some context. However, the anomalies produced by the environment context during an activity occurrence are not tackled in the state of the art. The following scenario illustrates this problematic:

Scenario 1: *Patrick is an old poker player living alone in his smart home. It is Monday, 10am, after watching TV and before lunch, Patrick is cooking in the kitchen as usual. The vent is shut down and all the kitchen windows are closed*.

In scenario 1, Patrick risks'suffocation' as the smoke induced by cooking can't be evacuated: this is an anomalous situation. State of the art approaches for AD are not able to detect such an anomaly since the anomaly is not in the activity (Patrick has done a usual activity) but in the environment. As a matter of fact, classical AD solutions mostly analyze one or sequences of activities and detect deviation from expected activities, not on the context itself. Hence, the activity is considered as the main cause of anomaly. Despite the context being considered in some AD works [12, 13], the focus remains on the activity and not on the context itself as Scenario 1 shows. Moreover, in these works, the context is not enriched enough [7]: they only consider general contextual data such as day, time, etc., but not environment dependent context data, such as the status of the vent in Scenario 1.

In order to tackle this problematic, we propose a new method for AD. The proposal is aimed to detect anomalous situation through activities recognition. It takes as input contextual data then it starts by infer activities then anomalous situations.

A situation is a combination of the environment contextual data with the user activity. The situation is considered anomalous when the contextual data can identify anomalies while an activity is occurring, such as the suffocation anomaly in Scenario 1.

The rest of the paper is organized as follows: Section 2 discusses related work. Section 3 details the activity recognition process. Then, Section 4 explains the anomalous situations detection. Section 5 reports experimental results. Finally, Section 7 concludes the paper.

II. RELATED WORK

Previous proposed approaches can be classified into three classes of anomalies: Point, collective, and context anomalies [7].

Point anomalies consider each activity independently and decide whether it is anomalous or not regarding the normal behavior. For detecting point anomalies, Han and al. [13] use the mean of different features for different activities and apply a classification method to define regular behavior. Then, it looks for anomalous activities based on predefined thresholds of deviation. In [14, 15, 16] authors learn which rooms the resident is in during different times of day.

In [8, 20] the authors propose new systems of anomaly detection concerning mild cognitive impairment.

In order to automatically reason with anomalies, they represent them in propositional logic. Then, according to expert defined rules, the anomaly is detected as an activity containing a deviation from the normal behavior.

[9] is an extension of [20] in which the rules describing anomalies are generated automatically through a new classification method.

Collective anomalies consider groups of activity instances together to determine whether the group is normal or no. To do so, Anderson and al [17] use an automata based approach to define sequence of activities as normal behaviors and learn those behaviors. They also support combining multiple days of activities to detect anomalies that occur over the time. In [12] authors use unsupervised pattern clustering techniques to identify behavior model of the resident. Later, they apply a supervised machine learning method to detect anomalous sequences of activities.

Contextual anomalies consider activities under some context. Holmes [7] is a typical approach combining point, context, and collective anomalies detection. The considered context in this paper is the day of week. Holmes starts by constructing a hierarchical normal behavior. At its bottom level are the several regular behaviors classified per day. Then, these latter are gathered to model the temporal correlations between activities. After training, the anomalous activities are detected by computing their distance from the normal behavior.

Based on the papers we reviewed, all works focus on detecting anomalous user activities. They do not consider more global anomalies (e.g. anomalous situations) that involve the environment itself.

III. ACTIVITY RECOGNITION

After receiving contextual data with uncertainty values that can be produced by the FSCEP system [2, 3] , the activity recognition process is composed of two layers: the Knowledge based layer and the Data driven layer. The knowledge based layer then represents semantically the incoming sensor data together with their uncertainty values. Afterwards, it infers actions and events from the modeled sensor data and computes their uncertainty's values. The obtained actions and the computed uncertainty values are sent to the data driven layer. The layer is responsible for: (1) classification of the actions into features, (2) classification of the features and actions into activities. In the following, further explanation of each layer is provided.

A. Knowledge Layer

After the modeling of sensor data together with their uncertainty values in ontology, it becomes possible to infer events and actions through ontological reasoning. In the following we show through two examples how to infer events and actions.

γ se1, se2 ϵ {Sensors} ; t1, t2 ϵ {Time}, and p ϵ {Person}
(p hasLocomotion [a Uncertainty; uncertaintyLevel n1; relatedObject SitOn; relatedTime t1; accordingTo se1]
∧
(p hasObject [a Uncertainty; uncertaintyLevel n2; relatedObject Chair; relatedTime t2; accordingTo se2])
→ ev(SitOnChair, max(t1,t2), min(n1, n2)) \\

Eample1: Inference of Event with label SitOnChair

As we can see, the premise of this rule contains 2 clauses. Each one is a RDF triple representing an uncertain sensor data. The first clause means "*the resident p is observed to have the locomotion SitOn at time t1 with uncertaintyLevel n$1 according to the sensor se2*" while the second clause translates the information "*the resident p is observed to get the object Chair at time t2 with uncertaintyLevel n2 according to the sensor se2*". The final timestamp of the event is the maximum between the timestamp of the two sensor data because the event is occurred with the occurrence of the last required sensor data. The uncertainty value of the event is the minimum between the two uncertainty values of the sensor data. This is obtained thanks the application of the possibility logic [6].

ev(SitOnChair, t1, n1) ∧ ev(PresenceAtKitchenTable, t2, n2) ∧ (t1 ≥ t2) ∧ ((t1-t2) ≤ 5s)
→ ac(SitOnChairAtKitchenTable, t1, min(n1, n2))

Example2: Inference of action with label SitOnChairAtKitechenTable

The previous rules are examples of rules that are managed by the system. However, a set of required rules are defined by experts according to the semantic of the activities to be monitored and the types of sensors in the smart environment. Other rules can be inferred through an ontological inference engine according to the axioms defined in the ontology.

The deduced actions are then communicated to the data driven Layer.

B. Data driven Layer

After receiving the set of sensors, this layer is in charge, firstly, to extract features in order to gather the actions according features. This process is simple performed by the application of the features extraction method that is proposed in [21]. One advantage of this method is to compute a weight for each feature. In this work this weight serves as the uncertainty value

of the feature. Afterwards, the features and their actions are classified into activities thanks to the applications of the Dempster Shafer Theory (DS) [22].
In the following we explain how this theory is applied in our work:

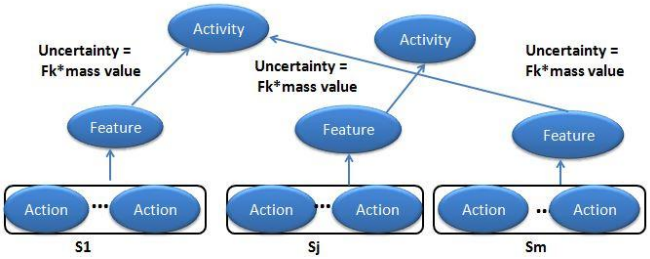


Figure 1: DS Theory model for activity classification

In order to classify activities, we propose a new model for the application of the DS theory to classify actions and features into activities. DS has proven to provide decent results in comparison to other machine learning techniques such as J48 Decision Tree [23]. Usually the Directed Acyclic Graph (DAG) is used to represent the source evidences, their hypothesis, the mass functions, the activities, and to support the distribution and the fusion of evidences. In the DAG, evidence sources represent the root nodes at the base of the diagram. Evidence source readings are mapped to one or more hypothesis. Each one in turn will be mapped to one or more activities. In this work, as depicted in Figure1 the DAG is used where each evidence source is a sequence of actions Si which are in the feature vector. Then the hypotheses are the features. The mass function value is the number of the feature's occurrence whiles the activity execution. These mass function values are discounted by being multiplied with the feature weight value after normalization. This product reflects an uncertainty value about the production of the feature (its weight value) and about the classification of the features into activities (mass value). The finale value of uncertainty is propagated to activities thanks to the DS's rule of combination [22]. This final value forms the uncertainty value of the matching activity.

IV. ANOMALOUS SITUATIONS DETECTION

The activities that are produced in the previous stage and additional contextual data are given as input for the anomalous situations detection. . Based on this input, situations are build according to a times window (win). Hence, a situation is a set of contextual data and an activity that are occurred inwin. Then the Markov Logic network (MLN) [5] is triggered in order to classify the situation to anomalous situation classes. In the following more details are given about MLN for situation classification.

A. MLN for anomalous situation classification

MLN is a machine learning method that allows handling uncertainty, imperfection, and contradictory knowledge. Technically, a MLN is a finite set of pairs (Fi; ;wi); 1 ≤ i ≤n, where each Fi is function-free first-order logic and wi ϵ R is its weight. Together with a finite set of constants C = {c1...cn} it defines the ground MLN, i.e., the MLN in which logic rules do not contain any free variable. Hence, a MLN defines a log-linear probability distribution over Herbrand interpretations (possible worlds):

$$P(x) = \frac{1}{Z} exp\left(\sum_{i}^{F} w_i n_i(x)\right)$$

Equation 1

Where F is the set of rules in the MLN, ni(x)$ is the number of true groundings of Fi in the possible world x, wi is the weight of Fi, and Z is the normalizing constant.

The MLN model is a non-oriented graph where nodes are predicates and an edge between two nodes means that the two predicates are found in at least one logic rule in the set F. Figure 2 is an example of an MLN representing the three following rules:

Let F = {(F1, w1), (F2, w2), (F3, w3)} the set of rules in the MLN model where:

- F1: γ act ϵ Activity, ∃ x ϵ ElectricDevice, ∃ l1, l2 ϵ Location
State(x, "ObjectIn", wstate) ∧ State(x, "Hot+", wstate) ∧ LocatedIn(x, l1, wloc) ∧ OccuresIn(act, l2, woccures) ∧ Different(l1, L2, wdiff) →Prediction(act, FireElectricity, pred)
- F2: γ act ϵ Activity , ∃ x ϵ Entrée, ∃l1 ϵ Location
Similar(act, "Sleeping", wsim) ∧ OccuresIn(act, l1, woccures) ∧ State("Weather", "Cold", wstate) ∧ Access (x, l1, waccess) ∧ State(x, "Open", wstate) → Prediction(<x; hasBinaryProperties; [<Open; hasValue; w_{Open}>] > Discomfort, ppred)
- F3: γ act ϵ Activity, ∃ x ϵ Entree , ∃ l1 ϵ Location
Requirement (act, "Vent", wreq) ∧ OccuresIn(act, l1, woccures) ∧ Access(x, l1, waccess) ∧ State(x, "Close", wstate) ∧ State("Vent", "Shutdown", wstate) → Prediction(act, <x; hasBinaryProperties; [< Colse; hasValue; wclose>] >, Suffocation, ppred)

The three rules allow the prediction of three anomaly situation classes: FireElectricity, Discomfort, and Suffocation as depicted in Figure2. The left part of the rules contains predicates representing the input contextual data from the FSEP system and the activities produced from the previous step. For instance the predicate **State(x, "ObjectIn", wstate)** is used to express the input state of the **ElectricDevice x**. This information about the state of x is given with an uncertainty value that is **wstate** in the predicate.

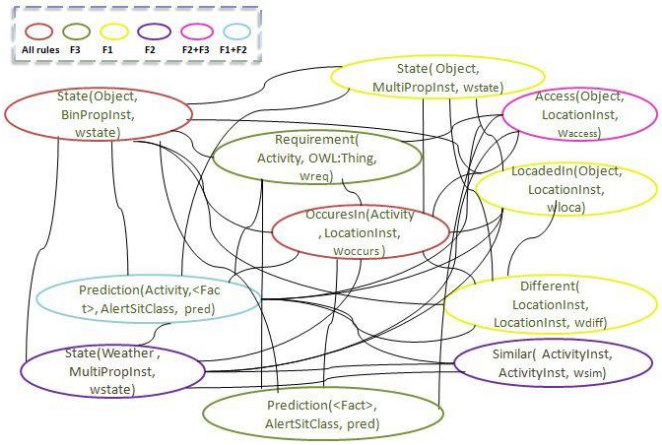


Figure 2: MLN representing the three rules in the set F

However, in the right part of the rules always the predicate **Prediction** that classifies the situation (activity and contextual data) to an anomaly situation class. The weight of this predicate is initially unknown and is computed ate the end of the process.

After the modeling of the MLN model, Ground MLN is created for the rules in the set F. In the Ground MLN all variables are replaced with all possible constants. In the MLN model the values of rules weights (wi) must be given as input. However, in this work we propose a new metric to compute the rules weights based on the weights of theirs predicates:

$$w_i = ln\frac{(\sum_j w_{satP_{ij}})/n_i}{1-\sum_j w_{satP_{ij}}/n_i}$$

Equation 2

Where satPij is a predicate in the rule Fi and satisfies Fi. and wsatPij is its weight. ni is the number of predicates in Fi.

At this stage, the MLN model is created, the ground MLN also, and the rules weights are computed. Hence, it becomes possible to compute the weights of predicate **Prediction** in the right part of the rules. To do so, we simply apply this equation:

$$P_{pred_k} = Av(P(x = const))\forall const \in Constant_k$$

Equation 3

Where Constantk is the set of constants in the Ground MLN that are in the predicates which have edge with the predicate **Predcitionk**. P(x=const) is computed by the application of the formula in equation1}. The final classification of a given situation is the anomaly situation class that has the maximum weight value in the corresponding predicate **Prediction**.

V. EXPERIMENTAL EVALUATION

In order to evaluate the proposal, we developed a prototype of it. We have extensively evaluated the proposed method with a dataset acquired out of more of 2 hours of elderly-like routine in the Hadaptic platform[3ii]. The smart lab is equipped with motion sensors, beacons, switches, thermometers and more. The system was integrated with a FSCEP implementation, for data acquisition. For this evaluation, a set of logic rules has been defined for three anomalies classes: Intrusion, Suffocation, and ElectricityFire. Before execution, the system requires the preliminary step in which the value of parameter win, that corresponds to the time window duration of situation, is experimentally chosen. Therefore, we have tested the method with different values of win ϵ [60s...300s]. The constant Z, in equation 1 was set to 10.

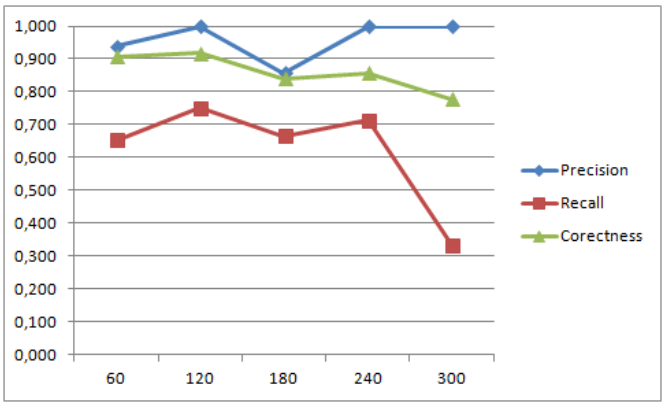


Figure 3: Precision, recall, and correctness of anomalies detection for different time window win

The system was evaluated by comparing its output against expected results. For each time window, the precision and recall of the system was computed. Furthermore, we computed the correctness, which is simply the rate of correct (expected) answers of the system. Figure3 shows the obtained result.

As we can see in Figure 3, the system has a high precision for all time windows. This means our system rarely detect untimely events, this is an important feature for the comfort of the user. However, as depicted by the recall, it sometimes misses anomalies, but relatively rarely for time window shorter than 4 minutes. On the overall, we can see that correctness decreases with the size of the time window. This can be explained by the increase of data volume and the time window overlapping multiple activities. This activities overlapping sometimes leads the system to make wrong decisions. As a conclusion, with a suited time window (2 min), the system is highly efficient to recognize anomalous situations.

VI. CONCLUSION AND PERSPECTIVES

In this paper, we proposed a new method for AD particularly for anomalous situation detection. Unlike previous AD methods, the system is able to detect anomalies through contextual data during the user activity occurrence. To do so, it applies the MLN as a machine learning method and proposes a new metric for rules weights computation. . Our experiments underline the viability of the proposal and its high precision

level. Proposing an extension of this system handling dynamic time-windows is one of the future directions.

ACKNOWLEDGMENT

This work has been partially supported by the project COCAPS[2iii] funded by Single Interministrial Fund N20 (FUI N20).

REFERENCES

[1] K.K. Tan, Huixing X. Zhou and Tong Heng Lee, "New Interpolation Method for Quadrature Encoder Signals", *IEEE Trans. Instrum. Meas*., vol. 51, no.5, pp. 1073-1079, Oct 2002

[2] A. Jarraya, N. Ramoly, A. Bouzeghoub, K. Arour, A. Borgi, B. and Finance. FSCEP: A New Model for Context Perception in Smart Homes. In: OTM Conferences: COOPIS, 2016

[3] A. Jarraya, N. Ramoly, A. Bouzeghoub, K. Arour, A. Borgi, B. and Finance. A Fuzzy Semantic CEP Model for Situation Identification in Smart Homes. In: ECAI, 2016.

[4] K. Zhan, F. Steven, and R. Fabio. Multi-scale conditional random fields for first-person activity recognition. In: PerCom, 2014.

[5] R. Matthew and D. Pedros. Markov logic networks. In: Machine learning, vol.62, 2006

[6] D. Dubois, J. Lang, and H. Prade: Automated Reasoning Using Possibilistic Logic: Semantics, Belief Revision, and Variable Certainty Weights. In: TKDE, vol. 6, 1994

[7] E. Hoque, F.R.Dickerson, and S.M Preum. Holmes: A Comprehensive Anomaly Detection System for Daily In-home Activities. In: DCOSS, 2016

[8] Riboni, D., C. Bettini, G. Civitares,, and Z.H Janjua SmartFABER. Recognizing fine-grained abnormal behaviors for early detection of mild cognitive impairment. In: ARTIF INTELL MED. vol. 67, 2016
\bibitem{sac}

[9] Z.H.Janjua, D. Riboni, and C. Bettini. Towards Automatic Induction of Abnormal Behavioral Patterns for Recognizing Mild Cognitive Impairment. In SAC, 2016

[10] J. Ye, S. Dobson,M. McKeever. Situation identification techniques in pervasive computing: A review. In. Pervasive Mob Comput, vol. 9, 2012

[11] J. Huang, Q. Zhu, and L.Y.J Feng. A non-parameter outlier detection algorithm based on Natural Neighbor. In: KNOWL-BASED SYST, vol.92, 2016

[12] V. Jakkula, and D.J Cook. Detecting Anomalous Sensor Events in Smart Home Data for Enhancing the Living Experience. In: AIII, 2011.

[13] Y. Han, M. Han, S.Lee, A.M.J. Sarkar, and Y.K. Lee. A framework for supervising lifestyle diseases using long-term activity monitoring. In: Sensors, vol.12, 2012.

[14] A. Lot, C. Langensiepen, S. M. Mahmoud, and M. J. Akhlaghinia. Smart homes for the elderly dementia suerers: identication and prediction of abnormal behavior. J Ambient Intell Humaniz Comput, vol.3, 2012

[15] M. Novak, M. Binas, and F. Jakab. Unobtrusive anomaly detection in presence of elderly in a smart-home environment. In: ELEKTRO, 2012.

[16] M. Novak, F. Jakab, and L. Lain. Anomaly detection in user daily patterns in smart-home environment. In: JSHI, Vol.3, 2013.
\bibitem{faber}

[17] D. Riboni, C. Bettini, G. Civitarese, Z.H Janjua, and R. Helaoui. Fine-grained recognition of abnormal behaviors for early detection of mild cognitive impairment. In. PerCom, 2015.

[18] D. T. Anderson, M. Ros, J.M. Keller, M.P. Cuellar, M. Popescu, M. Delgado, and A. Vila. Similarity measure for anomaly detection and comparing human behaviors. Int. J. Intell. Syst., vol. 27,2012

[19] H. Chen, W.S. Ku, H. Wang, L. Tang, and M.T. Sun. Scaling up Markov Logic Probabilistic Inference for Social Graphs. In: TKDE, vol. 29, 2016.

[20] D. Riboni, C. Bettini, G. Civitarese, Z.H Janjua, and R. Helaoui. Fine-grained recognition of abnormal behaviors for early detection of mild cognitive impairment. In. PerCom, 2015.

[21] Chatapuram Krishnan, N., and J. Cook, D.: Activity recognition on streaming sensor data. In. Pervasive and Mobile Computing, vol. 10, pp. 138–154. Elsevier (2014)

[22] Lotfi, A., Z., A Simple View of the Dempster-Shafer Theory of Evidence and its Implication for the Rule of Combination. In: AI magazine. vol. 7, pp. 85--90. ACM (1986).

[23] Sebbak, D., Benhammadi, F., Chibani. A., Amirat, Y., and Mokhtari, A.:Dempster–Shafer theory-based human activity recognition in smart home environments. In. Ann. Telecommun., vol. 69, pp. 171–184, Springer (2014)

[i] http://www.cairn-int.info/focus-E_POPU_704_0789--who-will-be-caring-for-europe-s-dependen.htm
[ii] http://hadaptic.telecom-sudparis.eu/
[iii] https://agora.bourges.univ-orleans.fr/COCAPS/

A control strategy based on intelligent algorithm (PSO) to perform electrical stimulation systems

Abdennacer BEN HMED[1,2], Toufik BAKIR[1], Anis SAKLY[2], Stephane BINCZAK[1]

[1] Laboratory L2i UMR 6306, CNRS, Arts et Metiers-Univ. Bourgogne Franche-Comté, Dijon, France.

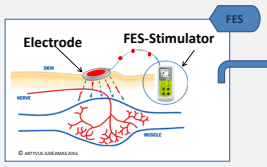
[2] Unit ESIER in the National School of Engineers of Monastir, University of Monastir, Monastir, Tunisia.

jetsan2017 Jeudi 1 juin 2017 10:40/10:42 (02min)

INTRODUCTION

Functional electrical stimulation (FES) is of a great interest in the medical and sportive domains. Improving the efficiency of Functional Electrical Stimulation (FES) systems present an interesting task in industrial FES systems applications [3].

Functional Electrical Stimulation (FES) ✓



Applications:

muscle strengthening

mobility of paralyzed individuals

Treatment of the pain

Rehabilitation (standing)

The protocols used in these applications are limited by:

- The rapid appearing of the muscle fatigue;
- The imprecise generated movements.

To obtain improved performances from FES applications, it is interesting to adjust automatically the stimulation parameters using control strategies and using optimized protocols based on predictive muscle response models [4].

Aims

❖ The main goal of this study is to control the muscle force by adjusting the stimulation pulse amplitude of FES Stimulator using the PSO-based PID controller.

❖ The intelligent tuning PID Controller is based on a predictive muscle force model which is also identified using the same intelligent algorithm (PSO).

METHODS

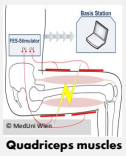
In this study, we control the muscle force by adjusting the stimulation pulse amplitude of FES Stimulator using the PSO-based PID controller. The PSO algorithm is firstly introduced to identify the optimal parameters of the nonlinear force model using experimental data. Then, the Off-line PSO-Based PID controller design is applied to the identified model in order to control the muscle force.

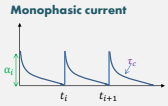
Force model

The muscle force model is a set of two nonlinear differential equations [1]:

$$\begin{cases} \dfrac{dC_N}{dt} = \dfrac{1}{\tau_c}\displaystyle\sum_{i=1}^{n} R_i \exp\left(-\dfrac{t-t_i}{\tau_c}\right) - \dfrac{C_N}{\tau_c} \\ \dfrac{dF}{dt} = A\dfrac{C_N}{K_m + C_N} - \dfrac{F}{\tau_1 + \tau_2 \dfrac{C_N}{K_m + C_N}} \end{cases}$$

$$\textit{with}\ R_i = 1 + (R_0 - 1)\exp\left(-\frac{t_i - t_{i-1}}{\tau_c}\right) \quad i > 1$$





The four force model parameters (A, τ_1, τ_2, K_m) are identified by fitting the model to the force data using the following objective function:

$$G = \frac{1}{N}\sum_{k=1}^{N}\left(F_p(k; A, \tau_1, \tau_2, K_m) - F_m(k)\right)^2$$

Control design

- **PID controller design:**

$$u_{PID}(t) = K_p e(k) + K_i \sum_{j=1}^{k} e(j) + K_d(e(k) - e(k-1))$$

- **Particle Swarm Optimization algorithm(PSO):**

PSO technique has been developed by Kennedy and Eberhart in 1995 [2]. It is a population-based approach for optimization problem. At each algorithm iteration:

$$\begin{cases} v_i^{t+1} = wv_i^t + c_1 r_1 (Pbest_i^t - \chi_i^t) + c_2 r_2 (Gbest_i^t - \chi_i^t) \\ \chi_{i+1}^t = \chi_i^t + v_i^{t+1} \end{cases}$$

- **Pulse amplitude computing:**

$$U_n(t) = \frac{1}{\tau_c}\sum_{i=1}^{n} \alpha_i R_i \exp\left(-\frac{t-t_i}{\tau_c}\right)$$

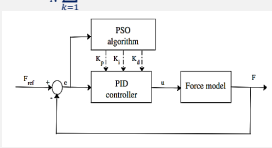


Fig. 1. PID controller tuning based on PSO algorithm for muscular force control

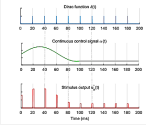


Fig. 2. Schematic representation of the pulse amplitude computing on the muscle force control by FES

RESULTS

Experimental setup

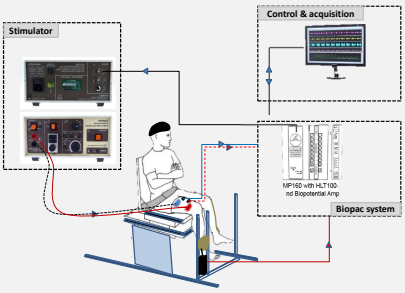


Fig. 3. Schematic representation of experimental arrangement for data collection.

TABLE I

OPTIMAL GAINS TUNING OF THE PSO BASED PID CONTROLLER

K_P	K_i	K_d
0.0935	0.0012	0.1511

TABLE II

IDENTIFIED PARAMETERS FORCE MODEL

A	τ_1	τ_2	K_m
$1.755N/ms$	$68.32ms$	$102.2ms$	0.5631

- For the test subject, the pulse amplitude was fixed to 50 mA and the pulse width was maintained at 500 µs.
- The quadriceps muscle group is stimulated by a pair of surface electrodes connected to the DS7AH Digitimer stimulator (Digitimer Ltd, Welwyn Garden City, Hertfordshire. AL7 3BE. England).
- Under stimulation session, mechanical measurements were recorded using an isometric ergometer comprising machine typically used for strength training (Multi-form, la Roque d'Anthéron, France) connected to one strain gauge (STC 250 kg, sensitivity: 2.9997 mV/V, Celtron Technologies Inc., Santa Clara, CA, USA).
- During the experimentation, data were digitized and stored for analyses using the Biopac MP150 A/D converter and AcqKnowledge v4.2 software.

Muscle force control

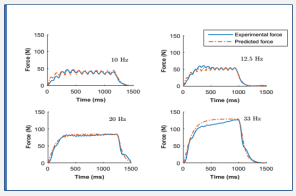


Fig. 4 proved the ability of the estimated model to predict force response for a wide range of frequencies (10Hz, 12.5Hz, 20Hz and 33Hz).

It should be noted that the identified parameters are depending of the standardized pulse's magnitude, the muscle properties of the test subject, the size and the placement of the stimulation pads.

Fig. 4. Examples of predicted force for different frequencies stimulation train when the model is parameterized by the CFT80-CFT30 protocol data for a typical subject.

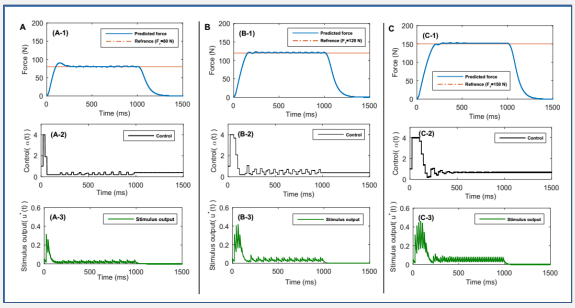


Fig. 5. The performance of the PID based PSO control of the muscle force during 1s stimulation session for three desired forces (A: Fref= 80N, B: Fref= 120N, C: Fref= 150N) using the modified pulse train MCFT30. **(A,B,C)-1:** illustrate the developed force to track the desired force, **(A,B,C)-2:** illustrate the computed pulse amplitude and **(A,B,C)-3:** illustrate the corresponding stimulus output applied to the quadriceps muscle.

CONCLUSION & PERSPECTIVES

In this work, a new controlling strategy PID based on PSO algorithm was designed in order to control the muscle force during stimulation sessions. This developed method is used to compute automatically the stimulus pulse amplitude for each pulse applied to the muscle. Also, using experimental data, the PSO algorithm was explored to identify and to provide a reliable mathematical model that can fit perfectly the muscle response and, as a result, improved the control system.

As perspectives, it will be interesting to validate these numerical results for muscle force control in experimental tests.

REFERENCES

[1] J. Ding, A. S. Wexler, and S. A. Binder-Macleod, "Development of a mathematical model that predicts optimal muscle activation patterns by using brief trains," Journal of applied Physiology, vol. 88, no. 3, pp. 917–925, 2000.

[2] B. Nagaraj and P. Vijayakumar, "A comparative study of pid controller tuning using ga, ep, pso and aco," Journal of Automation Mobile Robotics and Intelligent Systems, vol. 5, pp. 42–48, 2011.

[3] M. Yochum, T. Bakir, R. Lepers, and S. Binczak, "Estimation of muscular fatigue under electromyostimulation using cwt," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 59, no. 12, pp. 3372–3378, 2012.

[4] B. D. Doll, N. A. Kirsch, and N. Sharma, "Optimization of a stimulation train based on a predictive model of muscle force and fatigue," IFAC-PapersOnLine, vol. 48, no. 20, pp. 328–342, 2015.

@ Contact

Adress : Laboratoire l2i Batiment Mirande, Université de Bourgogne

Email : Abdennacer_Ben-Hmed@etu.u-bourgogne.fr / benhmedabdennacer@live.fr

Segmentation d'images infrarouge pour l'assistance aux personnes à domicile

Félix POLLA[1], Kamal BOUDJELABA[1], Bruno EMILE[1], Hélène LAURENT[2]
[1] Université d'Orléans, Laboratoire Prisme, Orléans, France
[2]INSA Centre Val de Loire, Laboratoire Prisme, Bourges, France
felix.polla1@univ-orleans.fr

Résumé

Dans cet article, nous montrons comment utiliser des informations spatiales d'une image provenant d'un capteur infrarouge, pour obtenir des résultats de segmentions permettant de localiser un objet dans une image. La méthode proposée exploite les résultats de segmentation de méthodes existantes pour améliorer la détection de la forme et du contour de l'objet en mouvement dans l'image. Dans une étude comparative, nous utilisons cinq méthodes de segmentations de l'état de l'art auxquelles nous ajoutons notre proposition afin d'obtenir de bonnes performances. Pour les images très spécifiques obtenues en sortie du capteur infrarouge, il ressort que l'utilisation de l'algorithme de segmentation par seuillage combiné à notre approche pour mieux caractériser un pixel comme arrière-plan ou non, aboutit au meilleur résultat. L'objectif visé à terme par ces travaux est l'exploitation de ces résultats dans un but de classification des actions des personnes présentes dans la scène.

***Mots-clés**: analyse spatio-temporelle, segmentation, évaluation.*

I. INTRODUCTION

Contexte

Dans un contexte de vieillissement de la population, les solutions d'assistance aux personnes âgées (principalement à leur domicile) sont en plein essor. Des approches algorithmiques innovantes basées sur la vision par ordinateur ont été proposées ces dernières années. Le principal écueil auquel se heurtent les techniques développées dans le domaine visible, et ce malgré des performances intéressantes, est une réticence marquée des utilisateurs concernés à être filmés. Même si les vidéos ne sont pas enregistrées et jouent le rôle de capteurs fournissant des informations ciblées sur le comportement général (présence /absence, degré d'activité/ immobilité...), la peur d'une utilisation à des fins de surveillance et d'intimité dévoilée reste très présente**.** L'une des solutions envisagée par les acteurs des métiers de la domotique est l'utilisation de capteurs spécifiques.

Présentation du capteur

Le capteur développé par Irlynx[1] est un dispositif capable de retourner des images des objets chauds en mouvement dans une pièce. Ce capteur a la particularité de détecter un intrus dans l'obscurité la plus totale et aussi celle de ne pas permettre une reconnaissance et une identification individualisée des acteurs se trouvant dans la scène. La technologie développée repose sur le principe de la détection pyro-électrique, c'est-à-dire la détection du déplacement d'un corps chaud présent dans le volume surveillé. Ce capteur nous permet de travailler sur des images en vue de dessus, de taille 64×64 pixels.

Objectifs

L'objectif est d'analyser les comportements des personnes en utilisant les images provenant du capteur. Dans le processus d'analyse du comportement humain tel que présenté dans [1], la segmentation est l'étape qui vient après l'acquisition des données. Elle joue un rôle important dans le processus de décision car elle influe sur les autres étapes à savoir la classification, le suivi d'objet et la reconnaissance d'action ou de posture. La segmentation en traitement d'image consiste à partitionner l'image en différentes régions selon les objets qui la constituent (personnes, véhicules…). Nous nous intéressons ici à une segmentation binaire utilisant des informations spatiales de l'image. La segmentation binaire consiste à subdiviser l'image en deux régions à savoir la classe des pixels faisant partir de l'objet et ceux faisant partir de l'arrière-plan.

Plusieurs approches de segmentation d'objets en mouvement ont été proposées. Elles sont généralement regroupées en trois grandes catégories. L'approche de différence inter frame : cette approche détecte l'objet en faisant une différence entre deux ou trois frames consécutifs. Les pixels résultant de la soustraction doivent prendre des valeurs supérieures à un seuil pour être comptabilisés comme pixels mouvement par rapport aux pixels de l'arrière-plan [2,3]. Le principal inconvénient de ces approches est la perte de détection lorsqu'il n'y a plus de mouvement dans la scène observée.

L'approche de soustraction d'arrière-plan se déroule généralement en deux phases. La première est la modélisation et la mise à jour de l'arrière-plan et la seconde est une différence pixel à pixel de l'image courante avec l'image arrière-plan construite [4,5,6]. Dans [7], les auteurs présentent les résultats d'évaluation des méthodes les plus connues que nous reprenons dans cet article afin de les tester sur nos images. La troisième approche est l'estimation de flot optique. Toutes les méthodes d'estimation du flot optique intègrent les informations sur un voisinage spatial et spatio-temporel pour estimer le mouvement apparent de l'objet [8].

[1] *http://www.irlynx.com/*

Dans ce papier, nous utilisons 5 méthodes de segmentation de la littérature auxquelles nous ajoutons notre proposition. Les algorithmes utilisés sont : l'algorithme statistique de modélisation d'arrière-plan (KDE) Kernel Density Estimation [7], l'algorithme de segmentation par seuillage, l'algorithme de soustraction d'arrière-plan basé sur l'aspect spatial et temporel [9] (STNBS), l'algorithme W^4*[10] qui est une version combinée de l'algorithme classique W^4 [5] avec la méthode de différence inter frame et enfin l'algorithme du filtre médian temporel qui est une approche de modélisation d'arrière-plan [6].

II. MÉTHODE PROPOSÉE

A. *Idée de l'approche*

Une analyse détaillée des images nous a permis de déterminer les facteurs qui permettront d'obtenir une bonne segmentation pour nos types de données.

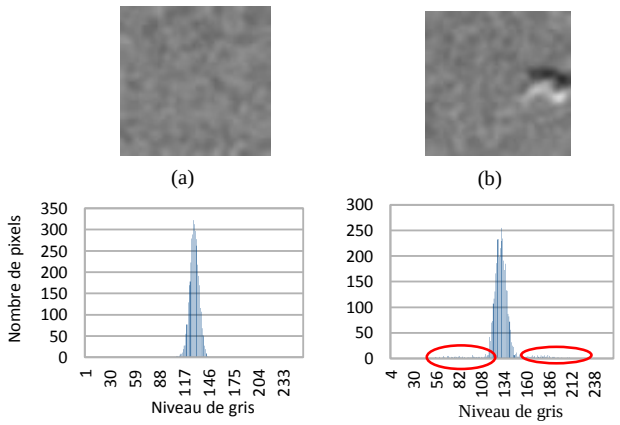


Figure 1. Répartition des niveaux de gris

En analysant les histogrammes des niveaux de gris des pixels (Fig.1-a) pour une image sans objet présent ou personne présente, on observe une concentration des niveaux de gris des pixels entre 100 à 150. Par contre il y a étalement des pixels sur les 255 niveaux de gris pour l'image contenant une personne (Fig.1-b). Cela nous montre que l'approche classique de segmentation par seuillage ou modélisation d'arrière-plan par une gaussienne peut permettre d'espérer séparer correctement l'objet et l'arrière-plan.

De plus, en considérant les informations spatiales des images, les attributs tels que l'écart type et l'étendue (écart entre l'intensité la plus élevée et l'intensité la moins élevée prises par les pixels de la région considérée) présentent des différences considérables d'une région de l'image à l'autre. Ces caractéristiques peuvent être exploitées pour accroitre la capacité de discrimination des régions de mouvement ou non et mieux classifier un pixel.

B. *Principe de l'algorithme*

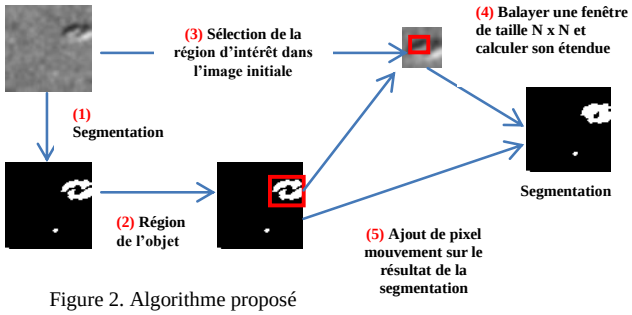


Figure 2. Algorithme proposé

L'approche que nous proposons (Fig.2) utilise les résultats d'algorithmes de segmentation pour améliorer la détection. L'amélioration consiste à reconstruire une forme, un contour plus ou moins identique à celui observé dans l'image initiale. Une correspondance de forme retrouvée avec celles d'une base d'apprentissage permettra de retrouver la posture de la personne. Pour parvenir à notre but, nous utilisons des informations spatiales d'une région d'intérêt pour ajouter des pixels mouvements. Notre but est d'identifier les pixels mouvements qui ne sont pas détectés avec les algorithmes classiques de segmentation. On constate en effet que les pixels se situant au centre de l'objet ont une valeur identique à celle de l'arrière-plan et il devient difficile algorithmiquement de caractériser ces pixels comme arrière-plan ou non (Fig.3). Par conséquent, en balayant une fenêtre entre la zone claire et sombre de l'image initiale, on a une forte probabilité d'obtenir un pixel clair et un autre sombre dans la sous-fenêtre et alors une valeur de l'étendue élevée. L'écart-type étant un critère pour caractériser la présence ou non de personne, sera aussi une variable pour atteindre notre objectif.

Les détails de l'approche sont donnés ci-dessous:

- première étape, nous appliquons un algorithme de segmentation qui, généralement, donne un résultat comme celui de la figure 3: un résultat dans lequel la forme et le contour ne sont pas retrouvés de manière nette.

Figure 3 : Exemple de résultat de segmentation obtenue à l'issue de l'étape 1

- deuxième étape, le résultat de segmentation précédent est utilisé pour récupérer les informations (la position, la taille) de la région où se trouve l'objet,
- troisième étape, on extrait de l'image initiale la sous fenêtre correspondant à cette région d'intérêt,
- quatrième et cinquième étape, à partir de la région sélectionnée, nous balayons une fenêtre de taille $N \times N$ dans l'image initiale. Pour chaque fenêtre nous calculons la valeur de son étendue. Cette valeur est comparée à l'écart-type des pixels de la fenêtre

considérée multiplié par un facteur k. Si $étendue > k\sigma$, le pixel central de la fenêtre est marqué comme étant un pixel mouvement sur le résultat de l'image segmentée (étape 5).

σ: représente l'écart-type des valeurs des pixels dans l'image

k: représente un paramètre de pondération.

III. Experimentations et resultats

A. *Expérimentations*

Cinq algorithmes de segmentation de la littérature ont été implémentés et nous avons ajouté notre idée qui est celle de compléter les pixels mouvement en utilisant des informations spatiales. Par la suite ces algorithmes ont été comparés afin de trouver la meilleure approche de segmentation.
Les méthodes ont été implémentées en C++ avec la bibliothèque OpenCV sur un Core i7 Intel avec 16 Go de RAM.

1) *Choix des paramètres*

Dans cette étude, on choisit $N = 4$ comme taille de la fenêtre, la région d'intérêt fait environ 20x10 pixels. En prenant comme taille de la fenêtre glissante 4x4, celle-ci représente environ $1/10$ ième de la région d'intérêt. D'un point de vue détection d'objet, cette valeur de 4 semble la plus adéquate. En effet plus nous augmentons la taille, plus nous avons tendance à compléter l'ensemble des pixels de la région *(voir fig.4-c)*. Plus nous la diminuons *(voir fig.4-a)*, moins nous réussissons à retrouver une forme similaire à celle de la vérité terrain.

(a) N=3 (b) N=4 (c) N=5

Figure 4. Exemple de résultats de remplissage (en rouge) en variant la taille de la fenêtre pour k= 4

Pour le choix du paramètre k, nous avons évalué le pourcentage de classification correcte (PCC, cf III.B) pour différentes valeurs de k (Fig.5). Ce résultat montre que pour $k = 4$ nous obtenons le meilleur taux de classification correcte des pixels.

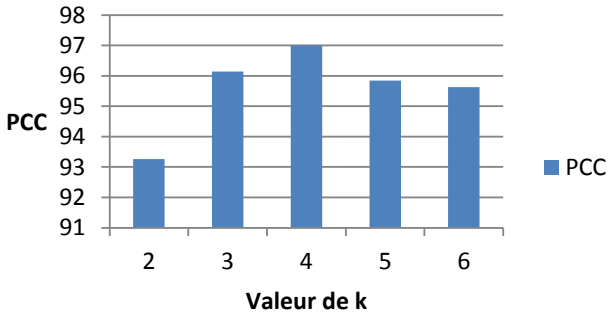


Figure 5: Pourcentage de classification correcte pour différentes valeurs de k

2) *Résultats*

Nous n'exposons dans cet article que les résultats obtenus pour la taille de la fenêtre = 4x4 et k=4. Nos expérimentations sont faites sur une vidéo contenant 200 frames. Dans cette vidéo, nous utilisons 20 frames : ceux dans lesquelles, on a une détection (variance >8). Nous avons choisi de présenter les résultats de 4 images consécutives dans lesquelles une personne se déplace. Ces images sont d'abord passées à un filtre gaussien pour un lissage, puis différents algorithmes de segmentation sont appliqués. Le tableau I regroupe les différents résultats obtenus.

B. *Evaluations*

Pour valider les résultats, des méthodes d'évaluation supervisée et non supervisée sont utilisées. Les résultats présentés dans le tableau 2 sont des moyennes de ceux obtenues sur 20 images qui ont été expertisées de façon à disposer d'une vérité terrain délimitant la zone en mouvement.

L'évaluation supervisée consiste à comparer la similarité du résultat de segmentation à celle de la vérité terrain. Notons toutefois que la vérité établie est en fonction des formes observées dans les images provenant du capteur et non celle d'une caméra du visible. Pour cette catégorie, nous appliquerons principalement 3 mesures à savoir F-mesure, le coefficient de Jaccard et le pourcentage de classification correcte.
Etant donné un résultat de segmentation et sa vérité terrain correspondante, on définit 3 grandeurs :

- la précision : $P = VP/(VP + FP)$
- le rappel : $R = VP/(VP + FN)$
- la spécificité : $S = VN/(VN + FP)$

(Avec VP : Vrai Positif, VN : Vrai Négatif, FP : Faux Positif, FN : Faux Négatif)
Les mesures d'évaluation utilisées sont alors :

- F-mesure : $F = 2(\frac{P*R}{P+R})$
- Coefficient de Jaccard : $JC = VP/(VP + FP + FN)$
- Pourcentage de classification correcte : $PCC = (VP + VN)$/(VP+FN+FP+VN)

L'évaluation non supervisée est intéressante dans notre contexte puisque nous travaillons sur des images particulières pour lesquelles il est difficile de dessiner la forme exacte de la personne. Ceci est due au fait que nous ne travaillons pas sur

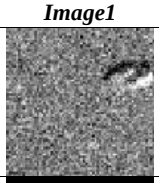
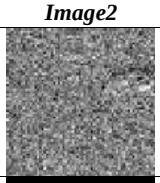
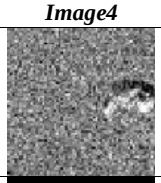
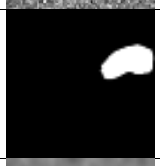
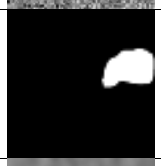
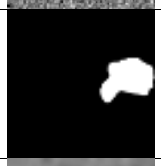
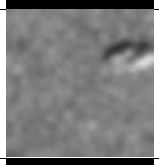
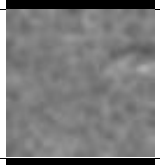
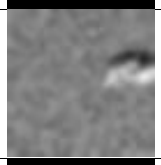
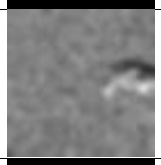
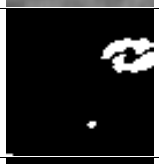
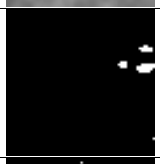
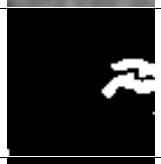
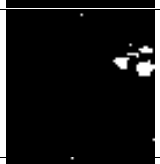
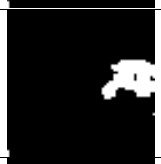
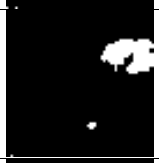
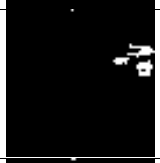
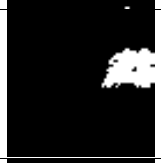
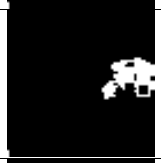
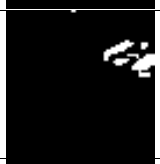
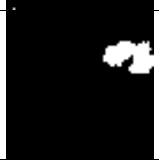
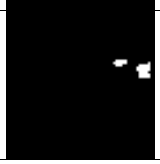
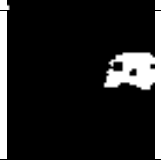
Algorithmes	***Images consécutives***			
	Image1	***Image2***	***Image3***	***Image4***
Image originale				
Vérité terrain				
Filtre gaussien				
Exemple de segmentation obtenue à l'issue de l'étape 1				
Seuillage				
KDE				
STNBS				
W4*				
Median				

Tableau I : Images traitées et segmentations finales obtenues par les différents algorithmes modifiés

des images du visible. Pour l'évaluation non supervisée, on considère l'image initiale et le résultat de la segmentation et on applique la méthode intra-inter région proposée dans [11] et implémentée dans [12]. Cette méthode consiste à calculer la somme des contrastes des régions pondérées par leurs aires et la somme des variances normalisées des régions. Nous avons d'abord comparé les résultats de segmentation des algorithmes tels que proposés par les auteurs (non supervisé sans remplissage) et ensuite nous avons comparé ceux dans lesquels on complète les pixels qui constituent l'objet segmenté (non supervisé avec remplissage).

Algorithme	**Supervisé**			**Non supervisé (sans remplissage)**	**Non supervisé (avec remplissage)**
	F	***JC***	***PCC***	***Intra_Inter***	***Intra_Inter***
Seuillage	0,747	0,627	0,970	0,623	0,595
KDE	0,757	0,634	0,970	0,608	0,594
STNBS	0,721	0,591	0,961	0,605	0,572
W4*	0,668	0,517	0,957	0,523	0,503
Médian	0,662	0,535	0,964	0,579	0,568

Tableau II : Résultats d'évaluation

C. *Interprétations*

D'après les résultats de l'évaluation supervisée, notre approche combinée avec KDE et l'approche combinée avec le seuillage présentent de meilleurs résultats comparés aux autres méthodes. Nous pouvons voir (Tableau II) que nous avons un pourcentage de classification correcte des pixels de 97%. On note aussi une légère différence de 1% entre KDE et seuillage pour des critères d'évaluation F-mesure et distance de Jaccard. Par contre pour la segmentation non supervisée les résultats avec seuillage sont meilleurs que toutes les autres méthodes.

Notons aussi que l'approche de post-traitement proposée met environ 2 ms d'exécution par image. Pour 20 images, cette approche combinée avec l'algorithme de segmentation par seuillage, met 57ms de temps total d'exécution. Cela montre que nous restons bel et bien dans un cas de détection en temps réel. Le tableau III présente les temps d'exécution des algorithmes de segmentation combinés avec la méthode proposée.

Algorithme	**Seuillage**	**KDE**	**STNBS**	**W4***	**Médian**
Temps total d'exécution (millisecondes)	**57**	290	139	146	105

Tableau III : Temps d'exécution des algorithmes

IV. Conclusion et Perspectives

Nous avons présenté une approche de segmentation adaptée au capteur infrarouge. Cette approche a pour but de retrouver la forme et le contour tels qu'observés dans l'image initiale. Elle se base sur un résultat de segmentation et aussi exploite des informations spatiales principalement les attributs du premier ordre pour mieux segmenter l'objet. D'après l'étude menée, il en ressort que l'approche combinée avec un résultat de segmentation par seuillage ou par KDE présente les meilleurs résultats. L'approche proposée ici sera utilisée dans les travaux futurs pour la reconnaissance d'activités ou de postures afin d'avoir une méthode complète pouvant être implémentée dans les solutions d'assistance aux personnes âgées. Cette approche pourra être adaptée pour la détection, la surveillance et la sécurité dans des scènes (chambre, bureau, bâtiment du tertiaire ...). Le type de données sur lequel nous travaillons étant particulier, pour la suite de nos travaux nous proposons de constituer une base de données publique et nous continuerons le processus d'analyse comportementale par les aspects d'analyse de posture (assise, couchée, debout …) et d'intensité d'activité.

Remerciements

Les auteurs tiennent à remercier BPI France, les conseils régionaux du Limousin et de Rhône-Alpes associé au FEDER, le conseil départemental de l'Isère, et la communauté d'agglomération Bourges Plus, pour leur soutien financier au projet CoCAPs. Le projet CoCAPs, issu du FUI N°20, est également soutenu par les pôles de compétitivité S2E2, Minalogic.

References

[1] S. Vishwakarma et A. Agrawal, "A survey on activity recognition and behavior understanding in video surveillance", *The Visual Computer*, vol. 29, nº 10, p. 983-1009, 2013.

[2] Collins, Robert T., Lipton, Alan J., KANADE, Takeo, *et al.* "A system for video surveillance and monitoring". 2000.

[3]Kameda, Yoshinari et Minoh, Michihiko. "A human motion estimation method using 3-successive video frames". In : *International conference on virtual systems and multimedia*. 1996. p. 135-140.

[4] Elgammal Ahmed, Duraiswami Ramani, Harwood David, ." Background and foreground modeling using nonparametric kernel density estimation for visual surveillance". *Proceedings of the IEEE*, 2002, vol. 90, no 7, p. 1151-1163.

[5] Haritaoglu Ismail, Harwood David, et Davis Larry S.. . "W^4: real-time surveillance of people and their activities". *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, 2000, vol. 22, no 8, p. 809-830.

[6] Hung Mao-Hsiung, Pan Jeng-Shyang et Hsieh Chaur-Heh. "A fast algorithm of temporal median filter for background subtraction". *Journal of Information Hiding and Multimedia Signal Processing*, 2014, vol. 5, no 1, p. 33-40.

[7] M. Hedayati, W. M. D. W. Zaki, et A. Hussain, "Real-time background subtraction for video surveillance: From research to reality", in *2010 6th International Colloquium on Signal Processing and Its Applications (CSPA)*, 2010, p. 1-6.

[8] Barron John L., Fleet David J., et Beauchemin, Steven S." Performance of optical flow techniques". *International journal of computer vision*, 1994, vol. 12, no 1, p. 43-77.

[9] Shengping Zhang, Hongxun Yao, et Shaohui Liu. 2009. " Spatial-temporal nonparametric background subtraction in dynamic scenes". In , 518-21. IEEE. doi:10.1109/ICME.2009.5202547.

[10] Yin Jiale, Liu Lei, Li He."The infrared moving object detection and security detection related algorithms based on W4 and frame difference". *Infrared Physics & Technology*, 2016, vol. 77, p. 302-315.

[11] Levine Martin D. et Nazif Ahmed M. "Dynamic measurement of computer generated image segmentations". *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 1985, no 2, p. 155-164.

[12] S. Chabrier, B. Emile, C. Rosenberger, H. Laurent, "Unsupervised performance evaluation of image segmentation", *Special Issue on Performance Evaluation in Image Processing, EURASIP Journal on Applied Signal Processing*, pages 1-12, 2006

Towards a new Infra-Red based approach for indoor localization

A. HADJ HENNI [1], R. BEN BACHOUCH [2], O. BENNIS [3], Y. PARMANTIER [4], N. RAMDANI [5]
[1, 2, 3, 5] Univ Orléans, INSA CVL, PRISME EA 4229, France
[4] Univ Orléans, POLE CAPTEUR, France
Abderraouf.hadj-henni@etu.univ-orealns.fr

Abstract – The interest for ADL (Activity Daily Living) applications within smart homes, such as elderly monitoring, is increasing nowadays. Those applications are usually performed using machine learning algorithms that link actions with human activities which often depends on the human's position. Human indoor localization is usually performed using Pyroelectric Infra-Red PIR sensors network, however, the latter presents several limitations, and to cope with these last, its results are sometimes combined with other sensing modalities to enhance location accuracy. In this paper, we present an idea to combine PIR network results with a non-intrusive Infra-red imaging sensor, relying on interval analysis IA techniques. We also show the advantages of using Ibex software to deal with IA calculations. Our future work is to characterize the error from the imaging sensor so that to encompass imaging result(s) within box(es) that could be combined, using Ibex, with PIR network box(es) so that to enhance the location accuracy.

Keywords: Activity Daily Living (ADL), Indoor localization, Interval analysis, Infra-Red sensors.

I. INTRODUCTION

ADL (Activity Daily Living) has got an increasing interest during last years since it is related to several applications such as security and abnormal activity detection, comfort and energy optimization, and monitoring of elderly people. By 2030, a quarter of the European population will be elderly [14] and the need of assistance for elderly people is on increasing demand since elders often prefer to stay home, and staff within retirement homes cannot be available all the time, however, tele-home care applications can reduce health care costs [15] while assuring a full-time elderly monitoring.

ADL applications are often performed using data provided from sensor network and relying on machine learning algorithms as in [13]. Those applications rely also on human location which can help improving daily activity recognition results [6].

In indoor environment, and where GPS cannot be used, the localization is performed using specific techniques and technologies to provide a person's location. During the last decade, several studies have been proposed to perform human indoor localization within a sensor network. In a recent study, *E.Ahvar et al* [1] proposed a survey and a taxonomy covering a large existing location methods used in smart homes. In their survey, sensor location methods were divided into two categories, DBL (Device Based Localization) methods and DFL (Device Free Localization) methods.

DBL approaches can achieve high location accuracy, the order of sub-meter accuracy, even in case of multiple persons. However, carrying a device all the time represents a major drawback, since it is not very convenient especially for elderly people. Also, forgetting to wear the device or leaving it due to some activities, such as taking a shower, is frequent in elders daily living which will affect the care function of the monitoring system. Moreover, recent advances in wireless sensor networks and fusion of different sensor modalities allowed DFL category achieving high accuracy without using wearable devices, hence making DBL category less interesting.

E.Ahvar et al [1] presented some DFL methods w.r.t technical and technological features, advantages and weaknesses of those methods were also presented. From their study, we can see that cheap, low complexity and reliable DFL methods include often PIR Sensors. However, the major weakness of PIR sensors is the poor location accuracy, since PIR sensors can provide only information of presence or absence of moving targets in the FOV (Field Of View) of the PIR sensor. Even if binary PIR sensor network have severe limitations in target location-tracking, they present several advantages such as reduction of data throughput and communication overhead, energy efficiency and low-cost w.r.t to other sensors such as cameras.

As evoked in [1], the importance of location accuracy depends on the application. In fact, the degree of location accuracy for an energy optimization application, such as heating/cooling, is not very critical since it requires only information about target's presence or absence so that to control devices as it was the case in [7]. In contrary, for ADL applications such as elderly monitoring the location accuracy is more important especially when several activities could be performed in different zones of the same room or area. To increase location accuracy (*i.e* number of zones within same room) using binary PIR sensor network, one have to use a significant number of PIR sensors with over-lapping FOV.

The over-lapping PIR structure suffers from several issues such as uncertainty on the PIR's FOV, since in practice the real shape of the PIR's FOV cannot be exactly determined which

induces uncertain measurements leading to inaccurate location results. Also, the PIR over-lapping structure generates false intersections in presence of multiple targets [4] due to interferences.
To cope with the uncertainty of the PIR's FOV, *Kim et al* [12] used a Bayesian classifier that exploits the analog output (the signal), instead of binary output, of each PIR sensor to estimate when a person is inside the field of view, on the boundaries and when outside the FOV. However, analog output from several PIR sensors, as in over-lapping PIR networks, can saturate the communication protocol. Hence, exploiting PIR analog output to deal with FOV's uncertainties is not suitable for our study since it relies on over-lapping PIR structure.

This paper proposes to combine binary PIR results with another non-intrusive sensor modality using Interval Analysis techniques to deal with both FOV's uncertainties of PIR sensors, and false intersections caused by the presence of multiple persons within an over-lapping PIR network.

II. INFRA-RED BASED INDOOR LOCALIZATION APPROACH WITHIN A BOUNDED ERROR FRAMEWORK

PIR's FOV can be modulated using Fresnel lenses [10] to get more adequate sensing areas in case of wall mounted installation. In fact, in recent indoor localization studies [2] [3], Fresnel lenses were used to obtain approximately a box shape for the PIR's FOV. Such a shape simplifies the sub-region task of a covered area and the intersection of several box shaped FOVs will lead automatically to a box shape. Consequently, instead of getting several shapes if using the real PIR's FOV, Fresnel lenses allows getting homogenous measurement shape whatever the number of the intersected FOV is. Hence, this allows using a same set membership framework which is interval analysis framework [16].
Set membership approaches are more suitable, for indoor human localization, than other approaches (such as Kalman filter [11]) which assume that noises have a Gaussian distribution, and such assumptions do not always hold in practice. Set-member ship approaches consider only that errors on measurement process are bounded with known bounds.

Within a set-membership context, *Amri et al* [2] used, in addition to PIR sensors network, three simulated distance measurement sensors to enhance the PIR's network results. They have also characterized the errors on those distance measurements by considering inner and outer disks.
In this paper, we investigate the use of a non-intrusive imaging sensor (Irlynx sensor[1]) instead of distance measurements. Irlynx is a matrix of infrared sensors that provides an image only when a person is moving on its field of view. The image obtained from Irlynx sensor is non-intrusive since the shape is obtained from the heat generated by the moving target as shown in Figure 1.

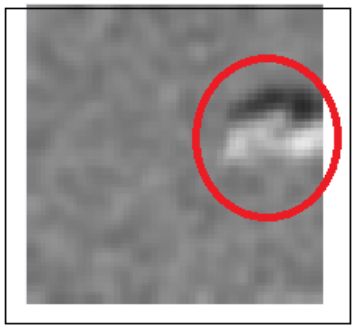


Figure 1. Shape of a moving person provided by Irlynx sensor

The challenge now is how to characterize the error on the provided shape(s) and encompass it within a box(es) using paving process of interval analysis. Once the box(es) from Irlynx is (are) obtained, we combine then this box(es) with boxes provided from over-lapping PIR network to deal with both PIR's FOV uncertainty and also ambiguous intersections caused by interference within the overlap PIR network.
One can say that we can use Irlynx sensor alone since it has better performances than PIR's over-lap sensor network. Unfortunately, Irlynx has border limitations, *i.e* if the person moves near the border and then no shape is provided, we cannot conclude if the person has stopped at the border or exited the Irlynx FOV. An approach consists on using several Irlynx sensors with over-lapping FOV, however, such approach is costly since Irlynx sensors are too expensive comparing to PIR sensors, also, Irlynx sensors consume more energy. Moreover, Irlynx sensors do not provide images for motions that have very low speed.
Consequently, the use of both over-lap PIR network with an Irlynx sensor seems to be the best compromise. Shape(s) from Irlynx will be encompassed into box(es), then combined with the other box(es) obtained from the PIR network.

To get the intersected box(es), the problem can be formulated as a Constraint Satisfaction Problem (CSP**)** and solved using constraint propagation techniques such as forward-backward contractor [16]. Constraint programming tools could be used to solve the constraint propagation problem, however, a more efficient tool (Ibex[2]) has been developed to deal better with CSP problem within the interval analysis framework .

Ibex (for Interval Based explorer) is a C++ numerical library based on interval arithmetic and constraint programming. This tool can be used to solve a variety of problems that can roughly be formulated as: Find a reliable characterization with boxes (Cartesian product of intervals) of sets implicitly defined by constraints. Ibex can be divided into three layers: An extended interval calculator, contractor programming library, and a system solver / global optimizer. Each usage corresponds to a different layer and each layer is built on top of the previous one. For instance, Ibex gives the ability to build high-level

[1] http://www.irlynx.com/

[2] G. Chabert, IBEX, an Interval-Based EXplorer, http://www.ibex-lib.org

interval-based algorithms declaratively through the contractor programming paradigm [5].

It is rather useful to show the result of an algorithm with a visual example, which can be helpful for analyzing the algorithm results and to easily communicate with others. Several GUI (Graphical user interface) tools exist in practice, and some of them are developed for specific fields. For example, the Rviz tool was developed for robotic field and especially for ROS [9] (Robotic Operating System). For the interval analysis framework, graphical tool VIBes (Visualizer for Intervals and Boxes) was developed to be easily and quickly used to draw simple graphics via C++ API or MATLAB API. VIBes architecture and some examples are presented in [8].

Example using Ibex and Vibes:

The appendix at the end of this paper shows a simple code using Ibex to estimate the position of a target moving as follows: at time t_0 the target was in position (1,1) after one second it moved to (2,2) and finally at (3,3) after another second. Three simulated distance measurement antennas are used and placed on the (0,0), (0,10) and (10,10) coordinates. The code of the main algorithm is presented in the annex, and an initialization file containing the position of the three antennas is in the header file "data3.h", and this latter was included at the beginning of the code of the main presented in the annex. Vibes was used for visualization and a screen shot of the final is presented in Figure 2.
From the annex we can see that location boxes can be easily obtained using few codes which shows that Ibex is a very suitable tool for approaches using interval analysis localization algorithm, comparing to other software.

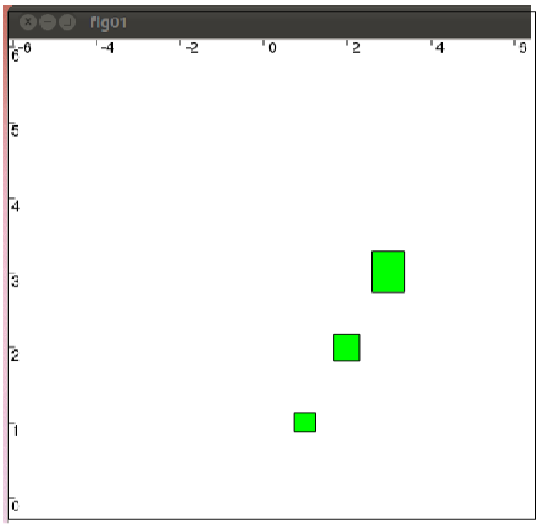


Figure 2. Ibex results visualization using Vibes.

III. Conclusion and Perspectives

Indoor localization is essential for ADL applications such as elderly monitoring since locations could be linked to activities. Localization for elderly monitoring is often performed using over-lapping PIR sensor networks, however, such networks presents several limitations such as, inaccurate location results due to uncertainties on the PIR's field of view, and inconsistent intersections caused by the presence of several persons. In our study, we plan to deal with these issues by combining PIR network results with a non-intrusive infrared based imaging sensor. The challenge now is how to characterize the errors from imaging sensor to encompass its measurements within boxes which could be merged with boxes provided by the over-lap PIR network.

Acknowledgment

Authors would like to thank BPI France, the regional council of Limousin and Rhone-Alpes associated to FEDER, the departmental council of Isere, and the agglomeration community Bourges Plus for their financial support for CoCaPs project. CoCaPs project, issued from FUI N° 20, is supported by the competitiveness poles S2E2 and Minalogic.

APPENDIX (Ibex code)

```
#include "ibex.h"
#include "data3.h"
#include "vibes.cpp"
using namespace std;
using namespace ibex;

int main() {
vibes::beginDrawing ();
vibes::newFigure("fig01");
Variable a(2);
Variable b(2);
Function dist(a,b,sqrt(sqr(a[0]-b[0])+sqr(a[1]-b[1])));
init_data();
Variable x(2);
IntervalVector box(2,Interval(0,20));
IntervalVector box_mob(2,Interval(0,20));
 for (int t=0; t<T; t++)
   {
     vector<Ctc*> ctc;
   for (int b=0; b<3; b++)      {

            NumConstraint* c=new
NumConstraint(x,dist(x,beacons[b])=d[t][b]);
        ctc.push_back(new CtcFwdBwd(*c));
     }
  CtcCompo compo(ctc);
  CtcFixPoint fix(compo,1e-03);
  fix.contract(box);
  vibes::drawBox(box,"[green]");
  cout << "  box at t =" << t <<endl << box << endl;
  box+= IntervalVector(2,Interval(-2,2));
vibes::endDrawing();
}
```

References

[1] Ehsan Ahvar, Nafiseh Daneshgar-Moghaddam, Antonio M. Ortiz, Gyu My- oung Lee, and Noel Crespi. On analyzing user location discovery methods in smart homes: A taxonomy and survey. Journal of Network and Computer Applications, 76:75 – 86, 2016.

[2] Mohamed-Hedi Amri, Yasmina Becis, Didier Aubry, and Nacim Ramdani. Indoor human/robot localization using robust multi-modal data fusion. In 2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA). Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), may 2015.

[3] Mohamed-Hedi Amri, Yasmina Becis, Didier Aubry, Nacim Ramdani, and Martin Franzle. Robust indoor location tracking of multiple inhabitants using only binary sensors. In 2015 IEEE International Conference on Automation Science and Engineering (CASE). Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), aug 2015.

[4] Bo Yang, Xiaoshan Li, and Jing Luo. A novel multi-human location method for distributed binary pyroelectric infrared sensor tracking system: Region partition using {PNN} and bearing-crossing location. Infrared Physics Technology, 68:35 – 43, 2015.

[5] Gilles Chabert and Luc Jaulin. Contractor programming. Artificial Intelligence, 173(11):1079–1100, jul 2009.

[6] Chao Chen, Daqing Zhang, Lin Sun, Mossaab Hariz, and Yang Yuan. Does Location Help Daily Activity Recognition?, pages 83–90. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2012.

[7] M. Danancher, J. J. Lesage, and L. Litz. Model-based location tracking of an a priori unknown number of inhabitants in smart homes. IEEE Transactions on Automation Science and Engineering, 13(2):1090–1101, April 2016.

[8] Vincent Drevelle and Jeremy Nicola. VIBes: A visualizer for intervals and boxes. Mathematics in Computer Science, 8(3-4):563–572, jul 2014.

[9] Morgan Quigley et al. Ros: an open-source robot operating system. In ICRA Workshop on Open Source Software, 2009.

[10] Q. Hao, D. J. Brady, B. D. Guenther, J. B. Burchett, M. Shankar, and S. Feller. Human tracking with wireless distributed pyroelectric sensors. IEEE Sensors Journal, 6(6):1683–1696, Dec 2006.

[11] R. E. Kalman. A new approach to linear filtering and prediction problems. Journal of Basic Engineering, 82(1):35, 1960.

[12] H. H. Kim, K. N. Ha, S. Lee, and K. C. Lee. Resident location-recognition algorithm using a bayesian classifier in the pir sensor-based indoor location- aware system. IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C (Applications and Reviews), 39(2):240–245, March 2009.

[13] K Viard, MP Fanti, G Faraut, and J-J Lesage. An Event-Based Approach for Discovering Activities of Daily Living by Hidden Markov Models. In 15th IEEE Int. Conf. on Ubiquitous Computing and Communications, (IUCC 2016), Granada, Spain, December 2016.

[14] K. G. Kinsella and D. R. Phillips, Global Aging: The Challenge of Success, vol. 60. Washington, DC, USA: Popul. Ref. Bureau, 2005.

[15] H. C. Noel, D. C. Vogel, J. J. Erdos, D. Cornwall, and F. Levin, “Home telehealth reduces healthcare costs,”Telemed. J. E-Health, vol. 10, no. 2, pp. 170–183, 2004.

[16] R. E. Moore, Interval analysis, Vol. 2, Englewood Cliffs: Prentice-Hall, 1996..

Etude expérimentale d'un transducteur magnétoélectrique pour les besoins de la télé-alimentation de capteurs biomédicaux implantés.

Kévin Malleron, Aurélie Gensbittel, Hakeim Talleb et Zhuoxiang Ren.
UPMC Univ. Paris 06, UR2, L2E, F-75005, Paris, France
kevin.malleron@upmc.fr

Abstract – En prévision de l'alimentation de capteurs biomédicaux implantés, la caractérisation d'un matériau magnétoéletrique ayant des dimensions adaptées pour prévoir la télé-alimentation d'un capteur de ce type est analysée. Des résultats encourageants montrent une puissance délivrable proche de 60 µW pour des fréquences inférieures à 100 kHz pour des champs magnétiques appliqués statique et dynamique qui respectent les normes de dosimétrie en vigueur.

Keywords: Matériaux magnétoélectrique, télé-alimentation, transducteur d'énergie.

I. INTRODUCTION

Le concept de « internet des objet » (IoT) ou « objets communicants » suppose une multiplication de dispositifs électroniques miniatures, capables d'interagir avec l'environnement et de communiquer des informations à travers des *Wireless Sensor Node* (WSN). Cette technologie accroît la maîtrise de l'environnement et permet ainsi d'améliorer la sécurité et le confort. L'IoT s'ouvre ainsi à de nombreuses applications dans le domaine de la santé telles que les dispositifs implantables, le monitoring de la santé ou l'assistance aux personnes (handicapées, âgées ou en convalescence). L'un des défis majeurs est la création des technologies associées aux besoins de l'e-santé afin de rendre accessible à distance et en temps réel un certain nombre de paramètres physiologiques pour renforcer une prise en charge rapide et efficace par le corps médical.

Sur le plan technique, la principale difficulté reste le développement de dispositifs implantables ayant une autonomie énergétique efficiente, à savoir une puissance d'alimentation allant de 10 µW à 1 mW. En effet, les accumulateurs (piles ou batteries) ont généralement une durée de vie limitée, et leur remplacement régulier n'est pas toujours possible ni même désiré quand il s'agit du corps humain. C'est ainsi que la récupération d'énergie reste la principale piste pour l'autonomie des dispositifs miniatures communicants. Deux approches doivent être distinguées en parlant de la récupération d'énergie. Dans certains cas, il s'agit d'utiliser une partie de l'énergie « perdue », par exemple, l'énergie des vibrations ambiantes. Dans d'autre cas, particulièrement important pour les applications médicales, l'énergie de l'environnement est générée artificiellement pour alimenter le dispositif de récupération d'énergie du capteur. Il s'agit alors d'une télé-alimentation : une alimentation à distance.

Les transducteurs d'énergie à base de matériaux magnétoélectriques (ME) [1] combinent les avantages des capteurs magnétiques (basses fréquences donc peu d'absorption par le corps humain) et piézoélectriques (petites dimension, forte densité d'énergie, compatibilité avec les contraintes de l'électronique implantable). Leur mode de fonctionnement en télé-alimentation est basé sur une excitation par un champ magnétique extérieur (composé d'une composante continue et d'une alternative) afin que les couches magnétostrictives jouent le rôle d'actionneurs mécaniques en appliquant des contraintes mécaniques sur la couche piézoélectrique. Ainsi, une tension est récupérable aux bornes des électrodes de la couche piézoélectrique.

II. ETUDE DU TRANSDUCTEUR

A. *Cahier des charges*

Dans le cas d'une télé-alimentation par induction magnétique, les niveaux d'exposition des sources d'excitation doivent respecter les normes de dosimétrie des restrictions de base définies par l'INIRC [2]. Dans le cas de matériaux ME, il est nécessaire d'appliquer un champ magnétique extérieur composé d'une composante statique et d'une composante dynamique petit signal. Dans le cas du champ statique, la norme en vigueur impose une limitation à 4000 Oe [2,3]. En revanche, les restrictions de base du champ magnétique dynamique sont dépendantes de la fréquence de travail f. En se limitant à des champs magnétiques inférieurs à 100 kHz, la limitation n'est pas liée au Débit d'Absorption Spécifique (DAS) mais à la densité de micro-courants induits (mA/m^2) dans le corps qui peut être approximée localement comme :

$$J = \bar{\sigma}\pi R f B \quad (1)$$

où R représente le rayon équivalent de la bobine réceptrice, $\bar{\sigma}$ une conductivité moyenne du corps fixée à $0.2\,S/m$ et B l'induction magnétique en T ou Wb/m^2. Pour des champs compris entre 1 kHz et 100 kHz, la densité maximale J est fixée à $f/500$ mA/m^2

Une autre contrainte à prendre en compte est la place allouée au transducteur ainsi que son mode d'implantation. La possibilité de l'insertion via un cathéter est une solution mini-invasive envisagée. L'espace maximal serait alors de 3 mm de

largeur, 3 mm d'épaisseur pour une vingtaine de millimètre de longueur au maximum.

B. *Présentation de l'échantillon*

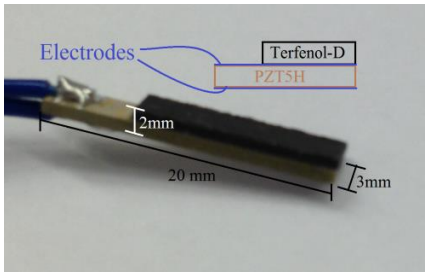


Figure 1. Echantillon analysé.

La figure 1 représente le transducteur ME testé qui respecte les dimensions précédemment citées pour une éventuelle implantation par voie de cathéter. Le composite se base sur l'assemblage d'une couche de Terfenol-D pour la phase magnetostrictive et d'une couche de PZT-5H pour la phase piézoélectrique.Les deux couches ont été assemblées à l'aide d'une colle du type Epoxy sous contrainte mécanique par presse.

C. *Mesures de l'échantillon*

Le banc de mesure représenté en figure 2 est composé d'un montage à aimants permanents afin d'obtenir les coefficients de magnétostrictions optimaux, d'une bobine de 100 spires pilotée par un GBF qui permet d'émettre le champ dynamique qui va transmettre l'énergie et d'une charge adaptative pilotée par une source de tension continue qui nous permet de mesurer l'impédance. L'ensemble est piloté par ordinateur afin de récupérer la tension de sortie à vide aux bornes du ME, ainsi que la puissance maximale de sortie en adaptant automatiquement la charge électrique placée aux bornes des électrodes du piézoélectrique.

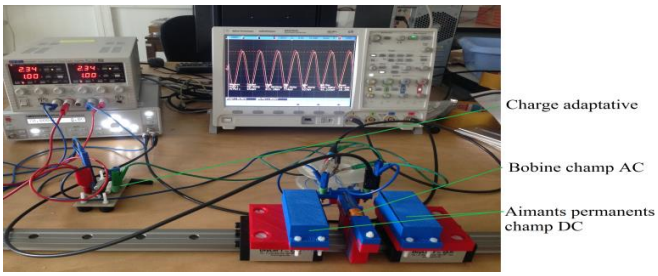


Figure 2. Banc de mesure automatisé. Les aimants permanents génèrent le champ magnétique statique, la bobine de 100 spires le champ dynamique, l'échantillon se trouve dans la bobine.

Les mesures sont effectuées sous un champ statique de 400 Oe, ce qui permet, d'une part, d'obtenir une striction optimal du Terfenol-D employé et, d'autre part, de respecter la limitation en vigueur. Les mesures harmoniques petits signaux sont réalisées pour un champ magnétique dynamique de 1 Oe efficace. En considérant une bobine carrée équivalente de $6\,mm^2$, on obtient d'après (1) densité de courant $J = 8{,}4\,mA/m^2$ à $f = 70\,kHz$ soit beaucoup plus faible que les $f/500 = 140\,mA/m^2$ maximum autorisés.

On remarque sur la figure 3 qu'il y a une fréquence de résonance pour laquelle le capteur délivre une tension crête à crête à vide proche de $1.2\,V$ pour une impédance interne de environ 956 Ohms pour la fréquence $69.7\,kHz$. Si la charge est la charge optimale, alors l'échantillon délivre une puissance de 58µW voir figure 4.

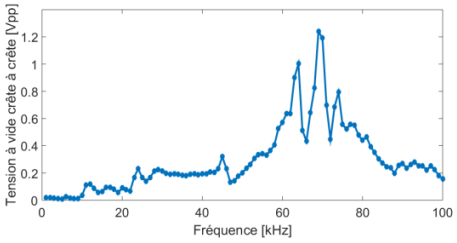


Figure 3. Tension à vide délivrée par l'échantillon en fonction de la fréquence.

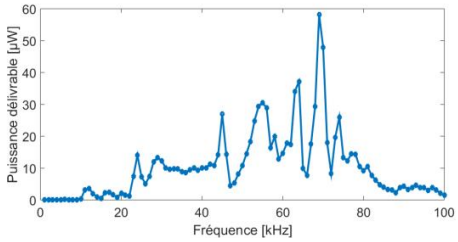


Figure 4. Puissance délivrable dans la charge.

III. Conclusion et perspectives

Ces premiers résultats montrent que les matériaux ME pourraient être de bons candidats pour la télé-alimentation de capteurs biomédicaux implantés. Dans les conditions utilisées, ils respectent les normes de niveaux d'exposition pour les champs magnétiques statique et dynamique. Le champ magnétique dynamique pourrait être augmenté de façon à augmenter la tension de sortie linéairement, et la puissance de manière quadratique. Les futures études envisagées sont la caractérisation d'un échantillon de même type dans un fantôme de corps humain afin d'analyser la perte de puissance ainsi que le développement d'une électronique de conditionnement pour l'utilisation de la puissance délivrée pour alimenter un capteur biomédical.

References

[1] Kevin Malleron, Hakeim Talleb, Aurélie Gensbittel, Zhuoxiang Ren. Finite Element Modeling of Magnetoelectric Energy Transducers with Interdigitated Electrodes. IEEE Transactions on Magnetics, Institute of Electrical and Electronics Engineers, 2017, PP (99), pp.1.

[2] ICNIRP guidelines on limits exposure to static magnetic fields, health physics 96(4):504-514; 2009.

[3] ICNIRP guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz), Health Physics 74 (4):494-522; 1998.

Detection of human presence in the context of resident supervision in nursing home

T.Guettari* , D.Istrate* , P. Dore**, J. Boudy***
* University of Technology of Compiègne, Laboratory BMBI, Compiègne, France
toufik.guettari@utc.fr, mircea-dan.istrate@utc.fr
* * LEGRAND, DIST Research Departement, Limoges France
pascal.dore@legrand.fr
* * * Institut Mines Telecom, EPH Department, Evry, France
jerome.boudy@telecom-sudparis.eu

Abstract
Nursing homes are overcrowded and medical staff is overworked. Then, the management of this type of institution become so difficult. Monitoring system may be used to facilitate task of nurses and medical staff. Various solutions and supervision systems require extracting information regarding people present in the monitored environment. Innovative sensors are required to have more robustness. The need of new sensors is identified by the drawbacks of supervision software. In this manner, we have initiated our work to develop a bed sensor, as the implemented monitoring system cannot detect the presence of the immobile and silent subject in his room. Generally in nursing homes, a resident get on his bed when he get in his room, so the subject spent more time in his bed when he is present in the room. Thus, bed sensor provide an important information for medical staff. Information will be presented in simple manner to nurses, so the manner to present this information represent a significant task in e-Monitor'Age project.

Keywords: Human presence, telemedicine, signal processing, thermal sensor, Classification.

I. Introduction

Nursing homes provide around-the-clock services in an institutional setting to residents who have physical and/or mental disabilities that do not allow them to stay at home and live in community. Quality of care provided by nursing homes can be viewed from three angles: structure, process and outcome. Structure refers to facility's capacity to provide high quality care. Examples of elements of structure are the professional background of nurses and aides, physical plant and policies and procedures. Process refers to the manner in which care is delivered. catheter care, restorative nursing techniques, skin care and organization social activities represent examples of process. Outcomes, narrowly defined, are measures of change in health status attributed to antecedent care. Incidence measures, recovery and cure rates, mortality rates, and functional improvement or decline are important examples. Thus in e-Monitor-Age project we have used monitoring system to improve quality of care in nursing homes.

II. e-Monitor'Age project

The e-Monitor'Age project aims to improve services and adapt care for each resident in a nursing homes. Welfare and safety of the resident represent a major concern in our work. Then our project must optimize the work planning of nurses in order to bring greater availability of medical staff to the resident. e-Monitor'Age project is based on the development of a Computer Assisted Management System, based on intelligent supervision software. This software uses data from innovative (heterogeneous) detectors (integrated in the electrical installation of nursing home) that are continuously updated to reflect the environment, the behavior and certain physiological parameters of the residents.

III. State of the art

Several solutions from the state of the art have been already implemented and tested in frame of National and European projects. Doppler radar motion sensing systems have been used to detect physiological movements since the 1970's[1]. Networked passive Infra red sensors were used in Quovadis[2] and CompanionAble[3] projects to detect and localize[4][5] the elderly people. Also a Video Camera has been exploited in order to track the supervised person [6]. Sound signal was used both to classify sound events, and to localize the event's source [7, 8]. A multi modal localization system has been experimented using fusion techniques to combine sound signal and binary pyroelectric infrared (PIR) sensor network [9]. In CAPTHOM project [10], a multi-sensors system was used to detect the presence of the human in order to identify a situation of emergency. Other technologies were used also as ultrasound and vibration shock detection. The main drawbacks of currently available occupancy systems are high rates of false alarms and failure to detect stationary subjects.

There are also various systems which are designed to evaluate sleep quality of the subject in his bed. They are currently under development by academic and industrial laboratories. Each system uses a specific sensor set-up, such as: optical sensor [11], respiratory sensor [12], infrared sensor [13] (pyroelectric), accelerometer signals to estimate actigraphy [14], bed temperature [15] signals measured by a set of thermostats, etc. The Lullaby system measures the parameters

of the sleep environment, such as sound, light level, temperature, and motion (body movements) in order to help users assess the quality of their sleep [16]. A non-invasive wearable neck-cuff system for real-time sleep monitoring is proposed in [17]. To estimate sleep quality, this monitoring system is based on physiological signals: accelerometer to detect movement, breathing, sound signals and oximetry to detect apnea. In the state-of-the-art, we also found a pressure sensitive bed sheet [18] which is able to identify sleep posture and body position in the bed and Sleep Hunter [19][20] based on movement detection (through actigraphy) to predict sleep stage transitions using a Smartphone. This mobile system merge movement detection with sound analysis to identify three sleep phases (REM, deep and light phase): for example, coughing or snoring often leads to transient asphyxia, which decreases the oxygen capacities, and in turn, results in body movements during sleep. To validate results, this monitoring system has been compared to the Zeo system [21].

IV. PREVIOUS WORKS

We have already studied and developed a bed presence and sleep quality estimation sensor. The signal processing algorithms are described in[22][23]

In the EMonitor'age project the bed presence system has been implemented in a two parts distributed architecture: a) the first part includes acquisition and filtering process which is implemented on sensor b) the second part includes recognition algorithms which is implemented and running on the server.

1) *Acquisition and filtering process*

This first step includes median filter which is implemented using C language. The software was implemented on ARM 9. Once the signal is filtered, a communication layer based on KNX protocol is implemented and embedded in the sensor in order to link it to the server.

2) *Centralization of treatment*

On the server, k-means algorithm was implemented in real time using java language. The results are recorded in a SQL Server data base. PCvue is used to recover data from all installed sensor in the nursing home.

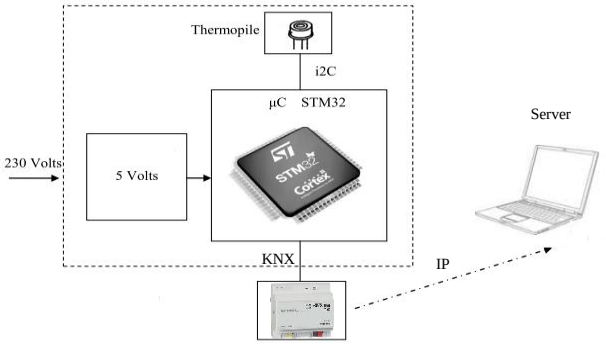


Fig1. System Architecture

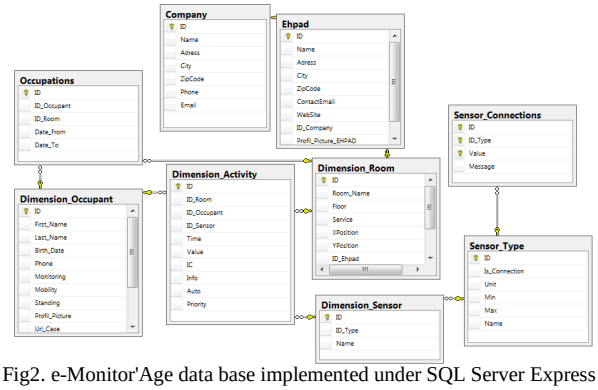


Fig2. e-Monitor'Age data base implemented under SQL Server Express

V. RESULTS

The result is posted trough web application implemented on the server. The Figure 3 shows that the subject was detected in his bed at 20h00 and he got off from the bed at 7h00. During the night, the system has detected numerous absences of the resident but these detection of absences are not confirmed by motion sensor. Thus, that represents a false positives detection of our system.

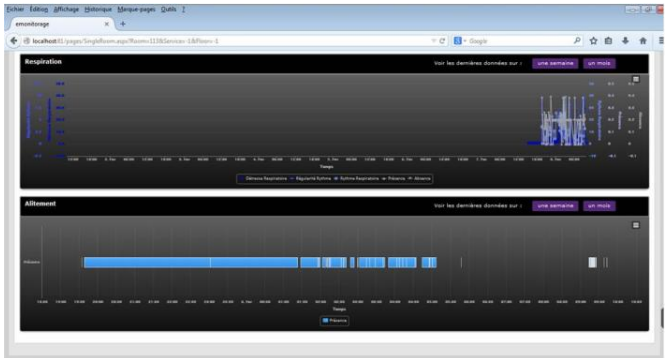


Fig3. Result posted through web application

VI. CONCLUSION AND PERSPECTIVES

Thermal signal is affected by numerous factors like the room environment of resident because the ambient temperature and other person presence mislead the sensor.

Physical characteristics of the subject represent also a factor which affect the performance rate of our recognition system.

Also cloths wearied by the observed person may affect the robustness of our implemented system.

Other algorithms such as k-medoid will be implemented to substitute k-means in our next work.

The centralization of our algorithm of recognition give us an opportunity to combine with other modalities such as motion sensor or sound sensor.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors wish to thank the BPI France which has funded the e-Monitor'Age project, the pole of competitiveness S2E2 and Elopsys, as well as all project consortium members. We

wish to thank Dr Betty Fumel for his collaboration in the sensor evaluation part at CHU of Limoges and Legrand.

REFERENCES

[1] J.C. Lin : 'Non-invasive microwave measurement of respirations ,' Proc. IEEE, vol. 63, p. 1530, 1975.

[2] www.quovadis.ibisc.univ-evry.fr

[3] www.CompanionAble.com

[4] Parag P. Joshi, Thomas C. Jannett :' Localized Performance-Guided Reconfiguration for Distributed Sen- sor Networks 'IEEE conference 1-4244-1029-0

[5] Eric Campo, Sylvain Bonhomme, Marie Chan, Daniel Esteve :' Remote tracking patients in retirement home using wireless multi sensor system'

[6] D. Wesierski, P. Horain, and Z. Kowalczuk. EBE : 'Elastic Blob Ensemble for coarse human tracking.' In International Conference on Image Processing, pages 1625-1628,2012a

[7] D. Istrate, E. Castelli, M. Vacher, L. Besacier, J. F. Serignat : ' Information Extraction from Sound for Medical Telemonitoring ', IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, vol. 10, no. 2, april 2006

[8] K. Freiberger : ' Development and Evaluation of Source Localization Algorithms for Coincident Microphone Arrays' Diploma Thesis, Institute of Electronic Music and Acoustics (IEM), Univeristy of Music and Performing Arts Graz, Austria

[9] T. Guettari, P.Aguilar, J. Boudy, H. Medjahed, D. Istrate, J-L. Baldinger, I. Belfeki, M.Opitz, M. Maly-Persy : 'Multimodal Localization in the Context of a Medical Telemonitoring System' 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS Buenos Aires, Argentina, August 31 - September 4, 2010 978-1-4244-4124-2

[10] D.Brulin , E. Courtial ,G.Allibert :'Position Estimationand Fall Detection using Visual Receding Horizon Estimation' Joint 48th IEEE Conference on Decision and Control and 28th Chinese Control Conference Shanghai, P.R. China, December 16-18, 2009 978-1-4244-3872-3

[11] Hata S., Nagatomo A., Tsukamoto K., Mihara Y., '' Wide Range 3-D Vision Sensor for Bed Monitoring System'' 0- 7803-7369-3/02/ 2002 IEEE

[12] Michiko Nishiyama, Mitsuo Miyamoto, and Kazuhiro Watanabe '' Respiration rhythm monitoring in sleep based on weight movement using hetero-core fiber optic sensors'' International Conference on Control, Automation and Systems 2010 Oct. 27-30, 2010 in KINTEX, Gyeonggi-do, Korea

[13] J. M. Choi, B. 0. Kim, B. S. Hwang, R. H. Sohn, and K. S. Park '' Unobtrusive Body Movement Monitoring during Sleep using Infrared Motion Detector and ZigBee Protocol'' Proceedings of the 3rd IEEE-EMBS International Summer School and Symposium on Medical Devices and Biosensors MIT, Boston, USA, Sept.4-6, 2006

[14] A Sadeh, P. J. Hauri, D.F. Kripe and P Lavie, "The role of actigraphy in the evaluation of sleep disorders", Sleep, 18: pp. 288-302, 1995

[15] Tamura T., Miyasako S., Fujimoto T., and Togawa T., '' Monitoring bed temperature of elderly in the home'' 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Amsterdam 1996 1.1.5: Monitoring Instruments.

[16] Kay, M., Choe, E.K., Shepherd, J., Greenstein, B., Watson, N., Consolvo, S., Kientz, J. Lullaby A Capture & Access System for Understanding the Sleep Environment. In the Proceedings of Ubicomp 2012 (Sept. 5-8, Pittsburgh, PA), ACM, New York, 2012

[17] Rofouei M., Sinclair M., Bittner R., Blank T., Saw N., Herron J., Dejean G., A Non-invasive Wearable Neck-cuff System for Real-time Sleep Monitoring, 8th International Conference on Body Sensor Networks (BSN), May, 2011

[18] J.J. Liu, W. Xu, M.-C. Huang, N. Alshurafa, M. Sarrafzadeh, A Dense Pressure Sensitive Bedsheet Design for Unobtrusive Sleep Posture Monitoring, IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications (PerCom'13), San Diego, March 2013

[19] W. Gu, Z. Yang, L. Shangguan, and Y. Liu, Sleep Hunter: Towards Fine Grained Sleep Stage Tracking with Smartphones, IEEE Transactions on Mobile Computing, 2014.

[20] W. Gu, Z. Yang, L. Shangguan, W. Sun, K. Jin, and Y. Liu, Intelligent Sleep Mining Service with Smartphones. ACM International Joint Conference on Pervasive and Ubiquitous Computing, Seattle, USA, 2014

[21] L. Samy, M.-C. Huang, J.J. Liu, W. Xu, and M. Sarrafzadeh, Unobtrusive Sleep Stage Identification Using a Pressure-Sensitive Bed Sheet, IEEE Sensors Journal Special Issue on Material-integrated Sensing

[22] Guettari, Toufik, et al. "Thermal signal analysis in smart home environment for detecting a human presence." Advanced Technologies for Signal and Image Processing (ATSIP), 2014 1st International Conference on. IEEE, 2014.

[23] Guettari, Toufik, et al. "Design and first evaluation of a sleep characterization monitoring system using remote contactless sensor." IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics (2016).

Caractérisation de la Maladie d'Alzheimer à travers l'Ecriture manuscrite acquise sur Tablette graphique

Christian Kahindo[1*], Mounîm A. El-Yacoubi[1], Sonia Garcia-Salicetti[1], Victoria Cristancho-Lacroix[2,3], Hélène Kerhervé[2,3], Anne-Sophie Rigaud[2,3]

[1]SAMOVAR, Telecom SudParis, CNRS, University Paris Saclay, France

[2]AP-HP, Groupe Hospitalier Cochin Paris Centre, Hôpital Broca, Pôle Gérontologie, Paris, France

[3]Université Paris Descartes, EA 4468, Paris, France

RESUME

Dans cette étude, nous analysons l'écriture manuscrite acquise sur tablette graphique de patients touchés par la maladie d'Alzheimer (MA) à un stade précoce, et de Troubles Cognitifs Légers (TCL), suivis à l'hôpital Broca. L'objectif est de caractériser par des paramètres spatio-temporels de l'écriture la maladie d'Alzheimer à ses débuts. Nous proposons une méthode de sélection automatique de paramètres extraits globalement sur un texte imposé. Cette sélection repose sur un critère d'information mutuelle normalisée entre un ensemble de paramètres et les différents profils cognitifs (MA, TCL et sujets « contrôle »). Cette méthode intègre un regroupement automatique par Classification Hiérarchique Ascendante (CAH).

L'étude a été réalisée auprès de 182 participants dont 29 Alzheimer et 86 Troubles Cognitifs Légers. Nous montrons que certains paramètres cinématiques de l'écriture manuscrite permettent de caractériser les MA par rapport aux sujets « contrôle », via un Clustering. Aussi, il apparaît que les paramètres cinématiques sélectionnés par notre méthode, révèlent deux profils différents pour les Troubles Cognitifs Légers: un davantage proche de l'écriture des MA et l'autre davantage proche de celle des sujets « contrôle ».

Mots-clés: Ecriture manuscrite, tablette graphique, Alzheimer, Clustering, information mutuelle normalisée.

1 INTRODUCTION

L'analyse de l'écriture manuscrite a été pendant longtemps concentrée sur la problématique de la reconnaissance automatique du signal manuscrit, notamment pour des applications bancaires et postales. Plus récemment, l'analyse de l'écriture manuscrite a évolué vers le champ de la santé. Le contexte actuel qui voit un développement spectaculaire des tablettes numériques graphiques accentue les possibilités d'innover dans ce domaine. Ces tablettes permettent l'acquisition du tracé au cours du temps, tracé dit «en-ligne», riche en information cinématique du scripteur.

Ecrire est une faculté de haut niveau qui requiert un contrôle moteur fin et une coordination neuromusculaire spécifique. Une fois qu'un sujet a appris à écrire, l'échange (feedback) entre perception visuelle et contrôle musculaire requis pour écrire, devient automatique, d'où des mouvements extrêmement rapides. En effet, un programme de contrôle moteur s'est à ce stade développé au niveau cérébral. Ainsi, la détérioration de l'écriture, quelle que soit son importance, peut être le signe d'une détérioration ou d'un dysfonctionnement de ce programme moteur fin.

Dans le champ de la santé, on distingue dans la littérature deux axes qui ont en commun l'analyse du manuscrit : le premier est celui des modèles de génération du manuscrit [16,17,18] ; le deuxième concerne l'analyse du manuscrit « en-ligne » pour le diagnostic de pathologies ou pour évaluer quantitativement les effets d'une thérapie médicamenteuse. Dans le premier axe, on trouve les modèles moteurs de la production du manuscrit, qui font intervenir la cinématique du mouvement et l'activité neuromusculaire [16,17,18]. Les travaux de Schomaker [17] ont apporté un éclairage sur le processus de production de l'écriture, qu'il a modélisé par des oscillateurs, en décomposant les mouvements horizontaux et verticaux. D'autres travaux ont utilisé le paradigme oscillatoire, reposant sur une décomposition en séries de Fourier au niveau des portions du tracé situées entre deux levés de stylo [19]. Teulings [18] a ensuite étudié le contrôle moteur fin et son développement, en se basant sur des paramètres dynamiques acquis sur tablette graphique, dans le cadre de différents troubles : maladie de Parkinson et certains troubles psychiatriques. Ces travaux ont montré d'une part que le manuscrit est un marqueur comportemental qui permet de quantifier les effets de traitements médicamenteux, et que cela est possible grâce aux paramètres cinématiques qu'on peut extraire des signaux acquis sur tablette graphique. D'autre part, ses études sur le contrôle moteur fin révèlent la contribution du signal manuscrit dans la détection et le suivi médical de troubles aussi divers que la maladie de Parkinson, les dysgraphies, la schizophrénie, les dyspraxies (troubles de la coordination motrice), la coordination œil-main, le stress, parmi d'autres troubles [18]. Dans le deuxième axe, on trouve l'analyse quantitative des tremblements et plus généralement de troubles du contrôle moteur. Cette direction a été en particulier investie grâce à l'apparition des tablettes graphiques. En effet, plusieurs travaux dans la littérature portent sur l'analyse de l'écriture et la caractérisation de diverses pathologies ou états du sujet: la maladie de Parkinson [10,11,12,13], d'Alzheimer [3,4,5,6] et des états émotionnels (stress, dépression, anxiété) [23]. La caractérisation de la maladie d'Alzheimer (MA) et des Troubles Cognitifs Légers « Mild Cognitive Impairment » (MCI) via l'exploitation des paramètres cinématiques de l'écriture manuscrite reste toutefois relativement peu abordée dans la littérature. Or détecter précocement la maladie est aujourd'hui un véritable enjeu sociétal au vu de son importance: elle est la principale cause de démence, et représente au moins les deux tiers des cas diagnostiqués en France. D'autre part, le nombre de patients atteints y est en croissance constante : 900000 cas environ aujourd'hui, avec des prévisions de 1,3 million en 2020 et 2,1 millions en 2040. Détecter précocement la maladie permet de mettre en place des prises en charge basées sur la stimulation cognitive et d'infléchir sa progression.

De multiples efforts ont été réalisés ces dernières années par la communauté scientifique pour établir des critères de diagnostic de la maladie à la fois précoces, valides et discriminants. Cependant, le début de la maladie étant insidieux, il reste difficilement repérable dès les premiers stades. Ainsi, on estime qu'elle débute plusieurs années avant qu'elle ne soit vraiment diagnostiquée. Le moment exact de transition entre la phase asymptomatique et la phase symptomatique pré-démentielle, puis celle de cette dernière

*christian.kahindo@telecom-sudparis.eu

vers la démence débutante sont très difficiles à établir avec certitude. Le but de notre étude est de caractériser l'écriture de personnes touchées par ces troubles spécifiques en vue de détecter quels sont les paramètres spatio-temporels de l'écriture qui seraient prédictifs de la maladie. Pour cela, nous réalisons une étude statistique transversale sur l'analyse automatique de l'écriture auprès de patients ayant un Alzheimer débutant ou un Trouble Cognitif Léger, suivis au service Gérontologie de l'Hôpital Broca.

La suite de cet article sera organisée comme suit :
La première section présentera l'état de l'art sur l'analyse de l'écriture et la maladie d'Alzheimer et des troubles cognitifs légers, et motivera nos choix pour l'acquisition des données et l'extraction des paramètres de l'écriture des patients; aussi, elle présentera les données collectées à ce jour.
La deuxième partie présentera les résultats préliminaires ;
La troisième partie présentera nos conclusions et les perspectives du présent travail.

2 ETAT DE L'ART ET MOTIVATION DE NOS CHOIX POUR L'ACQUISITION DES DONNEES

2.1 Analyse de l'écriture et maladie d'Alzheimer

Plusieurs auteurs ont étudié si certains paramètres permettraient de discriminer les patients ayant la MA, les patients souffrant de TCL, et les personnes contrôle, à savoir des personnes à profil cognitif normal. Schröter et al. [5] ont fait une étude comparative auprès de 4 groupes (MA, TCL, patients avec dépression, sujets sains) où les participants devaient réaliser une tâche graphique sur tablette, apparentée à l'écriture manuscrite, en dessinant des cercles concentriques superposés pendant une durée de quelques secondes. L'analyse cinématique du tracé révèle des différences significatives entre les groupes par le biais de tests statistiques classiques (ANOVA, Kruskal-Wallis) [5]. En effet, les auteurs constatent que les variations de la vitesse (écart-type) sont plus importantes chez les patients atteints de MA que chez les TCL et chez les déprimés ; de même, ces variations sont plus importantes chez les patients TCL et déprimés que chez les sujets contrôle. Etant donnée la co-morbidité décrite dans la littérature entre TCL et dépression, les auteurs ont suggéré la réalisation d'études longitudinales auprès de patients TCL et avec dépression, afin de déterminer la valeur prédictive de l'analyse cinématique du tracé dans ces populations.

D'autres études sur l'écriture manuscrite montrent que, chez les personnes atteintes de MA, l'écriture est beaucoup moins fluide, ce qui se traduit par une hausse du « jerk », la dérivée de l'accélération en chaque point du tracé [4]. Aussi, les personnes atteintes de TCL et de MA passent davantage de temps avec le stylo en l'air que les personnes contrôle [3]. Enfin, les malades d'Alzheimer ont une longueur de « strokes » (portions du tracé entre deux levés de stylo) significativement variable par rapport à celle des personnes contrôle [6].

Ces travaux affirment que les indicateurs les plus influents dans la caractérisation du vieillissement pathologique (MA, TCL, dépression) s'avèrent être la vitesse et sa variation (écart-type), la vitesse relative (normalisée par l'écart-type), la fréquence d'écriture en nombre de « strokes » par seconde, les pics de vitesse des « strokes », la longueur des « strokes », la durée du mouvement, la fluidité de l'écriture (mesurée par les variations de l'accélération (« jerk »)), la pression du stylo sur la tablette.

Plus récemment, une étude faite par Kawa et. al [21] sur des patients souffrant de TCL et des personnes contrôle, a montré que sur un exercice de dictée d'un texte, l'écriture des TCL prend plus de place en termes de nombre de lignes et taille des lettres, que celle des personnes contrôle; aussi, la vitesse d'écriture des TCL s'avère faible comparativement à celle des personnes contrôle. Enfin, Yu et al. [22] ont analysé la motricité chez les MA, TCL et personnes contrôle. Sur un exercice qui consiste à faire une série de « l » cursifs, ils concluent par des tests statistiques qu'il n'y a pas de différence entres les différents profils cognitifs, sur la vitesse d'exécution, la hauteur et la largeur des « l ». En revanche, sur les exercices de précision qui consistent à faire des allers-retours entre deux cibles, la vitesse diffère de façon significative entre les différents profils cognitifs.

Globalement, la caractérisation de la maladie d'Alzheimer (MA) et des Troubles Cognitifs Légers via des paramètres cinématiques de l'écriture manuscrite reste relativement peu abordée dans la littérature. Notamment, on constate l'absence à ce jour d'une étude longitudinale. C'est un des objectifs de notre étude. De plus, les études de la littérature ci-dessus sont fondées sur des tests statistiques déterminant les différences statistiques significatives entre les différents profils cognitifs des sujets (MA, TCL, personnes contrôle) à partir des paramètres cités précédemment. Cependant, ces tests statistiques se révèlent parfois peu concluants voire contradictoires en raison de la non-homogénéité d'un groupe de même profil cognitif ; la maladie d'Alzheimer, par exemple, a une évolution non homogène chez les patients. En outre, ces études ont été faites sur peu d'échantillons d'où la nécessité de mener l'étude avec un nombre des participants suffisant. Notre démarche proposée dans la suite du travail vise à pallier ces limites.

2.2 Acquisition

L'acquisition des données se déroule au sein de l'Hôpital Broca. Nous ciblons principalement des patients touchés par l'Alzheimer à un stade débutant (MMSE>20) ainsi que ceux ayant des Troubles Cognitifs Légers. Concernant les personnes contrôle, nous collectons leurs données manuscrites auprès de participants provenant d'associations de seniors, principalement OLD-UP et Génération 13.

Les critères d'inclusion suivants sont retenus :

- Etre âgé de plus de 60 ans ;
- Parler couramment le français ;
- Accepter de participer librement à l'étude (signer le formulaire de consentement);
- Etre un patient suivi en consultation gériatrique à l'hôpital de jour à l'hôpital Broca ;
- Critères d'inclusion par groupe, sur la base du diagnostic établi par l'équipe médicale :
  - Groupe 1 : diagnostic MA débutant, critères DSM-IV, MMSE (Mini Mental State Examination : échelle mesurant le niveau de dégradation cognitif) entre 20 et 25 [14] ;
  - Groupe 2 : diagnostic TCL (Troubles Cognitifs Légers), critères de Petersen [15] ;
  - Groupe 3 : patients « contrôle » (ayant un vieillissement cognitif normal) ;

Protocole d'acquisition

Dans notre protocole, chaque participant doit effectuer d'office un bilan neuropsychologique établissant son profil cognitif. Quant aux patients Alzheimer et aux Troubles Cognitifs Légers en plus

du bilan neuropsychologique, d'autres examens (IRM, ponction lombaire etc.) sont effectués afin de s'assurer qu'ils sont bien Alzheimer ou TCL.
L'acquisition complète de l'écriture manuscrite pour un participant donnée dure en moyenne de 45 minutes.
A la fin de la campagne d'acquisition, tous les participants seront revus deux fois. La première visite a lieu au mois M0 et la seconde au mois M12 (12 mois plus tard) pour réacquérir leurs données avec le même protocole. Ces données nous permettront de faire l'étude longitudinale.

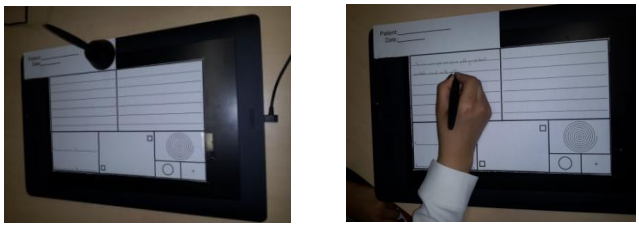


Figure 1:Tablette Wacom avec feuille lors d'une acquisition

L'acquisition de l'écriture manuscrite se fait sur une tablette graphique « Wacom » (Figure 1). La tablette graphique permet d'enregistrer au cours du temps les coordonnées du stylo ($x(t)$,$y(t)$), la pression exercée sur la tablette, l'inclinaison du stylo ainsi que les coordonnées du stylo lorsqu'il est en l'air (jusqu'à 1.5 cm au dessus de la tablette). Nous posons une feuille sur la tablette afin de permettre un retour visuel du tracé effectué; avec un stylo spécial « Inking Pen » de Wacom (stylo à encre), la personne peut avoir un retour visuel du tracé qu'elle effectue sur le papier. Le tracé du stylo est échantillonné à intervalles de temps réguliers (entre 100 et 200 Hz habituellement). Ainsi la tablette permet de récupérer, pendant la tâche, plusieurs paramètres au cours du temps : les coordonnées du stylo, la pression exercée par le stylo sur la tablette (pression axiale) et enfin l'inclinaison du stylo dans l'espace à 3 dimensions lorsque la personne écrit.

Nous demandons aux participants de réaliser une série d'exercices. Le premier consiste à recopier un texte imposé (voir Figure 5). L'analyse présentée dans cet article ne concerne que cette tâche du protocole complet qui comprend aussi un texte libre, des boucles, des cercles, une spirale, parmi d'autres tâches.

2.3 Présentation des données acquises

A ce jour, nous avons pu acquérir les données auprès de 182 personnes parmi lesquelles nous avons : 29 patients Alzheimer (MA), 86 personnes souffrant des troubles cognitifs légers (TCL) dont (41 TCL exécutif, 8 TCL amnésique et 37 TCL multi-domaines), 1 personne souffrant à la fois de l'Alzheimer et du Parkinson (ADP), 5 parkinsoniens (Par), 27 personnes contrôles (HCC), 6 personnes souffrant de démence inconnue et 28 personnes dont on n'a pas encore de diagnostic (Non-d).

La répartition des données en fonction de la latéralité et du sexe est résumée dans le Tableau 1 ci-dessous.

Tableau 1: répartition des données en fonction du sexe et de la latéralité

Sexe		Latéralité		
Hommes	Femmes	Droitiers	Gauchers	Ambidextre
53	129	165	4	13

L'âge des participants varie majoritairement entre 70 et 85 ans, comme on peut l'observer sur la Figure 3, où chaque couleur représente un profil cognitif (voir légende).

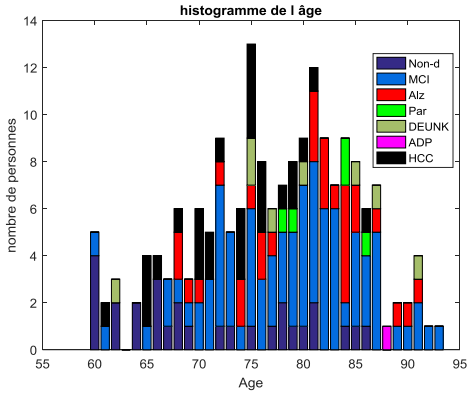


Figure 2: Répartition de l'âge des participants

Etant donné que nous ne travaillons que sur la maladie d'Alzheimer et les troubles Cognitifs Légers, nous avons gardé 142 participants parmi tous ceux qui ont participé; qui sont soit Alzheimer, Troubles Cognitifs Légers ou Contrôle. Ces données sont présentées sur la Figure 4.

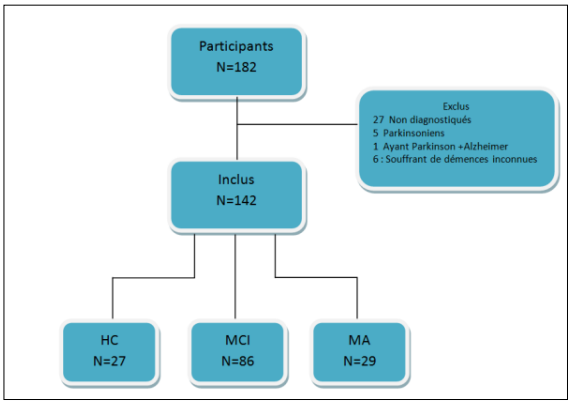


Figure 3: Organigramme des participants retenus et exclus

2.4 Extraction des paramètres

La fréquence d'échantillonnage du tracé est telle que nous avons un point tous les 8 millisecondes (125 Hz). En chaque point n, nous avons le triplet ($x(n)$, $y(n)$, $P(n)$) représentant respectivement l'abscisse, l'ordonnée et la pression du stylo.

Les paramètres que nous avons extraits peuvent être classés en 3 catégories :

Cinématiques : vitesse (en x, y, et le module), accélération, « jerk » ou dérivée de l'accélération (en x, y, et le module), …

Spatiaux: direction, courbure, longueur des espaces intra-mots, longueur des espaces inter-mots, hauteur des mots, complexité de la trajectoire du stylo (au moment où le stylo est en l'air)…

Dynamiques : pression, variation de pression.

Dans la catégorie de paramètres cinématiques, les vitesses horizontale et verticale sont estimées en chaque point n de la façon suivante :

$V_x(n)=\Delta x(n)/\Delta t(n)$ et $V_y(n)=\Delta y(n)/\Delta t(n)$ où $\Delta x(n)=x(n+1)-x(n-1)$, $\Delta y(n)=y(n+1)-y(n-1)$ et $\Delta t(n)=t(n+1)-t(n-1)$; en effet, du fait que la fréquence d'échantillonnage est très élevée, on peut estimer la dérivée en un point n en considérant deux point voisins $(n+1)$ et $(n-1)$ comme décrit dans la littérature [1].

Dans la catégorie de paramètres spatiaux, la direction θ du déplacement du stylo et la courbure $\emptyset$, sont estimées localement sur le tracé comme en [1] :

$Cos\theta(n)=\Delta x(n)/\Delta s(n)$

où $\Delta s(n)=\sqrt{\Delta x(n)^2+\Delta y(n)^2}$

et $\Phi(n)=\theta(n+1)-\theta(n-1)$.

Au total 46 paramètres sont extraits dont 22 correspondant au moment où le stylo est en contact avec la tablette (pen-down) et 24 au moment où il y a un levé de stylo (pen-up). Il est à noter que l'extraction des paramètres sur la trajectoire du stylo en l'air, a été exploitée par Peter et al. [20], dans le cadre de la maladie du parkinson.

Dans la littérature [3,4,5,6], les moyennes et écart-types des différents paramètres sont considérés, ce qui constitue une perte importante d'information locale du tracé. Nous proposons de coder cette information via une quantification automatique des paramètres décrite ci-dessous. Ainsi, nous gardons une version compacte de la distribution des valeurs locales des paramètres sur l'ensemble du tracé.

Afin d'illustrer ces informations locales, nous présentons en Figure 5 un texte écrit par un participant montrant les valeurs des vitesses en Y (Vy) par un code couleur.

La couleur bleu représente les vitesses faibles et la couleur rouge représente les vitesses fortes sur des plages allant de 0 à 20 cm/s.

Procédure de quantification

La quantification est effectuée à l'aide de l'algorithme des k-moyennes [2] car nous avons préféré extraire les frontières des « bins » de façon naturelle. Pour chaque paramètre, on considère ses valeurs pour toutes les personnes, et à l'aide de l'algorithme des k-moyennes, on fait un clustering sur 5 « bins ». Pour chaque cluster, on récupère le minimum et le maximum qui serviront de frontières des « bins » obtenus.

Pour une personne donnée, nous calculons les fréquences relatives des points dans chacun des « bins » obtenus, ce qui permet d'obtenir une description sur 5 dimensions du paramètre donné.Cette procédure est illustrée sur la Figure 6, pour une personne donnée et pour le paramètre Vy.

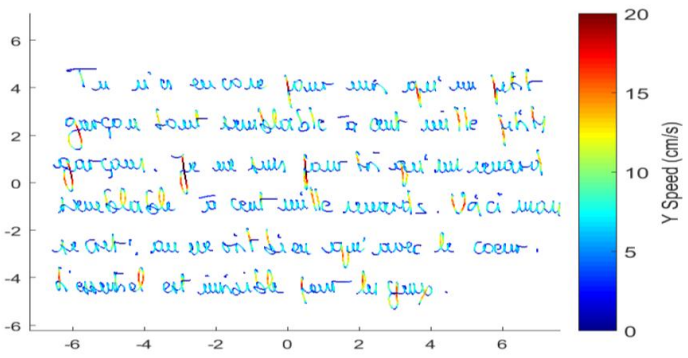


Figure 4: Visualisation des vitesses en Y (Vy) sur le texte imposé

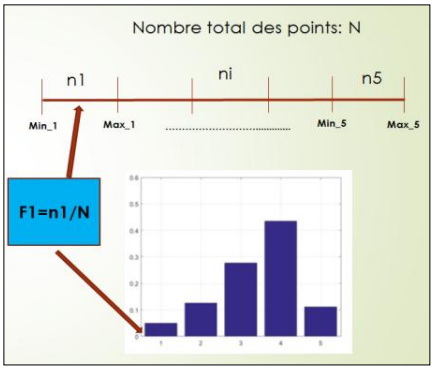


Figure 5: Illustration de la procédure de quantification vectorielle avec k-moyennes

2. Analyse préliminaire

A ce stade de notre travail, nous procédons à une analyse paramètre par paramètre afin de bien pouvoir analyser l'apport de chacun dans la caractérisation des profils cognitifs. Pour chaque paramètre codé sur 5 « bins », nous effectuons une classification hiérarchique ascendante (CAH) [7] avec le critère de Ward [8] comme distance entre éléments, qui est moins sensible aux valeurs aberrantes. La distance entre deux clusters C1 et C2, est donnée par :

$$D(C1,C2)=\frac{P1P2}{P1+P2}d^2(G1,G2) \qquad (1)$$

où P1, P2 sont les poids des deux clusters et G1 et G2 sont leurs centres de gravité respectifs.

Pour sélectionner les paramètres les plus discriminants et déterminer le nombre optimal de clusters, nous utilisons une procédure itérative de sélection des paramètres pénalisant l'augmentation du nombre de clusters. Cette procédure est basée sur l'information mutuelle normalisée définie par l'expression (2). A chaque itération j, on rajoute le *jème* paramètre qui avec ceux précédemment sélectionnés permet de maximiser l'information mutuelle normalisée :

$$IMN(C,A)=\frac{IM(C,A)}{(H(C)+H(A))/2} \qquad (2)$$

où C fait référence aux clusters, A correspond aux classes et IM est l'information mutuelle définie par :

$$IM(C,A) = \sum_{k=1}^{N_C}\sum_{i=1}^{N_A} p(C_k \cap A_i) log_2\left(\frac{p(C_k \cap A_i)}{p(C_k) \times p(A_i)}\right) \quad (3)$$

avec N_A et N_C correspondant respectivement aux nombres de classes et de clusters, et *H(C)* à l'entropie sur les clusters [9]:

$$H(C) = -\sum_{k=1}^{N_C} p(C_k) log_2(p(C_k)) \quad (4)$$

où

N_C et C_k : sont respectivement le nombre de clusters et le cluster k.

et *H(A)* l'entropie sur les classes :

$$H(A) = -\sum_{i=1}^{N_A} p(A_i) log_2(p(A_i)) \quad (5)$$

avec

N_A et A_i correspondant respectivement au nombre de classes et à la classe *i* (MA, TCL, HCC).

Plus l'information mutuelle normalisée se rapproche de 1, plus les profils cognitifs sont homogènes dans les clusters ; plus elle est petite (proche de 0), plus les profils cognitifs sont hétérogènes dans les clusters. Ainsi, plus un paramètre permet d'accroître l'homogénéité des profils cognitifs dans l'ensemble des clusters, plus il sera de bonne qualité. La meilleure combinaison de paramètres est ainsi celle permettant d'obtenir la valeur maximale de l'information mutuelle normalisée.

Nous avons appliqué cette méthode dans deux cas différents.

Dans le premier cas, nous avons effectué le Clustering à l'aide de la CAH sur 2 classes seulement, les HCC et les MA. Les meilleurs paramètres obtenus pour ce cas sont : Le jerk vertical sur la trajectoire en l'air, le Jerk normalisé par rapport à la longueur et à la durée sur la trajectoire en l'air, le module de la vitesse sur la trajectoire sur tablette et le nombre de stokes (portion du tracé telle que la vitesse verticale *Vy* est nulle sur la trajectoire en l'air). Les résultats obtenus sont donnés dans la Table 3.

Table 3 : Clusters obtenus pour le cas HCC vs MA

	HCC	MA	total
Cluster_1	24	6	30
Cluster_2	4	23	27
Nbr Sujets	28	29	57

Dans ce tableau, on constate que dans le cluster 1, nous avons une majorité des personnes contrôle (HCC) et dans le cluster 2, une majorité des malades d'Alzheimer (MA).

Dans le second cas, nous effectuons un Clustering en prenant les trois profils cognitifs à savoir les HCC, TCL et les MA. Avec la même méthode, l'ensemble des paramètres les plus discriminants est constitué des paramètres suivants : le nombre de points à accélération verticale nulle sur la trajectoire en l'air (caractérisant les extrema locaux de la vitesse en *y* (verticale)), le temps inter-mot, et le jerk vertical (*Jy*) sur la trajectoire sur tablette.

Les clusters obtenus sont présentés dans la Table 4.

Table 4 : Clusters obtenus pour les 3 profils HCC, TCL et MA

	HCC	TCL	MA	total
Cluster_1	2	2	5	9
Cluster_2	2	38	21	61
Cluster_3	24	47	3	74
Nbr Sujets	28	87	29	144

On constate que le cluster 2 qui contient la plupart des MA et une partie des TCL, et que le cluster 3 contient presque tous les HCC et une partie des TCL. On a donc deux groupes de TCL qui se dégagent : un qui est proche des MA et un autre qui est proche des HCC.

Dans les deux cas, on constate que le jerk (variation de l'accélération) fait partie des meilleurs paramètres. Ce paramètre caractérise la fluidité du geste d'écriture. Il apparaît dans la littérature comme étant important pour caractériser la maladie, ce que nous retrouvons bien.

Contrairement à Werner et al. [3], nous ne trouvons pas que la pression est un bon paramètre pour caractériser les profils cognitifs.

On remarque également que certains paramètres sur la trajectoire en l'air font partie des meilleurs paramètres. Dans [3], les auteurs ont remarqué que les trajectoires en l'air étaient plus lentes et plus longues pour les malades d'Alzheimer comparativement aux personnes contrôle lorsqu'un texte de 107 caractères en hébreu est recopié. Notre résultat sur la trajectoire en l'air va dans le sens de cette étude mais avec un autre marqueur, le jerk vertical, qui caractérise les variations de l'accélération verticale.

3 Conclusion

Dans cette étude, nous proposons une méthode de sélection automatique des paramètres cinématiques de l'écriture, basée sur un critère d'information mutuelle entre ces paramètres et les profils cognitifs. Cette sélection est faite itérativement, en utilisant un clustering hiérarchique. Nous avons ainsi dégagé l'ensemble de paramètres optimaux pour caractériser d'abord les malades Alzheimer à un stade précoce par rapport aux sujets sains : sur la trajectoire en l'air, le jerk vertical, le jerk normalisé, et le nombre de strokes, puis, sur la trajectoire sur tablette, le module de la vitesse.

En un deuxième temps, nous avons effectué la sélection des paramètres en considérant aussi les Troubles Cognitifs Légers. Les paramètres optimaux sont les suivants : sur la trajectoire en l'air, le nombre de points à accélération verticale nulle et le temps inter-mot ; sur la trajectoire sur tablette, le jerk vertical.

Ces résultats montrent que lorsque la personne écrit sur la tablette, sa vitesse d'écriture et son jerk dans la direction verticale sont porteurs d'information discriminante de la classe des Alzheimer par rapport à celle des sujets sains. Aussi, dans ce cas (MA vs. HCC), nous constatons que lorsque la personne a le stylo levé lors de la tâche d'écriture (entre deux mots, ou quand elle change de ligne, ou pour une autre raison), les variations de l'accélération (jerk) sont porteuses d'information ainsi que le temps écoulé entre mots successifs. Dans la littérature, sur le même type de tâche (recopie d'un texte imposé), Werner et al. ont conclu par un test statistique que la vitesse moyenne permet de différencier les Alzheimer des sujets sains ; en revanche, ils concluent que c'est

surtout le temps en l'air et la pression qui permettent de différencier les deux classes, ce que nous ne trouvons pas. Nos résultats montrent que sur la trajectoire en l'air, c'est le jerk et le nombre de strokes qui s'avèrent informants.

En perspective, nous comptons approfondir cette étude, notamment via la recherche d'autres paramètres discriminants. Aussi, nous étudierons d'autres tâches réalisées par les patients lors de l'acquisition des données manuscrites. Une fois cette analyse transversale terminée, nous ferons l'étude longitudinale, afin de déterminer quels paramètres ont une valeur prédictive de la maladie d'Alzheimer.

References

[1] I. Guyon, P. Albrecht, Y. Le Cun, J. Denker, and W. Hubbard, "Design of a neural network character recognizer for a touch terminal". Pattern Recognition. Vol. 24 Issue 2, 1991, pp. 105-119.

[2] Hartigan, J. A., & Wong, M. A. (1979). Algorithm AS 136: A k-means clustering algorithm. *Journal of the Royal Statistical Society. Series C (Applied Statistics)*, *28*(1), 100-108.

[3] Werner P., Rosenblum S., Bar-On G., Heinik J. and Korczyn A., Handwriting Process Variables Discriminating Mild Alzheimer's Disease and Mild Cognitive Impairment, in Journal of Gerontology: Psychological Sciences, Volume 61B (4), pages 228-236, 2006.

[4] Yan J. H., Rountree S., Massman P., Smith Doody R. and Li H., Alzheimer's disease and mild cognitive impairment deteriorate fine movement control, in Journal of Psychiatric Research, volume 42(14), pages 1203-1212, 2008.

[5] Schröter A., Mergl R., Bürger K., Hampel H., Möller H.-J. and Hegerl U., Kinematic Analysis of Handwriting Movements in Patients with Alzheimer's Disease, Mild Cognitive Impariement, Depression and Healthy Subjects, in Dementia and Geriatric Cognitive Disorders, Volume 15(3), pages 132-142, 2003.

[6] Slavin M. J., Phillips J. G., Bradshaw J. L., Hall K. A. and Presnell I., Consistency of handwriting movements in dementia of the Alzheimer's type: A comparison with Huntington's and Parkinson's diseases, in Journal of the International Neuropsychological Society, Volume 5(1), pages 20-25, 1999.

[7] Rokach, L., & Maimon, O. (2005). Clustering methods. In *Data mining and knowledge discovery handbook* (pp. 321-352). Springer US.

[8] Ward Jr, J. H. (1963). Hierarchical grouping to optimize an objective function.*Journal of the American statistical association*, *58*(301), 236-244.

[9] Shannon, C. E. (1948). A mathematical theory of communication, bell System technical Journal 27: 379-423 and 623–656. *Mathematical Reviews (MathSciNet): MR10, 133e*.

[10] Teulings, H. L., Contreras-Vidal, J. L., Stelmach, G. E., & Adler, C. H. (1997). Parkinsonism reduces coordination of fingers, wrist, and arm in fine motor control. Experimental neurology, 146(1), 159-170.

[11] van Gemmert, A. W., Teulings, H. L., & Stelmach, G. E. (1998). The influence of mental and motor load on handwriting movements in Parkinsonian patients.*Acta psychologica*, *100*(1), 161-175.

[12] Drotár P., Mekyska J., Rektorová I., Masarová L., Smekal Z and Faundez-Zanuy M., A New Modality for Quantitative Evaluation of Parkinson's Disease: In-Air Movement, IEEE 13th Intl. Conf. on Bioinformatics and Bioengineering (BIBE), 2013.

[13] Rosenblum S, Samuel M., Zlotnik S, Erikh I, Schlesinger I., Handwriting as an objective tool for Parkinson's disease diagnosis, Journal of Neurology, 2013; DOI: 10.1007/s00415-013-6996-x.

[14] American Psychiatric Association. (1994). *Diagnostic and statistical manual of mental disorders* (4th ed.). Washington, DC: American Psychiatric Association.

[15] Petersen, R. C., Smith, G. E., Waring, S. C., Ivnik, R. J., Tangalos, E. G., & Kokmen, E. (1999). Mild cognitive impairment: Clinical characterization and outcomes. Archives of Neurology, 56, 303–308.

[16] C. O'Reilly and R. Plamondon, "Design of a neuromuscular disorders diagnostic system using human movement analysis", in Proc. of the 11th International Conference on Information Sciences, Signal Processing and their Applications, pp.787-792, 2012.

[17] L. R. B. Schomaker, "Simulation and recognition of handwriting movements: a vertical approach to modeling human motor behavior", Ph.D. Thesis, Nijmegen University, Netherlands, 1991.

[18] A.W.A. Van Gemmert and H; L. Teulings, "Advances in graphonomics: studies on fine motor control, its development and disorders". Human Movement Science, vol. 25, pp. 447-453, 2006.

[19] John M. Hollerbach, "An Oscillation Theory of Handwriting", Biol. Cybernetics 39, 139-156, 1981.

[20] Drotár, P., Mekyska, J., Rektorová, I., Masarová, L., Smékal, Z., & Faundez-Zanuy, M. (2014). Analysis of in-air movement in handwriting: A novel marker for Parkinson's disease. Computer methods and programs in biomedicine,117(3), 405-411.

[21] Kawa, Jacek, Bednorz, Adam, Stepien, Paula, et al. Spatial and Dynamical Handwriting Analysis in Mild Cognitive Impairment. Computers in Biology and Medicine, 2017.

[22] YU, Nan-Ying et CHANG, Shao-Hsia. Kinematic Analyses of Graphomotor Functions in Individuals with Alzheimer's Disease and Amnestic Mild Cognitive Impairment. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 2016, vol. 36, no 3, p. 334-343.

[23] L. Likforman-Sulem, A. Esposito, M. Faundez-Zanuy, *S.* Clémençon and G. Cordasco," EMOTHAW: A Novel Database for Emotional State Recognition From Handwriting and Drawing". *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 2017, vol. 47, no 2, pp. 273-284.

Dispositifs bio-médicaux connectés

OBJETS CONNECTES DE SANTE ET PROTECTION DES DONNEES A CARACTERE PERSONNEL EN CÔTE D'IVOIRE

Kouassi Efrahime N'GUESSAN[1],

1. Université d'Artois, Centre Droit, Ethique et Procédure.

Mots clés : Objets connectés, internet des objets, Télémédecine, données à caractère personnel, acte médical, obligation, droit médical, responsabilité.

Résumé :

L'émergence des objets connectés bouleverse totalement tous les domaines d'activités humaines dont la santé. La santé connectée et les dispositifs médicaux connectés sont des marchés en pleine croissance et des nouveautés apparaissent chaque jour. Ces objets qu'on croyait inaccessibles sont de plus en plus présents dans le quotidien des ivoiriens. Dotés de capteurs, ces objets permettent de collecter des données à caractère personnel quelques fois qualifiées de sensibles pour un traitement informatisé. Face aux enjeux d'ordre légal, éthique, économique et sociétal, il convient de se demander si la collecte et le traitement des données à caractère personnel réalisés à partir des objets connectés peuvent être protégés. A tout le moins, est-ce que l'utilisation des objets connectés est elle-même sécurisée pour garantir la protection des données à caractères personnel au sens du droit positif.

Introduction

Environ 15 milliards d'objets connectés étaient en circulation en 2015 dans le monde. Ce nombre devrait être multiplié par 10 en 2020.

En Côte d'Ivoire le taux de pénétration du mobile est de 100% selon l'Africa Télécom People 2016[1]. Ainsi, comme cela a été le cas en France, avec l'apparition et la démocratisation de l'internet dans les années 2000 suivies de celles des smartphones et des applications mobiles dans les années 2010 l'émergence des objets connectés en Côte d'Ivoire bouleverse totalement des domaines entiers de la société dont celui de la santé.

Les objets connectés de santé sont dotés de capteurs et d'un système de connectivité capable de communiquer via un réseau. Certains de ces objets connectés ont un usage purement personnel (évaluer sa forme, progresser dans un sport, maigrir...), d'autres s'intègrent dans une stratégie de prise en charge globale du patient (bien prendre son traitement, contrôler sa tension, sa fréquence cardiaque, mesurer sa glycémie...). Sur ce dernier point, ils apparaissent comme des dispositifs médicaux, susceptibles d'être prescrits par des médecins dans le suivi de leurs patients. Cela fait de la santé connectée une réalité presque quotidienne en Côte d'Ivoire. En effet, la santé connectée n'est rien d'autre que l'usage des nouvelles technologies comme les applications mobiles, les objets connectés, les smartphones, la télémédecine, les dossiers de patients digitaux, en connexion avec l'internet, pour améliorer la prise en charge de patients et la santé des individus. Elle constitue un plus dans la prise en charge traditionnelle des patients et assure à ceux-ci l'accessibilité aux soins les plus élaborés. Elle permet également aux patients de prendre en main leur santé et ainsi de s'impliquer pleinement au processus thérapeutique. De son côté, le médecin peut poser son diagnostic avec plus de précision et de sérénité qu'auparavant.

Mais le recours aux objets connectés de santé peut exposer les patients à des risques multiples. Ces risques éventuels peuvent se rencontrer sous plusieurs formes. Il peut s'agir, tout d'abord d'accidents liés à l'utilisation de dispositifs médicaux ou à la mauvaise utilisation de certaines applications. Ensuite, il peut s'agir de violation des règles de sécurité touchant la collecte, la manipulation et le transfert des données à caractère personnel. Il peut s'agir, enfin d' un mauvais diagnostic établi par le professionnel de santé à partir de données tronquées et mal-interprétées par le patient et/ou les professionnels de santé en charge de son traitement ou tout simplement d'un bug de l'application entraînant une perte de données médicales très importantes. Même si la question des données personnelles se pose à l'utilisation de tous les objets connectés, la protection de la vie privée eu égard au traitement des données personnelles est au cœur de la pratique médicale. Cela est d'autant plus vrai que les données de santé, et en particulier les informations médicales, sont très spécifiques, à la fois en termes de confidentialité, de propriété et d'accès[2].

En outre, la collecte des données est avant tout effectuée par des acteurs privés (fournisseur d'accès internet, moteur de recherche, site internet…) grande serait la tentation de les traiter soit même, ou confier cette tâche à des sous-traitants. Cela représente une grande opportunité économique augmentant le risque de violation de la vie privée du patient.

Mais au-delà de ces enjeux économiques et ou sociétaux, l'équilibre entre la protection des données à caractère personnel et l'utilisation des objectés connectés de santé, soulève des questions à la fois d'ordre juridique (I) et d'ordre sécuritaire et éthique (II).

I - Les questions d'ordre juridiques

Les questions d'ordre juridiques ont généralement l'existence ou non d'un cadre juridique de traitement des données. En clair, est-ce que le droit positif répond bien à la situation ? Pour tenter de répondre à ces questions, nous présenterons tout d'abord le cadre juridique de protection des données à caractère personnel (A). Ensuite, nous verrons que le traitement des données n'est possible que si sont respectées certaines conditions (B). Enfin, le traitement des données n'est possible que s'il respecte les droits des personnes concernées (C).

A. Présentation du cadre juridique de protection des données à caractère personnel

Le respect de la vie privée et de la gestion des données personnelles[3] apparaît comme un point central dont la protection est assurée tant en France qu'en Côte d'ivoire par le droit positif.

En France, l'intérêt de sauvegarder la vie privée des utilisateurs, face aux atteintes multiples susceptibles de résulter des TIC, est organisé par deux directives européennes et la loi « Informatique et Libertés ». La première directive est relative à la protection des personnes physiques à l'égard du traitement des données à caractère personnel et à la libre circulation de ces données[4]. L'autre directive concerne le traitement des données à caractère personnel et la protection de la vie privée dans le secteur des communications électroniques[5]. Celle-ci a été modifiée à la marge par la directive n°2006/24/CE du parlement européen et du conseil sur la conservation des données générées ou traitées dans le cadre de la fourniture de services de communications électroniques accessibles au public ou de réseaux publics de communications. Pour s'appliquer pleinement sur le territoire de chacun des pays de l'Union, ces directives doivent être transposées. Le 27 avril 2016, le parlement européen et le Conseil

ont adopté un règlement général relatif à la protection des personnes physiques à l'égard du traitement des données à caractère personnel et à la libre circulation de ces données. A son entrée en vigueur en 2018, ce règlement abrogera la directive 95/46/CE[6]. A côté de ces règles d'origine européenne, la France a adopté le 6 janvier 1978 une loi « Informatique et Libertés » qui encadre la mise en œuvre ou le traitement de données à caractère personnel. D'après l'alinéa 2 de l'article 2 de cette loi, « constitue une donnée à caractère personnel toute information relative à une personne physique identifiée ou qui peut être identifiée, directement ou indirectement, par référence à un numéro d'identification ou à un ou plusieurs éléments qui lui sont propres. Pour déterminer si une personne est identifiable, il convient de considérer l'ensemble des moyens en vue de permettre son identification dont dispose ou auxquels peut avoir accès le responsable du traitement ou toute autre personne ». Dans le même sens, constituent aussi des données à caractère personnel toutes les informations dont le recoupement permet d'identifier précisément une personne (par ex. les empreintes digitales, ADN, le numéro de carte bancaire, un numéro d'appel.. .).

En Côte d'Ivoire, le dispositif de protection des données à caractère personnel résulte de la loi[7]. Cette loi définit les données à caractère personnel[8] comme « toute information de quelque nature qu'elle soit et indépendamment de son support, y compris le son et l'image relative à une personne physique identifiée ou identifiable directement ou indirectement, par référence à un numéro d'identification ou à un ou plusieurs éléments spécifiques, propres à son identité physique, physiologique, génétique, psychique, culturelle, sociale ou économique ». Tout comme en France, les données à caractère personnel apparaissent ici aussi comme toute information dont le recoupement permet d'identifier de façon précise une personne. Compte tenu de leur caractère, les données personnelles en général et en particulier les données personnelles de santé sont interdites de traitement.

Ainsi, en France, il est interdit de collecter ou de traiter des données à caractère personnel qui font apparaître, directement ou indirectement, les origines raciales ou ethniques, les opinions politiques, philosophiques ou religieuses ou l'appartenance syndicale des personnes, ou qui sont relatives à la santé ou à la vie sexuelle de celles-ci. Le non respect de cette interdiction est puni de cinq ans d'emprisonnement et de 300 000 euros d'amende[9]. Il en est de même en Côte d'Ivoire où cette interdiction est assortie d'une peine d'emprisonnement de dix à vingt ans et d'une amende de 20.000.000 à 40.000.000 de francs CFA[10], soit 30.769 à 61.538 euros.

Toutefois, le traitement de ces données est exceptionnellement admis si l'utilisateur a donné son consentement explicite ou s'il est autorisé dans la cadre de la médecine préventive, du diagnostic, médical, de la prestation de soins ou de traitements et dans la gestion des services de santé, si et seulement si les données sont analysées par un professionnel de santé lié au secret professionnel. Mais pour être valable, le traitement doit être soumis à des conditions.

B. Conditions de mise en œuvre des données à caractère personnel

On distingue la condition de déclaration préalable des conditions de licéité du traitement.

La condition de déclaration préalable. Le traitement des données à caractère personnel est soumis à une déclaration préalable[11] auprès de l'autorité de protection des données par la personne ou l'organisme qui en est responsable. Le responsable du traitement doit pour ce faire, déterminer dans sa déclaration la finalité et les moyens de mise en œuvre des données à caractère personnel. Cette déclaration doit en outre préciser l'engagement que le traitement satisfait aux exigences de la loi. En France, l'autorité de protection des données est la CNIL[12].

C'est une autorité administrative indépendante dont la mission principale consiste à veiller à ce que les données à caractère personnel soient traitées conformément à la loi. En Côte d'Ivoire, cette mission est assurée par l'ARTCI qui est l'autorité de régulation des télécommunications/TIC[13]. L'autorité de protection délivre un récépissé en réponse à la déclaration. Ainsi, dès réception du récépissé, le demandeur peut mettre en œuvre le traitement à ses risques et périls. Le non-accomplissement des formalités déclaratives est sanctionné en France, de cinq ans d'emprisonnement et 300 000 euros d'amende[14]. Contrairement à la situation en France, aucun texte ne semble sanctionner directement le non-respect de l'obligation de déclaration préalable au traitement des données à caractère personnel. Toutefois, la loi permet de sanctionner l'utilisation frauduleuse des éléments d'identification d'une personne par le biais d'un système d'information est une infraction punissable de deux à cinq ans d'emprisonnement et ou de 5 à 10.000.000 FCFA [15], soit 7.000 à 10.000 euros.

Les conditions de licéité du traitement. En France, un traitement ne peut porter sur des données à caractère personnel que si celles-ci sont collectées et traitées de manière loyale et licite[16] ; pour des finalités déterminées, explicites et légitimes. Cela signifie que la personne que les données concernent a consenti[17] clairement, librement et en toute connaissance de cause au traitement. Cela suppose une information préalable incombant au responsable du traitement. Ainsi, les données collectées ne pourront être traitées ultérieurement de manière incompatible avec les finalités préalablement définies. De même, elles doivent être adéquates, pertinentes et non excessives au regard des finalités pour lesquelles elles sont collectées et de leurs traitements ultérieurs. Ces données doivent également être exactes, complètes et, si nécessaire, mises à jour. Il importe alors que les mesures appropriées soient prises pour que les données inexactes ou incomplètes au regard des finalités pour lesquelles elles sont collectées ou traitées soient effacées ou rectifiées.

Enfin elles ne peuvent être conservées que sous une forme permettant l'identification des personnes concernées pendant et ce pendant une durée qui n'excède pas la durée nécessaire aux finalités pour lesquelles elles sont collectées et traitées.

Les principes directeurs du traitement des données à caractère personnel sont en Côte d'Ivoire, les mêmes que ceux présentés en France. Ainsi, le traitement des données à caractère personnel n'est considéré comme légitime que si la personne concernée donne expressément son consentement préalable[18]. Pour consentir en toute connaissance de cause, la personne que les données concernent doit avoir été informée par le responsable du traitement sur les finalités et les moyens mis en œuvre ou sur les aspects purement techniques de ceux-ci[19]. Il s'agit d'une obligation d'information lors de l'utilisation de l'objet connecté sur ses risques et protocoles d'utilisation que sur la collecte des données. La personne concernée doit être informée du caractère obligatoire ou facultatif de ses réponses, des conséquences du défaut de réponse, des destinataires des informations et de l'existence du droit d'accès. Cela pose le problème du traitement licite et loyale[20] des données à caractère personnel. Le patient devrait alors avoir conscience que ses données médicales ou personnelles vont alimenter un fichier informatique. Il doit avoir consenti non seulement à leur traitement mais aussi à l'utilisation qui en sera faite[21]. C'est le principe de la finalité. Les données doivent donc être collectées pour des finalités déterminées, explicites et légitimes. Elles ne peuvent pas alors être traitées ultérieurement de manière incompatible avec les finalités prédéfinies. La loi exige également que ces données soient adéquates, pertinentes et non excessives quant aux finalités pour

lesquelles elles sont collectées et traitées ultérieurement. En outre, elles ne doivent être conservées que pour une durée qui n'excède pas la période nécessaire aux finalités pour lesquelles elles sont collectées et traitées.

Afin d'assurer la protection de la vie privée de la personne que les données concernent, il lui est reconnu un certain nombre de droits.

C. Les droits des personnes que le traitement des données concerne

Le responsable du traitement des données doit favoriser aux personnes concernées l'exercice de leurs droits. Pour ce faire, il doit les informer de son identité, de la finalité de son traitement, du caractère obligatoire ou facultatif des informations qu'il collecte, des destinataires de ces informations, de l'existence de droits pour toutes les personnes fichées, auprès de qui les faire valoir, des transmissions envisagées, en principe au moment de la collecte des données.

Ainsi, la loi « Informatique et Libertés » reconnaît en France, aux citoyens quatre des droits spécifiques pour préserver leur vie privée.

Le droit à l'information[22] en la reconnaissance à chacun le droit de savoir s'il est fiché et dans quels fichiers il est recensé. C'est un droit de regard sur ses données personnelles qui vise aussi bien la collecte que l'utilisation des informations.

Le droit d'opposition[23] permet à chacun de s'opposer pour des motifs légitimes à figurer dans un fichier, de refuser, sans avoir à se justifier, que les données qui le concernent soient utilisées à des fins de prospection, en particulier, commerciale.

Le droit d'accès[24] permet quant à lui, à toute personne qui justifie de son identité, d'interroger le responsable d'un traitement pour savoir s'il détient des informations sur elle et en obtenir communication. La personne peut alors prendre connaissance de l'intégralité des données la concernant et en obtenir une copie dont le coût ne peut dépasser celui de la reproduction. Ce droit permet de contrôler l'exactitude des données et, au besoin, de les faire rectifier ou effacer.

Enfin, le droit de rectification[25] permet à chacun de faire rectifier, compléter, actualiser, verrouiller ou effacer des informations qui le concernent lorsqu'ont été décelées des erreurs, des inexactitudes ou la présence de données dont la collecte, l'utilisation, la communication ou la conservation sont interdites. En cas de modifications apportées aux données concernant une personne ayant exercé son droit de rectification, le responsable du traitement doit justifier, sans frais pour la personne qui en a fait la demande, des opérations qu'il a effectuées.

Ces mêmes droits sont reconnus en Côte d'Ivoire par la loi du 19 juin 2013 sur la protection des données à caractère personnel à toute personne dont les données font l'objet d'un traitement.

Le droit à l'information[26]. C'est le droit reconnu à chacun de savoir si il est fiché et dans quels fichiers il est recensé. C'est un droit de regard sur ses données personnelles qui vise aussi bien la collecte que l'utilisation des informations.

Le droit d'opposition[27]. A travers ce droit, chacun peut s'opposer pour des motifs légitimes, à figurer dans un fichier, de refuser, sans avoir à se justifier, que les données qui le concernent soient utilisées à des fins de prospection, en particulier, commerciale.

Le droit d'accès[28] permet quant à lui, à toute personne qui justifie de son identité, d'interroger le responsable d'un traitement pour savoir s'il détient des informations sur elle et en obtenir communication. La personne peut alors prendre connaissance de l'intégralité des données la concernant et en obtenir une copie dont le coût ne peut dépasser celui de la reproduction. Ce droit permet de contrôler l'exactitude des données et, au besoin, de les faire rectifier ou effacer.

Enfin, le droit de rectification[29] permet à chacun de faire rectifier, compléter, actualiser, verrouiller ou effacer des informations qui le concernent lorsqu'ont été décelées des erreurs, des inexactitudes ou la présence de données dont la collecte, l'utilisation, la communication ou la conservation sont interdites. En cas de modifications apportées aux données concernant une personne ayant exercé son droit de rectification, le responsable du traitement doit justifier, sans frais pour la personne qui en a fait la demande, des opérations qu'il a effectuées.

Ces mêmes droits sont reconnus aux ayants droit.

II - Les questions d'ordre sécuritaire et éthique

Plus que les enjeux juridiques, la sécurité des données et le respect ou non des règles éthiques suscitent de vifs intérêts. Ainsi, seules des réponses précises aux questions d'ordre sécuritaire (A) et éthique (B) peuvent assurer le développement de la santé connectée.

A. Les questions d'ordre sécuritaire

La sécurité des données collectées via les applications de santé et les objets connectés, est un des enjeux principaux pour le développement futur de la santé connectée. En effet, les technologies avancent beaucoup plus rapidement que les réglementations notamment dans le cadre de la sécurité des données des citoyens.

Les objets connectés et les smartphones collectent une multitude de données personnelles et les analysent pour fournir aux utilisateurs des rapports sur leur état de santé et les aider à améliorer leur santé. Ceux-ci se sentent donc concernés par le devenir et la sécurité de leurs données de santé et se posent à juste titre beaucoup de questions auxquelles les autorités et les gouvernements peinent à répondre. Les serveurs hébergeant ces données sensibles pourraient être piratés et les conséquences pour les utilisateurs seraient terribles : revente de leurs données personnelles et dévoilement public de leur état de santé.

De plus, si ces données sont stockées sur les appareils mobiles des utilisateurs, que ce soit le patient ou le médecin, il y a aussi un risque de perte ou de vol de l'appareil contenant ces

informations confidentielles. Ces risques potentiels, mais bien réels, doivent être appréhendés par les fabricants d'appareils connectés et les développeurs d'applications. Certains constructeurs et développeurs proposent déjà leurs propres solutions. Mais personne n'utilise encore de solution standardisée ce qui provoque un doute compréhensible chez les utilisateurs et patients qui s'interrogent sur le sort de leurs données, notamment en cas de piratage informatique.

Sécurité dans la circulation ou la transmission des données à caractère personnel.

Dans l'Union européenne et en France, la protection des données personnelles est un droit fondamental[30] mais il est nécessaire de s'adapter aussi vite que les nouvelles technologies avancent afin d'instaurer la confiance envers la santé connectée. Ainsi, la protection de la vie privée doit être toujours assurée dans le traitement des données à caractère personnel dans le secteur de la communication électronique. A cet égard, le législateur français a adopté et fait intégrer à la constitution en 2004, le principe de précaution. Quoique provenant du secteur de la protection de l'environnement, le principe de précaution s'applique à tous les domaines, notamment celui de l'innovation technologique. Cette précaution invite à s'interroger sur la manière d'appréhender l'incertitude scientifique et prévenir les risques éventuels à indemniser.

En Côte d'Ivoire, on estime également que, lorsque la transmission des données à caractère personnel s'opère dans un réseau, elle doit être réalisée de façon à garantir la confidentialité et l'intégrité de ces données.

On estime que la confidentialité des données n'est plus garantie si n'importe qui peut les intercepter lors de la transmission. Aussi, la loi n° 2013-450 du 19 juin relative à la protection des données à caractère personnel (Côte d'Ivoire), prescrit-elle que les données à caractère personnel doivent être traitées de manière confidentielle et être protégées, notamment lorsque le traitement comporte des transmissions de données dans un réseau. Il est donc indispensable de mettre en place des procédures d'identification des personnes autorisées à accéder aux données collectées. Cette confidentialité est assurée par la cryptographie. Ainsi, seul le destinataire, possédant la clé de cryptage, peut prendre connaissance du message. Pour mieux sécuriser les données, les personnes ayant recours à la télémédecine doivent se former et utiliser les moyens de cryptographie pour garantir au patient un niveau suffisant de confidentialité de ses données. De même, l'identification du patient devrait passer par l'attribution d'un identifiant national.

De même, il convient de s'assurer que les données n'ont pas été modifiées, endommagées lors du transfert (intégrité) et qu'elles proviennent bien de l'expéditeur (authenticité). La signature électronique est la clé de sécurisation, de préservation de l'intégrité et d'authenticité des données. Elle repose sur des algorithmes cryptographiques permettant une transmission sécurisée des données. L'authenticité et l'intégrité des données supposent que celles-ci soient exactes au moment même de leur collecte ou mises à jour si nécessaire.

Sécurité des données enregistrées et archivées. Une des principales sources d'inquiétudes des utilisateurs sont la sécurité des données collectées, et celles de leur lieu d'hébergement. Les objets connectés de santé peuvent capter des données dites de santé (type fréquence cardiaque etc.). Dans ce cas, en France, il est nécessaire que ces données soient stockées chez des hébergeurs agréés de données de santé. En revanche concernant les données d'activité

physique par exemple, cela ne nécessite pas un hébergeur agréé de données de santé. Depuis la loi n°2006-64 du 23 janvier 2006, en France, les données de santé sont officiellement des données dites sensibles. Depuis, il est nécessaire pour les hébergeurs de données de santé de se faire agréer par le gouvernement français. Les hébergeurs de données sont les garants de la sécurité des données de santé des utilisateurs, ce qui permet de rassurer les patients. La France est vue de l'étranger comme un exemple dans la protection des données de santé, notamment, avec l'agrément des hébergeurs selon des critères très strictes et précis et dans un processus d'évaluation en 3 étapes. Celle-ci consiste en une évaluation générale de la demande et de son contenu par la CNIL et l'ASIP Santé, transmission ensuite au comité d'agrément des hébergeurs de santé placé sous la responsabilité du ministre en charge de la Santé et délivrance de l'agrément par le ministre en charge de la Santé dans un délai de 2 mois).

A ce titre l'association française des hébergeurs agréés des données de santé exige que soit prise en compte la démarche **DICP.** Elle définit à partir de cette démarche, les 4 fondamentaux de la sécurité des données de santé et les systèmes d'information**.**

D : La Disponibilité, c'est la « Capacité d'un système à être accessible et à fonctionner ».

I : L'Intégrité, c'est la « Capacité d'un système (essentiellement logiciel) à maintenir des données cohérentes et à se prémunir contre l'altération des données, que l'origine en soit un dysfonctionnement matériel ou logiciel, ou une intervention humaine, volontaire ou non. ».

C : La Confidentialité est la « Capacité d'un système à garantir que les données ne puissent être vues que par les personnes ayant besoin d'en connaître.

P : La Preuve, renvoie à la « Capacité d'un système à tracer les actions réalisées et à les imputer à un utilisateur ou à un dispositif technique. Cette composante se décline elle-même en 4 formes de preuves : l'audit, la trace, l'imputabilité et la non-répudiation ».

Il est également admis en Côte d'Ivoire, que les données échangées doivent être stockées et enregistrées. C'est une exigence légale (article 28, 29 et suivants de loi n° 2013-450 du 19 juin 2013 relative à la protection des données à caractère personnel (Côte d'Ivoire). Cette conservation des données doit se faire de manière licite et loyale. L'archivage des données personnelles doit permettre leur consultation, rectification, mise à jour, suppression par la personne concernée ou ses ayants droit. Cela implique que les données soient disponibles. De plus, le responsable du traitement doit empêcher l'altération, copie ou modification des données par des tiers en en garantissant l'intégrité[31]. L'article 39 de la loi précitée impose par ailleurs au responsable du traitement une obligation de confidentialité. Dans cette hypothèse, le traitement ne peut-être mis en œuvre exclusivement que par les personnes qui agissent sous son autorité et seulement sur ses instructions. Ainsi, les personnes autorisées par le responsable du traitement ne peuvent accéder qu'aux données relevant de leur autorisation. Enfin, le responsable du traitement est tenu de constituer la preuve de son action. Pour ce faire, il doit sauvegarder les données par la constitution de copies de sécurité protégées et garantir que puisse être vérifiée et constatée *a posteriori* l'identité des personnes ayant eu accès au système d'information contenant les données à caractère personnel, la nature des données qui ont été introduites, modifiées, altérées, copiées, effacées ou lues dans le système, ainsi que le moment auquel ces données ont été manipulées.

En conséquence, toute intrusion non autorisée dans le système constitue une infraction pénale et susceptible d'être réprimée par les dispositions de la loi n° 2013-451 du 19 juin 2013 sur la cybercriminalité intégrée au code pénal (ivoirien). Ces dispositions sont susceptibles d'application de manière générale aux attaques contre les systèmes informatiques. La cybercriminalité est l'ensemble des infractions pénales qui se commettent au moyen ou sur un réseau de télécommunication ou un système d'informations. Ainsi, le fait d'accéder ou de tenter d'accéder frauduleusement à tout ou partie d'un système d'information, constitue une infraction pénale passible d'une peine d'emprisonnement d'un ou deux ans et ou d'une amende de 5.000.000 à 10. 000.000 de francs CFA[32] soit 7 692 à 10.000 euros. Il en est de même pour quiconque se maintient ou tente de se maintenir dans tout ou partie d'un système d'information.

B. Les questions d'ordre éthique

En Côte d'Ivoire comme France, où l'utilisation des objets connectés est d'un intérêt toujours croissant, il paraît légitime de se poser des questions d'ordre éthique. En effet, les objets et capteurs connectés permettent déjà de suivre en temps réel les paramètres vitaux et seront de plus en plus précis et performants dans les années à venir, et leur utilisation en combinaison d'autres technologies (intelligence artificielle, séquençage génétique…) va faire rentrer la médecine dans l'ère de ce qui est communément appelée, la médecine des 4P (médecine prédictive, personnalisée, préventive et participative). Il est donc prudent de se demander si les données ne termineront pas dans la main des assureurs ou des mutuelles afin d'infliger des malus en cas de baisse d'activité physique ou au contraire d'offrir une réduction en cas de santé exceptionnelle. Dans un parcours de soins qui deviendra plus prédictif que curatif, les humains seront-ils tous obligés de porter ces objets sous peine de ne pas profiter des derniers traitements ou des avantages réservés aux porteurs ? Comment être sûr que les géants de l'informatique (Google, Apple, Facebook ou Amazon) qui s'intéressent aux données de santé, ne les revendront pas avec les préférences des internautes et les historiques de recherche internet ? Ou encore, est-ce que les intelligences artificielles dépasseront et contrôleront l'homme ? Est-ce que les capteurs ne feront pas plus de mal que de bien en cas de dysfonctionnement ?

Mais on se demande aussi, si le secret médical qui est le verrou principal de la relation entre un patient et son médecin ne sera pas anéanti, soit parce que les patients veulent partager leurs données afin d'en savoir plus sur leur santé, soit en raison de la défaillance de la sécurité.

Même si, les objets connectés peuvent permettre à l'homme de mieux se connaître et en savoir plus sur ses maladies pour mieux anticiper ou les traiter efficacement, il convient de s'assurer que les professionnels font de la sécurité et la protection des données sensibles, le point d'orgue de leurs innovations. Cette question est universelle et va au-delà des limites territoriales d'un État.

Aussi, ces questions méritent d'être posées, afin de pouvoir adapter le cadre légal et éthique, sans tuer l'innovation.

La prolifération des objets connectés sur le marché et leur intégration dans les activités et habitudes humaines soulèvent l'épineuse question de la sécurité technique, juridique et éthique liée à l'innovation. En effet, ces objets connectés qui constituent une matière nouvelle et d'utilisation très récente en Côte d'Ivoire pointent du doigt le problème de la protection des données à caractère personnel face aux multiples enjeux d'ordre légal, éthique, économique, et sociétal. Nul ne peut nier les avantages que ces objets peuvent procurer à leurs utilisateurs, mais la sensibilité des informations médicales impose que leur communication et leur traitement, via le réseau, soient soumis à une vigilance particulière afin de garantir la confidentialité des données et la protection de la vie privée des personnes qu'elles concernent. Les divers textes juridiques, quoique ne visant pas spécifiquement les objets connectés, permettent cependant, d'atteindre de tels résultats en Côte d'Ivoire. Ainsi, en France comme en Côte d'Ivoire, l'utilisation des objets connectés de santé doit garantir la protection des données à caractère personnel. L'efficacité de cette protection n'est effective qu'en prenant en compte les questions d'ordre juridique et éthique que soulèvent l'utilisation des objets connectés en général et en particulier, les objets connectés de santé. C'est cela qui garantira le développement de la santé connectée et l'innovation technologique.

REFERENCES :

1. http://www.jeuneafrique.com/363037/economie/africam-telecom-people-2016-lafrique-prete-connecte/.
2. Christian BOURRET, réseau de santé et nouveaux métiers de l'information, 2004/3 vol. 41, p. 174 à 181.
3. Rapport du ministère de l'économie et des finances et du ministère du Redressement productif, « Internet des objets et logistique », France 2012.
4. La directive n°95/46 du 24 octobre 1995 relative à la protection des personnes physiques à l'égard du traitement des données à caractère personnel et à la libre circulation de ces données.
5. La directive n°2002/58 du 12 juillet 2002 concernant le traitement des données à caractère personnel et la protection de la vie privée dans le secteur des communications électroniques.
6. Règlement (UE) 2016/679 du parlement européen et du conseil du 27 avril 2016 relatif à la protection des personnes physiques à l'égard du traitement des données à caractère personnel et à la libre circulation de ces données, et abrogeant la directive 95/46/CE (règlement général sur la protection des données).
7. Article 2 de la loi n° 2013-450 du 19 juin relative à la protection des données à caractère personnel (Côte d'Ivoire).
8. Article 1, al. 19 de la loi N°2013-450 du 19 juin relative à la protection des données à caractère personnel (Côte d'Ivoire)
9. Article 226-19 du code pénal, France.
10. Article 21e la loi N°2013-450 du 19 juin relative à la protection des données à caractère personnel (Côte d'Ivoire).
11. Article 25 de la loi informatique et libertés, modifié par LOI n°2016-1321 du 7 octobre 2016 - art. 34 (France) et article 5, al. 1 de la loi n° 2013-450 du 19 juin relative à la protection des données à caractère personnel (Côte d'Ivoire).
12. Article 11 de la loi Informatique et Libertés, La Commission nationale de l'informatique et des libertés est une autorité administrative indépendante.

13. Article 46 de la loi n° 2013-450 du 19 juin 2013 relative à la protection des données à caractère personnel (Côte d'Ivoire).
14. Article 226-16 code pénal (France).
15. Article 19, loi n° 2013-451 du 19 juin 2013 portant sur la cybercriminalité.
16. Article 6 de la loi « Informatique et Libertés », modifié par la loi n° 2016-41 du 26 janvier 2016 - art. 193.
17. Article 7 de la loi « Informatique et Libertés », modifié par la loi n° 2004-801 du 6 août 2004 - art. 2 JORF 7 août 2004. La personne que les données concernent doit consentir expressément au traitement sauf situations prévues par la loi.
18. Article 14 de la loi n° 2013-450 du 19 juin relative à la protection des données à caractère personnel (Côte d'Ivoire).
19. Nathalie NEVEJANS, Traité de droit, éthique et de la robotique civile, LEH Ed. janv.2017, col. Science, éthique et société.P.424.
20. Article 15 de la loi n° 2013-450 du 19 juin relative à la protection des données à caractère personnel (Côte d'Ivoire).
21. Article 16 de la loi n° 2013-450 du 19 juin relative à la protection des données à caractère personnel (Côte d'Ivoire).
22. Article 39 de la loi « Informatique et Libertés », modifié par Loi n° 2003-239 du 18 mars 2003 - art. 22 et modifié par Loi n° 2004-801 du 6 août 2004 - art. 5 JORF 7 août 2004.
23. Article 38 de la loi « Informatique et Libertés », modifié par Loi n° 2004-801 du 6 août 2004 - art. 5 JORF 7 août 2004.
24. Articles 39, 41 et 42 de la loi « Informatique et Libertés », modifié par Loi n° 2004-801 du 6 août 2004 - art. 5 JORF 7 août 2004.
25. Article 40 de la loi « Informatique et Libertés », modifié par Loi n° 2004-801 du 6 août 2004 - art. 5 JORF 7 août 2004.
26. Article 28 de la loi n° 2013-450 du 19 juin relative à la protection des données à caractère personnel (Côte d'Ivoire).
27. Article 30 de la loi n° 2013-450 du 19 juin relative à la protection des données à caractère personnel (Côte d'Ivoire).
28. Article 29 de la loi n° 2013-450 du 19 juin relative à la protection des données à caractère personnel (Côte d'Ivoire).
29. Article 31 de la loi n° 2013-450 du 19 juin relative à la protection des données à caractère personnel (Côte d'Ivoire).
30. Article 41 de la loi n° 2013-450 du 19 juin relative à la protection des données à caractère personnel (Côte d'Ivoire).
31. Article 7, loi n° 2013-451 du 19 juin 2013 portant sur la cybercriminalité.

Bibliographie

1. Loi n° 2013-450 du 19 juin 2013 relative à la protection des données à caractère personnel.
2. Nathalie Ferraud-Ciandet, Droit de la télésanté et de la télémédecine. A jour du décret du 19 octobre 2010 sur la télémédecine, Ed Heure de France, Col. Droit professionnel P 82-87.
3. T. MOULIN et al., Télémédecine : Quel cadre juridique lui conférer ? la recherche européenne en télémédecine 2012, Elsevier revue européenne de télémédecine, P.1, 66-69.

4. P.SIMON et L.WILLATTE, le décret français de télémédecine : une garantie pour les médecins, la recherche européenne de télémédecine 2012, Elsevier, revue européenne de télémédecine, P.1,70-75
5. V. J-R. Binet, Droit médical, Lextenso Montchrestien, collect. « cours », 2010, spéc n°65 et S. pp.38 et S.
6. Ibid., n°130 et S. pp.70 et S.
7. SAVATIER R, Une faute peut-elle engendrer la responsabilité d'un dommage sans l'avoir causé ? JCP G 1996, II.14753.
8. PENNEAU J, Faute et erreur en matière médicale, LGDJ, 1973.
9. DUSSERRE L, Aspects juridiques et déontologique du télédiagnostic en médecine, responsabilité médicale induite, Bulletin de l'ordre des médecins. Juin 1993.N°6.
10. LENOIR N., Imagerie, télémédecine et droit, Ed. techniques, médecine et droit, n° 1994, p.8.
11. NEIRINCK C, Le consentement à l'acte médical, l'acte médical et les droits des malades, PU des Sciences sociales de Toulouse, num3, 1996, p.94 et S.
12. PENNEAU J, Responsabilité civile et pénale des médecins dans le cadre des R.M.O., médecine et droit, 1998. P.71.
13. PIDOUX E., La responsabilité au regard de la télétransmission et de la télémédecine, petites affiches, n°149, p.5 et s.
14. P. SIMON, Télémédecine : enjeux et pratiques, Ed. Le coudrier, 2015, p.111-120.
15. T. Piette-Coudol, Les objets connectés : Sécurité juridique et technique, Ed. Lexis Nexis, la responsabilité et le principe de précaution, p.23-33.
16. Cyril Clément, La responsabilité du fait de la mission de soins des établissements publics et privés, Coll. Thèses, Les études hospitalières, p.201-257.
17. Olivier DUPUY, la gestion des informations relatives au patient, Les études hospitalières, p.167-171.
18. J-M CROELS, le droit des obligations à l'épreuve de la télémédecine, These, PU Aix-Marseilles à Aix en provence, 2006, p.70 et S.
19. C.LINK, télémédecine en France et Allemagne, étude de droit comparé sur les problèmes engendrés.
20. Jérôme Huet et Emmanuel Dreyer, Droit de la communication numérique, p 310 -334.
21. Nathalie NEVEJANS, Traité de droit, éthique et de la robotique civile, LEH Ed. janv.2017, col. Science, éthique et société.p. 424-428.
22. Serge GUINCHARD, Michèl HARCHAUX et Renaud de TOURDONNET, Internet pour le droit, 2ème Ed. Montchrestien 2001, p. 167-200.
32. Benoit GIRAUD, la révolution de la prise en charge des patients par les objets connectés, Thèse soutenue le 16 décembre 2016 à SAINTES (France)

Le rôle du risque et de la confiance dans l'acceptabilité des « *wearable technologiques* » pour la santé : une étude exploratoire

Az-Eddine BENNANI,
Professeur HDR à NEOMA BS et UTC
Az-eddine.bennani@neoma-bs.fr et az-eddine.bennani@utc.fr

Salomé NEUHAUSER,
Mastère en Technologie & Management à NEOMA/TEMA et Ecole Centrale Paris

Résumé :

À partir des théories « *Unified Theory of Acceptance and Use of Technology* » et « *Privacy calculus* », cette contribution propose un modèle de recherche pour étudier l'impact des risques perçus liés à la collecte de données personnelles sur l'intention des individus d'accepter d'utiliser les dispositifs technologiques portable pour la santé. Parmi tous les facteurs qui influencent l'intention des individus d'accepter d'utiliser ces dispositifs, les attentes en termes de performances et les motivations hédonistes sont les plus significatives, la considération des risques perçus liés à la collecte de données personnelles n'arrive qu'en troisième position, juste devant l'influence sociale. En considérant l'échantillon total (n=165), seule la confiance permet d'atténuer les risques perçus liés à la collecte de ces données. Les résultats indiquent que les individus sont plus intéressés par l'efficacité, le plaisir et le confort lorsqu'ils acceptent d'utiliser ces dispositifs. Les risques perçus liés à la collecte de données personnelles comptent mais n'empêchent pas cette acceptation. L'influence sociale, quant à elle, a un impact beaucoup moins significatif sur l'intention d'acceptation d'utiliser ces dispositifs.

Mots clés : *Privacy calculus* », *Unified Theory of Acceptance and Use of Technology*, *wearable technologies*, Acceptabilité, Risque, Confiance,

Introduction

De plus en plus de personnes atteintes d'une maladie chronique utilisent un dispositif technologique portable (*wearable technologies*[1]) pour le suivi de leur affection. Cependant, ils

[1] Un dispositif technologique portable ou mettable (*habitronique*) peut être un vêtement ou un accessoire comportant des composants de technologie de l'information et de communication. A titre d'exemples, des habilles, des lunettes, des gants, des montres connectées, des bijoux, etc.

doivent créer un compte utilisateur et fournir leurs données personnelles pour pouvoir bénéficier des services du fournisseur de ce type de dispositif. Il est aussi nécessaire de synchroniser ce dernier avec le serveur[2] de ce fournisseur et parfois activer la fonction de géolocalisation. En plus de ces données que l'utilisateur introduit volontairement, ce dispositif peut collecter et transmettre, via les protocoles de l'internet, d'autres données personnelles et à son insu. Il ne sait pas non plus comment ses données seront divulguées et utilisées par le fournisseur.

Certains auteurs ont montré que les individus considèrent, d'une part, que leurs données personnelles sont confidentielles (Van de Pas et al., 2015). Et d'autre part, les entreprises ne doivent pas les utilisées sans leur consentement (Vegheș et al., 2012). En communicant ces données confidentielles, ils s'attendent à ce que les fournisseurs agissent de façon responsable lorsqu'ils les utilisent. Ceci pose la question du respect de la vie privée de chacun et soulève une inquiétude à cause de l'intrusion dans les environnements personnels de ces individus. Il rappelle aussi la question d'éthique liée à l'usage des technologies (Popescul et al., 2013).

Ce constat oblige les utilisateurs potentiels de ce type de dispositif et/ou des services associés d'accepter et de s'adapter (Niculescu-Dincă, 2010) ou tout simplement de ne pas accepter de l'utiliser. Et de ce fait, il devient nécessaire de se demander dans quelles mesures les risques pris par les utilisateurs potentiels sont considérés dans leur décision d'accepter ou pas d'utiliser un dispositif technologique portables pour le suivi de leur santé ?

L'acceptabilité de l'utilisation des technologies

La question de l'acceptabilité des technologies a conduit à des travaux de recherches, notamment dans le domaine des systèmes d'information. Le modèle TAM de l'acceptation de la technologie (TAM - *Technology Acceptance Model*), développé par Davis en 1986 est l'un des axes majeurs de ces travaux. En appliquant aux contextes de leur étude, avec ou sans adaptation de ce modèle, certains chercheurs ont étudié les facteurs qui influencent un individu à accepter ou pas d'utiliser les technologies de l'information et de communication. Le TAM, qui permet d'étudier l'utilité perçue ainsi que l'utilisabilité perçue par l'utilisateur, a été réactualisé avec à une seconde version, le TAM 2 (Venkatesh et Davis, 2000), et une troisième, le TAM 3 (Venkatesh et Bala, 2008).

Venkatesh et ses co-auteurs (2003), dont Davis, se sont inspirés du TAM et ont étudié plusieurs modèles pour identifier les déterminants récurrents. Ils ont considéré les conclusions de différentes études menées pendant plus de dix ans pour et ont analysé 8 modèles théoriques ainsi que les facteurs déterminants dans l'intention d'utilisation et l'utilisation réelle des technologies de l'information et de communication

[2] Un ordinateur ou un réseau d'ordinateurs avec des applications logicielles appropriées.

par l'individu. Ces facteurs ainsi que leurs relations ont été regroupés dans une théorie unifiée de l'acceptation et de l'utilisation de ces technologies (*Unified Theory of Acceptance and Use of Technology*) avec un modèle, connu par l'acronyme UTAUT.

A l'origine, UTAUT avait été développée pour expliquer l'acceptation par les employés d'utiliser une technologie et expliquait à environ 70% l'intention d'utiliser cette technologie et à environ 50% son utilisation réelle. En 2012, Venkatesh et ses co-auteurs appliquent cette théorie dans un contexte d'utilisation par un consommateur et proposent UTAUT2. Ils identifient 3 construits clés issus des recherches sur l'acceptation de l'utilisation des technologies dans un contexte consommateur, modifient les relations existantes dans le modèle original d'UTAUT et introduisent de nouvelles relations.

Pour compléter l'aspect utilitaire du modèle UTAUT proposé en 2003, Brown et Venkatesh (2005) considèrent le contexte de consommation. Ils introduisent d'une part, les motivations hédonistes (*Hedonic motivation*) et leur influence sur l'intention d'utilisation par un consommateur d'un produit ou d'une technologie. Et d'autre part, leurs prix (*Price Value*) qui peuvent aussi influencer la décision d'accepter de les utiliser ou pas. Aussi, plusieurs recherches ont conclu que l'habitude (*Habit*) a un effet direct sur l'intention d'utilisation et l'utilisation réelle d'une technologie. Par conséquent, pourrait dans certains cas affaiblir la force de la relation entre l'intention d'utilisation et l'utilisation réelle. En plus de ces modifications, le facteur modérateur « *volontariness* » a été abandonné puisque contrairement au lieu de travail, l'utilisation d'une technologie par un consommateur n'est pas obligatoire. Il à noter aussi que certains facteurs d'UTAUT ont été redéfinis dans UTAUT2 : « *Performance expectancy* » définit désormais le degré de bénéfices fournis par l'utilisation d'une technologie au consommateur pour exécuter certaines tâches, « *Effort expectancy* » est le degré de facilité associé à l'utilisation d'une technologie, « *Social influence* » est le degré auquel un individu perçoit que des personnes importantes (famille, amis) pensent qu'il devrait utiliser cette technologie et « *Facilitating conditions* » fait référence à la perception de l'utilisateur des ressources et supports disponibles pour effectuer une action (Brown, Venkatesh, 2005; Venkatesh et al. 2003).

Quatre parmi ces déterminants qui influencent significativement, directement ou indirectement, l'intention d'utiliser et l'utilisation réelle d'une technologie, à savoir «la Performance attendue (*Performance Expectancy*) », « l'Effort attendu (*Effort Expectancy)* », « l'Influence social (*Social Influence*) » et « les Conditions de facilitations (*Facilitating Conditions*) ». Ils sont définis comme suit:

- « *Performance Expectancy* » : le degré auquel un individu croit que l'utilisation d'une technologie l'aidera à être plus performant dans son travail;

- « *Effort Expectancy* » : le degré de facilité associé à l'utilisation d'une technologie ;

- « Social Influence », le degré auquel un individu perçoit que des personnes importantes pensent qu'il devrait utiliser cette technologie ; et,

- « *Facilitating Conditions* » - le degré auquel un individu pense qu'il existe une infrastructure organisationnelle et un service technique pour soutenir l'utilisation d'une technologie.

Ces auteurs considèrent aussi le rôle de certains « modérateurs clés » que sont le genre, l'âge, l'expérience et la volonté, et la façon dont ils influencent le modèle UTAUT.

Il est à noter que ces modèles explicatifs ont été appliqués dans des domaines de la santé, notamment pour étudier la question de l'acceptabilité de la télémédecine. En témoignent les travaux de Lee et al. (2013) sur l'acceptabilité d'une application mobile de santé par les patients et le suivi du diabète. Kim et al. (2016) ont étudié l'adoption par les professionnels de santé dans un service hospitalier des techniques d'EMR (*Electronic Medical Records*). Vanneste et al. (2013) s'étaient intéressés à l'usage et l'adoption d'une plateforme informatique permettant l'enregistrement et le partage de données entre les professionnels de santé dans les milieux de soins. Concernant l'acceptabilité par les patients, l'UTAUT a été quelquefois appliqué, dans le domaine des soins. Illustrent cette tendance les travaux de Or et al. (2011) sur l'acceptabilité par les malades chroniques d'une interface informatique leur permettant de se prendre en charge quotidiennement et de manière autonome à domicile.

Les pratiques de collecte des données et le paradoxe de personnalisation

Pour collecter les données, les entreprises procèdent de deux manières différentes : l'une active et l'autre passive (Sundar et Marathe, 2010). Dans la première, les utilisateurs sont informés de cette collecte et la continuation d'utilisation des services proposés sous-entend leur consentement. Dans la deuxième, les entreprises collectent un volume important de données de leurs clients, sans les informer et sans qu'ils s'en rendent compte, par les dispositifs technologiques portables qu'ils utilisent et/ou via les réseaux sociaux dont ils sont membres. Ces entreprises considèrent que collecter les données de façon passive avantage leurs clients car ça ne gêne pas leur expérience d'utilisation (Milne, Bahl et Rohm, 2008), alors que demander systématiquement leur accord perturberait le cours de cette expérience (Interactive Advertising Bureau Europe, 2011). Aussi, bien que les utilisateurs doutent que certaines entreprises collectent leurs données personnelles, ils ne s'en rendent compte que si celles-ci les en informent ouvertement (collecte active). Si elles ne les informent pas (collecte passive), ces utilisateurs réalisent par eux-mêmes que leurs données personnelles ont été collectées sans leur approbation lorsqu'ils reçoivent une publicité incluant ces données. Ils peuvent ressentir un certain malaise (Tucker, 2012) et ceci peut entrainer chez eux une réaction négative (Milne, Bahl et Rohm, 2008) et peut ternir la réputation de l'entreprise et nuire à ses futures transactions commerciales (Aguirre et al., 2015).

Les entreprises collectent les données qui reflètent le comportement en ligne de leurs clients afin de développer des offres personnalisées. Elles considèrent que la personnalisation permet

d'offrir à leurs clients des services plus pertinents. C'est pourquoi ils accepteraient, mais paradoxalement ceci pourrait aussi développer un sentiment de vulnérabilité chez certains clients. Par conséquent ces derniers deviennent plus réticents pour utiliser les services proposés. Il s'avère donc que, dans certain contexte, la personnalisation peut être une stratégie aussi nuisible qu'efficace comme le soulignent Aguirre et al. (2015) en invoquant le paradoxe de personnalisation (*personalization paradox*).

Pour expliquer les conséquences de la personnalisation certains auteurs (Earp et Baumer, 2003 ; Culnan et Bies, 2003 ; White, 2004 ; Awad et Krishnan, 2006) insistent sur le compromis entre les bénéfices de la personnalisation et le coût du renoncement aux données personnelles. Les utilisateurs acceptent de fournir leurs données personnelles pour avoir accès à de l'information « gratuite », des contenus personnalisés, des prix, des programmes de fidélité, des réductions ou une autre forme d'échange qu'ils considèrent « juste » (Earp et Baumer, 2003, Culnan et Bies, 2003, White, 2004). Les auteurs Awad et Krishnan (2006) soulignent le paradoxe de la personnalisation de la vie privée (*the personalization privacy paradox*). Ils considèrent que les utilisateurs perçoivent les bénéfices en termes de confort ou sous forme monétaire (par exemple une réduction) et le coût est évalué en fonction du niveau d'importance accordée par ces utilisateurs à leur vie privée, de précédentes violations de leur vie privée et de l'importance accordée à la transparence des données. Dans cette perspective des coûts/bénéfices, les utilisateurs agissent comme des acteurs économiques rationnels qui considèrent à la fois les avantages et les risques avant de dévoiler leurs données. C'est ce que ces auteurs appellent le « *Privacy Calculus* » ou en français le « Calcul de confidentialité ».

Risque et confiance

Le rôle du risque

La perception du risque est un signal important dans les jugements sociaux (Jørgensen, Bäckström et Björklund, 2013) car elle avertit que la poursuite d'une action peut avoir des conséquences négatives (Youn et Hall, 2008). Dans leurs travaux sur les facteurs influençant l'adoption par les citoyens des e-services gouvernementaux basés sur sms, Susanto et Goodwin (2010) définissent le risque perçu (« *perceived risk* ») comme « *le degré auquel une personne pense que l'utilisation de ces services peut lui causer des problèmes* ». Dans le cas des risques perçus liés aux données personnelles (« *perceived privacy risk* »), il est à noter qu'au-delà des risques de détournement des données personnelles collectées qui peuvent avoir des conséquences sociales et/ou économiques plus ou moins graves, les utilisateurs craignent le sentiment de vulnérabilité qui accompagne la perte de contrôle sur ces données. Dans leur étude

sur les comportements en ligne des adolescents, Youn et Hall (2008) ont conclu qu'une illusion de contrôle, comme celle conférée par les paramétrages de confidentialité des comptes utilisateurs, suffisait à réduire la perception des risques. Ces deux derniers auteurs soulignent la nécessité de renforcer les mesures de protection lorsque l'utilisation d'une technologie est perçue par les utilisateurs comme risquée. En 2009, Lee considère que cette perception impacte négativement l'acceptation d'utilisation de cette technologie.

Le rôle de la confiance

La confiance est « *un état psychologique se caractérisant par l'intention d'accepter la vulnérabilité sur la base de croyances optimistes sur les intentions (ou le comportement) d'autrui* » (Rousseau et al., 1998, p.395). La confiance est le fondement de toute relation positive ; c'est accepter d'agir ou de parler d'une manière qui nous rend vulnérable à un tiers (Cozby, 1973). La confiance d'un utilisateur envers un fournisseur de dispositif technologique est un facteur déterminant dans son intention d'utiliser ce dispositif (Chau et al., 2007, Roca et al., 2008).

Elle est d'autant plus importante quand l'utilisateur n'a aucun moyen de vérifier la façon dont ses données sont collectées et utilisées par les entreprises (Aguirre et al., 2015). La confiance liée aux données personnelles d'un utilisateur est basée sur l'évaluation de la probabilité que ses données ne soient pas utilisées à mauvais escient (Rifon et al, 2005). Selon Pavlou, Liang et Xue (2007), il est plus probable qu'un utilisateur accepte d'être vulnérable s'il a affaire à un fournisseur de confiance. Plus le niveau de confiance est élevé, plus les utilisateurs sont disposés à partager leurs données personnelles (Schoenbachler et Gordon, 2002 ; Hoffman, Novak et Peralta, 1999). Aussi, les utilisateurs sont plus favorables à communiquer leurs données personnelles et financières à des entreprises connues (Earp et Baumer, 2003). Mallat (2007) a montré que la confiance envers le fournisseur est essentielle pour réduire les risques perçus par les consommateurs liés aux paiements mobiles. Milne et Boza (1999) ont examiné l'impact de la confiance sur le ressenti utilisateur vis-à-vis de sa vie privée et ont démontré qu'il était plus facile de gérer les données clients en agissant sur leur niveau de confiance qu'en essayant d'alléger leurs inquiétudes sur leur vie privée. Il à noter aussi que selon Christofides et al. (2012) et Wang et Emurian (2005) la confiance est corrélée négativement avec le besoin de protection des données.

Pour étudier l'impact des risques perçus liés à la collecte des données personnelles par les dispositifs technologiques portables pour la santé (*wearable technologies*), un modèle de recherche (Figure 1) a été conçu à partir du modèle UTAUT2 auquel les modifications suivantes ont été apportées.

Comparées à d'autres types de données, les données personnelles de santé sont sensibles pour les individus (Bansal et al., 2010). Cela ne fait qu'exacerber les inquiétudes des utilisateurs quant au mauvais usage de leurs données personnelles de santé, l'analyse bénéfices/coûts ou « privacy calculus » vue précédemment n'en est que plus importante. On peut supposer que l'utilisateur n'acceptera cette technologie *wearable* que s'il estime que les bénéfices l'emportent sur les risques d'atteinte à la vie privée (Li et al., 2014). Comme l'aspect « bénéfices » de l'acceptation des *wearables* s'exprime dans les construits « *Performance Expectancy* » et « *Hedonic Motivation* » (Sharma et Crossler, 2014), il faut prendre en compte les effets du risque perçu d'atteinte à la vie privée en introduisant le construit « *Perceived Privacy Risk* » et son influence sur l'intention d'utilisation.

Le risque perçu en termes de vie privée (*Perceived Privacy Risk*) est corrélé négativement avec l'intention d'utiliser les « *wearables santé* » (*Behavioral Intention*) ; en effet, d'après la Théorie Cognitive, sans autre variable à prendre en compte, l'utilisateur n'a aucun intérêt à se mettre en danger.

H1 : Le « *Perceived Privacy Risk* » influence négativement l'intention d'utiliser un dispositif technologique portable pour la santé

L'utilisateur pèse le pour et le contre lorsqu'il s'agit de dévoiler ses données personnelles, il est logique de penser qu'il serait prêt à outrepasser ses inquiétudes en matière de vie privée, si les bénéfices perçus (« *Performance Expectancy* » et « *Hedonic Motivation* ») qu'il en retire lui semblent être équivalents voire supérieurs. Ces bénéfices minimiseraient dans l'esprit de l'utilisateur les risques perçus.

H2a : Les attentes en termes de performance influencent négativement le « *Perceived Privacy Risk* »

H2b : Les motivations hédonistes influencent négativement le « *Perceived Privacy Risk* »

La confiance d'un utilisateur envers un fournisseur de dispositif technologique est un facteur déterminant dans son intention d'utiliser ce dispositif (Chau et al., 2007 ; Roca et al., 2008). Elle est le fait d'accepter de se rendre vulnérable à un tiers (Cozby, 1973) en partageant des données personnelles ou privées aux personnes jugées « dignes de confiance » (Henderson et Gilding, 2004). La confiance liée aux données personnelles d'un utilisateur repose sur l'évaluation de la probabilité que ses données ne soient pas utilisées à mauvais escient (Rifon, et al, 2005) et elle est corrélée négativement avec le besoin de protection des données (Christofides et al., 2012; Wang et Emurian, 2005).

Il est à supposer que la confiance diminue la perception des risques liés à la divulgation des données personnelles et augmente l'intention d'utilisation.

H3a : La confiance influence négativement le « *Perceived Privacy Risk* »

H3b : La confiance influence positivement l'intention d'utiliser un dispositif technologique portable pour la santé

La relation entre « *Social Influence* » et « *Behavioral Intention* » a été prouvée avec UTAUT2 (Venkatesh et al., 2012). « *Social influence* » fait référence au degré auquel la décision de l'utilisateur est influencée par la perception des autres (Venkatesh et al., 2003). Les recherches sur le sujet ont montré que l'opinion, les jugements de valeur et le comportement des autres ont un impact significatif sur le comportement d'un individu (Berns, Capra, Moore et Noussair, 2010; Zaki et al., 2011). Les individus changent pour être en conformité avec les autres (Knoll et al., 2015). Selon Deutsch et Gerard (1955) cette recherche de conformité peut être expliquée par un besoin d'acceptation ; les individus se plient aux normes sociales pour éviter d'être rejeté. Comme leur dicte leur connaissance des normes sociales, les individus prennent des décisions en fonction de ce qui est attendu d'eux et accepté par la société (Cialdini et Trost, 1998).

Knoll et al. (2015) se sont intéressées à l'impact de l'influence sociale sur la perception du risque de l'enfance à l'âge adulte. Ils découvrent grâce à leur étude que la perception des risques par un individu évolue après avoir pris connaissance de la perception de ces mêmes risques par d'autres et que toutes les catégories d'âge sont touchées par ce phénomène de « mise en conformité ». Cela s'explique par le fait que l'individu fait confiance au jugement du groupe : « *si je trouve qu'une situation est risquée mais qu'un certain nombre d'individus ne la trouvent pas risquée, c'est qu'elle ne doit pas être risquée* » et inversement. Ce phénomène est plus ou

moins marqué en fonction des marches d'âge. En effet, ces auteurs s'aperçoivent que les adolescents accordent plus d'importance à l'opinion des gens de leur âge qu'aux autres car ils accordent plus d'importance au fait d'être acceptés par leurs congénères.

Dans le contexte de santé, il est à supposer que l'influence sociale réduit la perception des risques associées à la collecte des données de santé à la fois parce que l'individu s'en remet au jugement du groupe et également parce qu'il souhaite se conformer au groupe auquel il appartient malgré l'existence du risque.

H4 : L'influence sociale influence négativement le « *Perceived Privacy Risk* »

En supposant que « *Perceived Privacy Risk* » influence l'intention d'utilisation (« *Behavioral Intention* »), l'influence du risque perçu en termes de vie privée sur l'usage réel (*Use Behavior*) peut être examinée aussi.

H5 : Le « *Perceived Privacy Risk* » influence négativement l'utilisation réelle

En partant du postulat que le rôle des modérateurs clés « âge » et « genre » (« l'expérience » est ici écartée car le dispositif technologique portable étudié est supposé être simple et intuitive), il serait intéressant de tester leur effet sur « *Perceived Privacy Risk* » dans le contexte de santé.

H6a : L'âge modère l'effet du « *Perceived Privacy Risk* » sur l'intention d'utiliser un dispositif technologique portable pour la santé

H6b : Le genre modère l'effet du « *Perceived Privacy Risk* » sur l'intention d'utiliser un dispositif technologique portable pour la santé

Partant du principe que les dispositifs technologiques portables pour la santé n'en sont qu'à leur début et que les utilisateurs n'ont pas encore développé d'habitudes les concernant (Wei, 2014), dans cette étude, l'« habitude » n'est pas considéré comme facteur et par conséquent ne figure pas dans le modèle de recherche retenu.

Le fait que la question de recherche concerne les risques perçus liés à la collecte de données personnelles par les dispositifs technologiques portables pour la santé et leurs impacts sur la décision d'accepter ou pas ces technologies, Il est à noter que les hypothèses énoncées sont centrées autour du « *Perceived Privacy Risk* » et son impact sur les autres construits élaborés à partir d'UTAUT2 (Venkatesh et al., 2012).

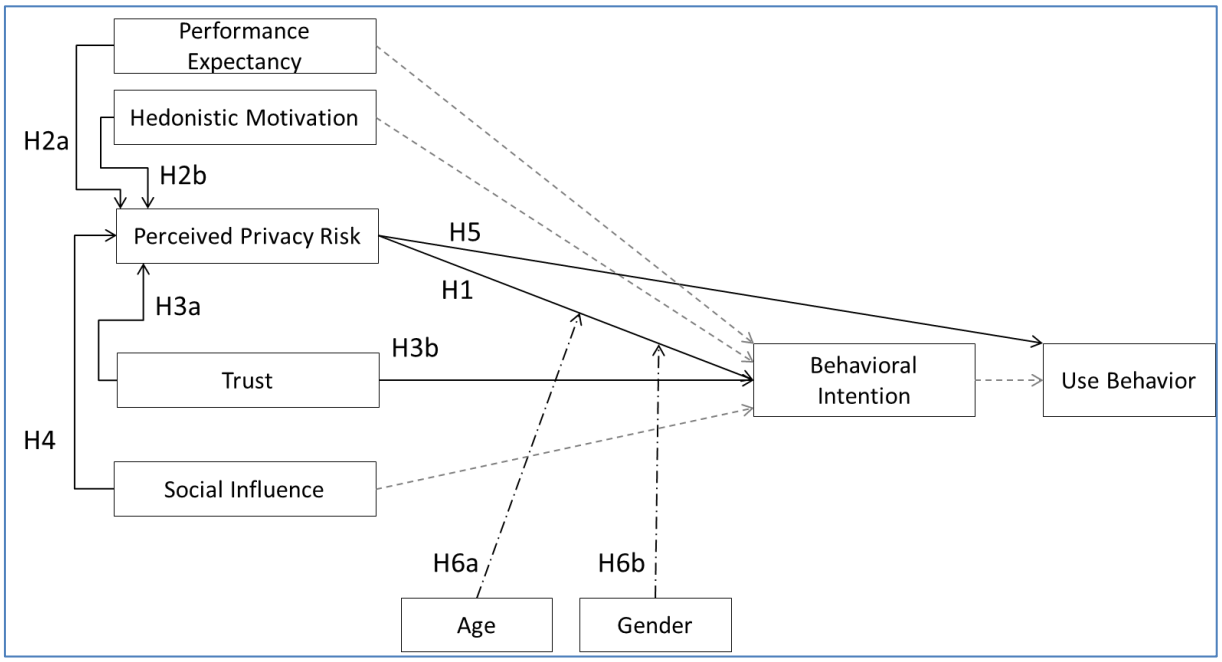


Figure 1 – Modèle de recherche théorique proposé

Méthodologie

La deuxième partie de cette étude consiste à tester ces hypothèses et analyser les résultats obtenus pour répondre aux questions de recherche.

A l'instar de Venkatesh et al. (2003, 2012), c'est la méthode quantitative qui a été retenue pour tester le modèle de recherche proposé ainsi que les hypothèses énoncées. Elle s'avère la plus pertinente pour mesurer les relations entre les construits.

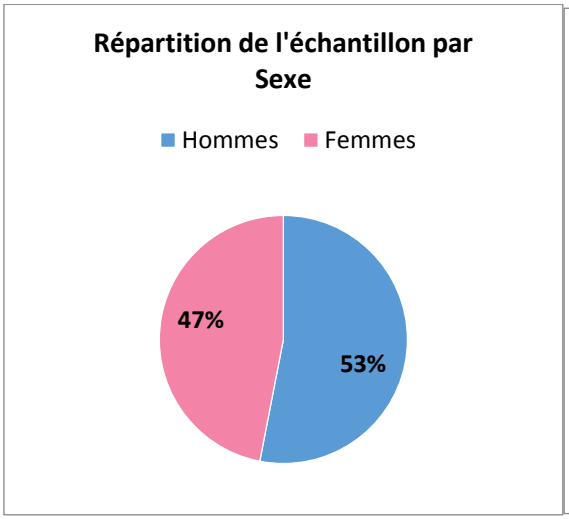
Dans un premier temps, il a fallu élaborer un questionnaire à l'aide de l'application « *Google Forms* » qui fût ensuite distribué à la fois en ligne et remis en main propre. Le questionnaire a été diffusé sur les réseaux sociaux ainsi que des forums ayant pour thèmes le sport et la santé et en mai propre à des membres d'associations sportives et médicales. Le questionnaire était précédé d'une présentation qui définit ce que sont les dispositifs technologiques portable pour la santé « *health wearable techno*logies » et montre quelques exemples de ces dispositifs. Ensuite, un modèle de recherche a été généré à l'aide du logiciel SmartPLS3 et les réponses au questionnaire ont permis d'obtenir un modèle résultant et de tester les différentes hypothèses retenues. Enfin, une analyse détaillée des résultats et leur discussion a permis d'expliquer l'impact des risques perçus en termes de vie privée sur l'intention d'accepter d'utiliser et/ou l'utilisation réelle des dispositifs technologiques portable pour la santé

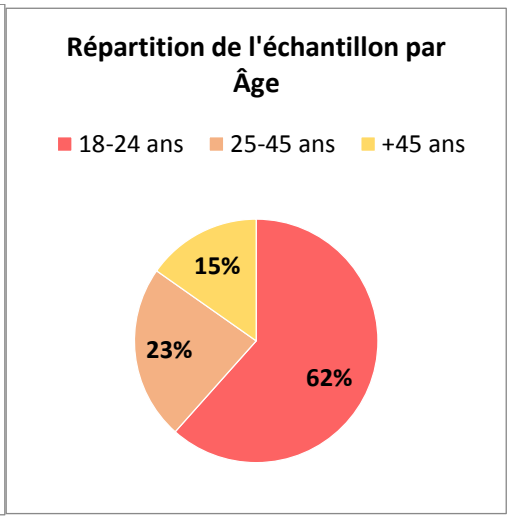
1) Analyse de l'échantillon

Les réponses au questionnaire ont été collectées du 6 octobre au 13 novembre 2016 et sont réparties de la façon suivante :

Sexe	Nombre de Répondants
Femme	78
Homme	87
Total	**165**

Classe d'âge	Nombre de Répondants
18-24 ans	101
25-45 ans	38
+45 ans	26
Total	**165**





Répartition de l'âge	
Moyenne	30,07
Minimum	18
1er Quartile	22
Médiane (2ème Quartile)	24
3ème Quartile	31
Maximum	99
Ecart-type	14,12

Il est à noter l'existence d'un biais lié à l'âge, en effet, plus de 60% des répondants sont âgés de 18 à 24 ans. Bien que la moyenne d'âge soit égale à 30 ans à cause de quelques valeurs extrêmes, la médiane est de 24 ans. Ce biais peut s'expliquer par le choix du canal de distribution du questionnaire : les moins de 30 ans sont surreprésentés sur les réseaux sociaux et les forums.

2) Modèle de recherche théorique/Measurement model (15min)

Premièrement le modèle de recherche théorique a été testé à l'aide de SmartPLS3 avec les réponses collectées.

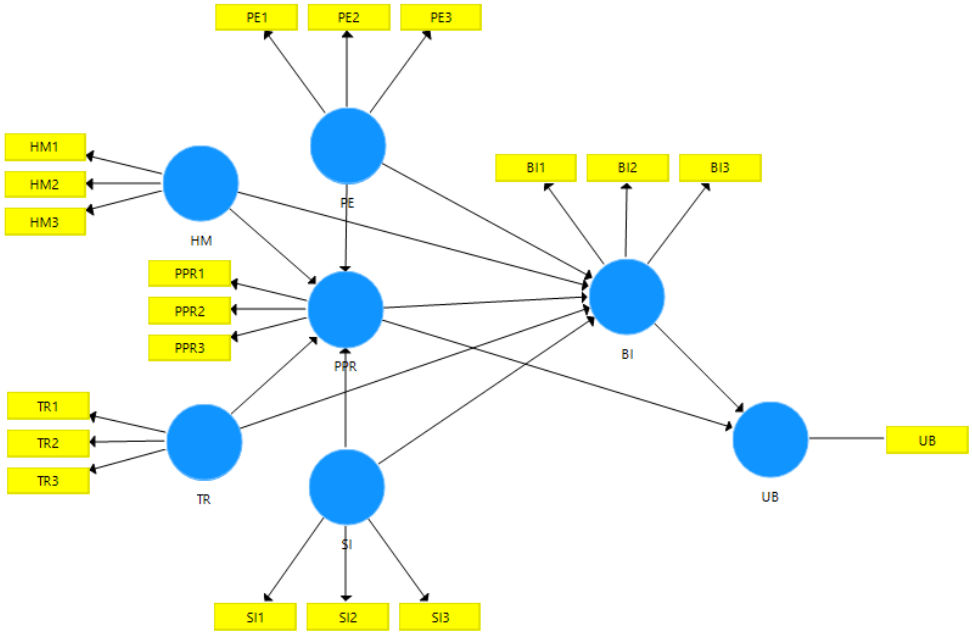


Figure 2 – Measurement Model

A. Convergent Validity

L'outil « PLS Algorithm » permet de tester la fiabilité des items de chaque construit. Les items ayant une valeur inférieure à 0,7 doivent être écartés car ils ne sont pas considérés comme significatifs dans l'expression du construit.

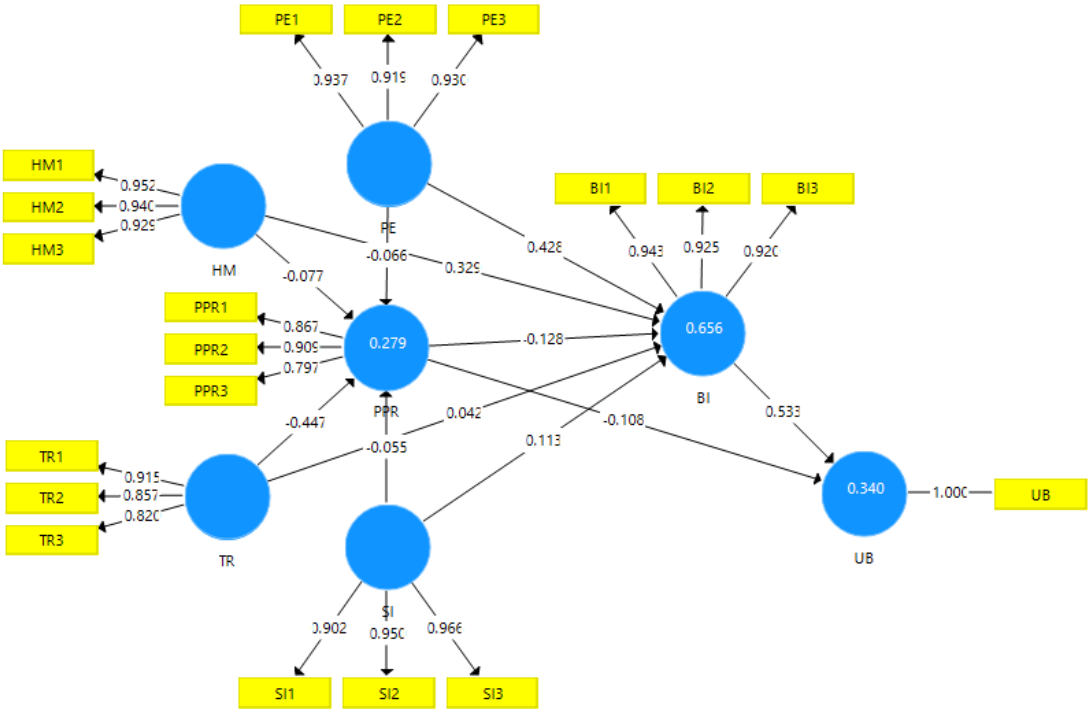
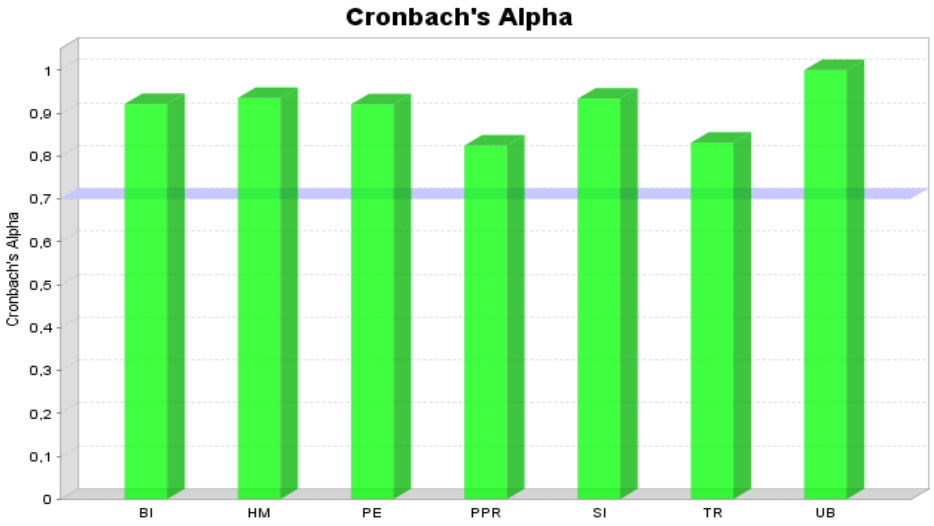


Figure 3 – Test de la Convergent Validity

Il se trouve que tous les items affichent une valeur supérieure à 0,70 il faut donc garder tous les items du modèle de recherche théorique proposé.

B. Alpha de Cronbach

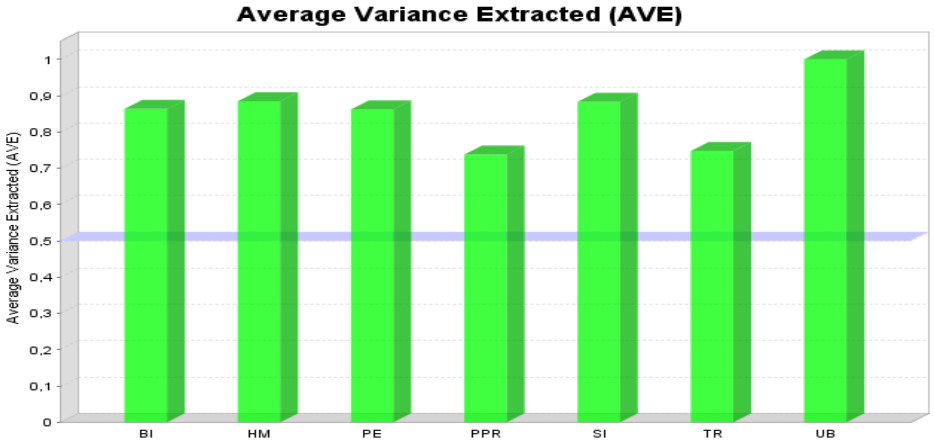
La deuxième étape consiste à vérifier la cohérence de chaque construit grâce à l' « Alpha de Cronbach ». Il s'agit de s'assurer que les questions composant les items ne sont pas redondantes. Si on trouve un Alpha de Cronbach < 0,7 cela signifie qu'il y a une incohérence, les questions sont liées comme si on avait posé la même question et il faudrait les reformuler.



L'Alpha de Cronbach est supérieur à 0,7 pour tous les construit. Chaque construit est exprimé par ses items de la manière la plus « correcte » possible.

C. Average Variance Extracted

Enfin l'AVE (Average Variance Extracted) doit être supérieur à 0,5 pour que le construit soit validé.



C'est le cas pour tous les construits du modèle. Les construits valides forment un modèle de mesure qui rassemble tous les éléments nécessaires pour tester les hypothèses.

D. Analyse des résultats

A l'issue de ces analyses, le modèle de recherche théorique « remanié » fait place au modèle de recherche réel (Structural model). Il se trouve que le Measurement Model est le même que le Structural Model.

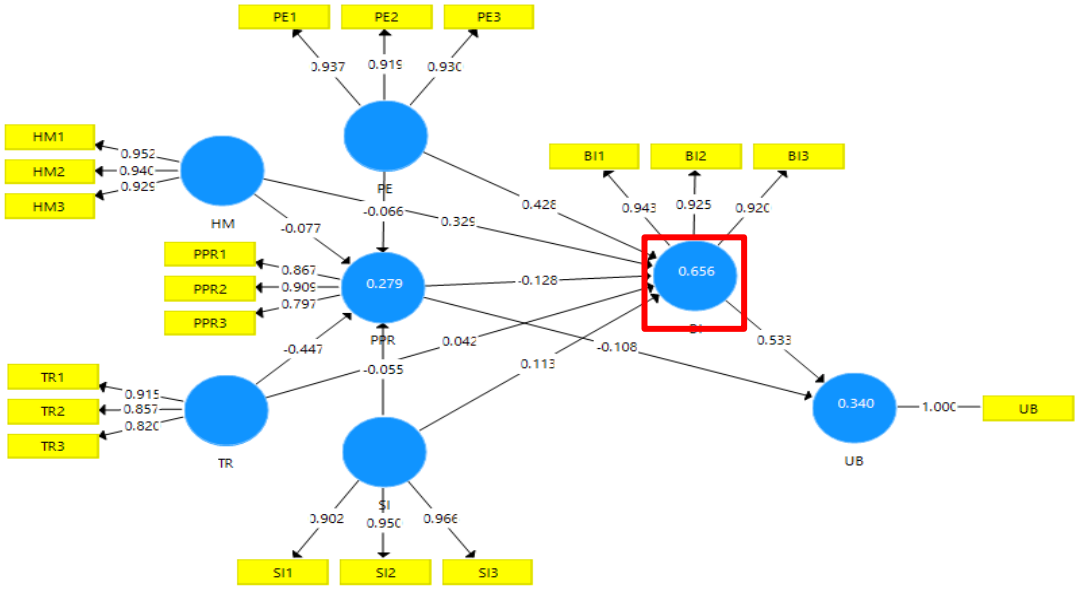


Figure 4 - Structural Model obtenu

Le coefficient de détermination R^2 du construit « *Behavioral Intention* » est de 0,656. Cela signifie que les construits du modèle explique à hauteur de 65,6% les intentions des individus d'accepter à utiliser les dispositifs technologiques portable pour la santé « *health wearable technologies* » en prenant en compte les risques liés à la collecte de données personnelles pour la santé.

3) Test des hypothèses

L'outil « Bootstrapping » calcule la valeur de la T-value qui permet de tester les hypothèses. Avec une marge d'erreur de 5%, la T-value doit être supérieure à 1,96 pour confirmer l'hypothèse.

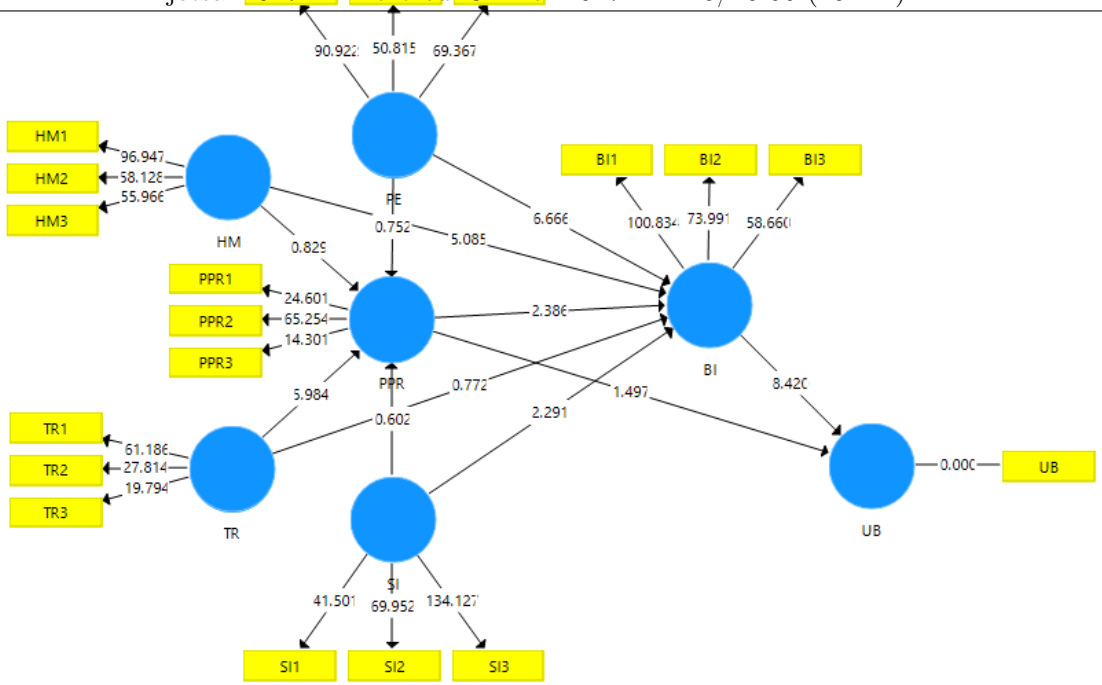
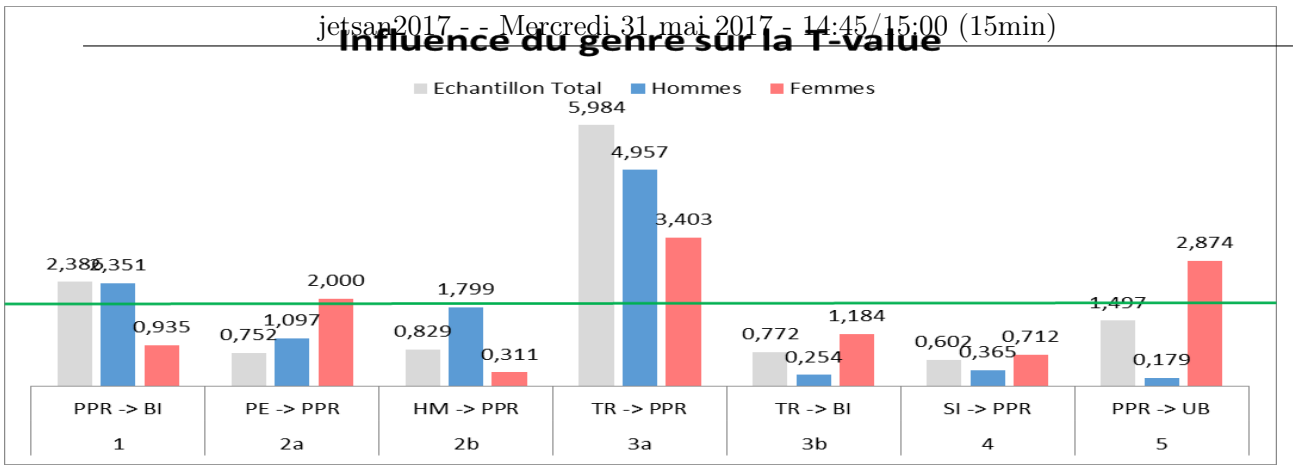


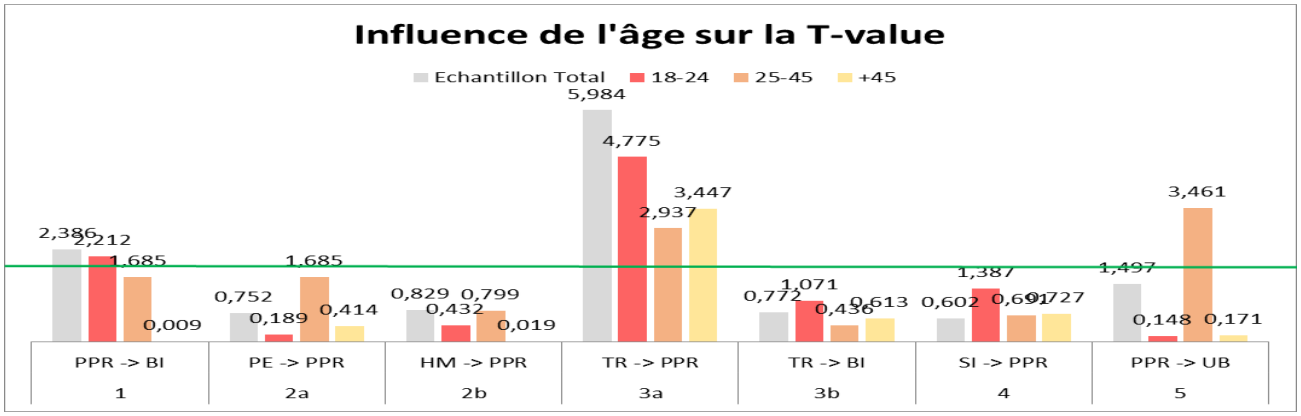
Figure 5 – Analyse Bootstrapping

Relation	Hypothèse	T-Value	Confirmation de l'hypothèse
BI -> UB		8,42	
PE -> BI		6,666	
TR -> PPR	3a	5,984	Oui
HM -> BI		5,085	
PPR -> BI	1	2,386	Oui
SI -> BI		2,291	
PPR -> UB	5	1,497	Non
HM -> PPR	2b	0,829	Non
TR -> BI	3b	0,772	Non
PE -> PPR	2a	0,752	Non
SI -> PPR	4	0,602	Non

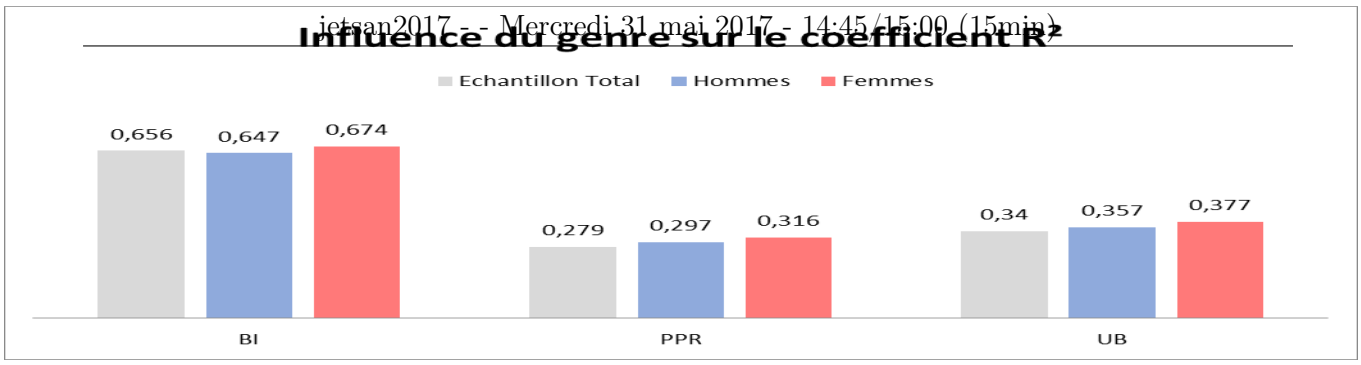
Pour tester l'impact modérateur de l'âge et du sexe sur les intentions d'usage, l'échantillon total des répondants a été divisé en plusieurs jeux de données : « Hommes » / » Femmes » et « 18-24ans » / « 25-45ans » / « +45ans ». Le modèle résultant a été tester une autre fois avec ces nouveaux jeux de données.



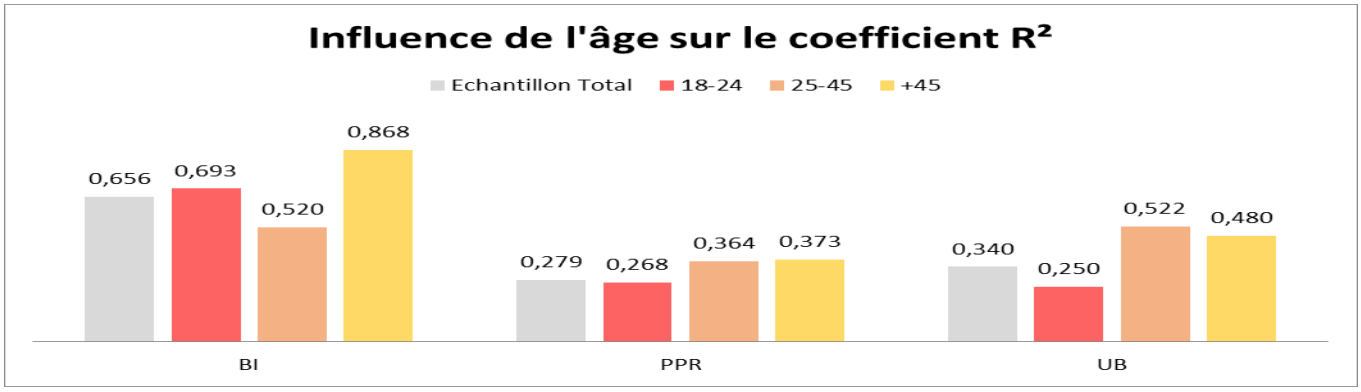
Il à noter que chez les hommes, les risques liés à la collecte de données personnelles (PPR) influencent de façon significative l'intention d'utilisation (BI) négativement, alors que chez les femmes, les risques perçus (PPR) influencent directement l'utilisation réelle (UB) négativement. De plus chez les femmes pour réduire les risques liés à la collecte de données personnelles (PPR) il vaut mieux jouer sur la confiance (TR) et les attentes en termes de performances (PE) alors que pour les hommes se sont plutôt la confiance (TR) et les motivations hédonistes (HM) qui ont tendance à influencer les risques perçus (PPR).



L'impact des risques perçus (PPR) sur l'intention d'utilisation (BI) semble être le plus élevé chez les « 18-24 ans ». L'impact des risques perçus (PPR) sur l'utilisation réelle (UB) semble être le plus élevé chez les « +45 ans ». Cependant, du fait du manque de données concernant les classes « 25-45 ans » (38 répondants) et « +45 ans » (26 répondants), il n'est pas possible de conclure sur les résultats obtenus.



Le genre n'a pas d'influence sur le coefficient R².



L'âge semble influencer le coefficient R² de l'intention d'utilisation (BI) et de l'utilisation réelle (UB). Attention toutefois à ne pas oublier que du fait du manque de données concernant les classes « 25-45 ans » (38 répondants) et « +45 ans » (26 répondants), il n'est pas possible de conclure sur les résultats obtenus.

Sur les 9 hypothèses de départ, 4 ont été confirmées :

- H1 : Le construit « *Perceived Privacy Risk* » influence négativement l'intention d'utiliser un dispositif technologique portable pour la santé
- H3a : Le construit « Trust » influence négativement le construit « *Perceived Privacy Risk* »
- H6a : L'âge modère l'effet du construit « *Perceived Privacy Risk* » sur l'intention d'utiliser un dispositif technologique portable pour la santé
- H6b : Le genre modère l'effet du construit « *Perceived Privacy Risk* » sur l'intention d'utiliser un dispositif technologique portable pour la santé

et les 5 autres ont été infirmées, à cause peut être de l'insuffisance de données.

Pour obtenir le Structural Model définitif, il faut éliminer les hypothèses qui n'ont pas été confirmées et vérifier la robustesse du modèle grâce au coefficient de détermination R².

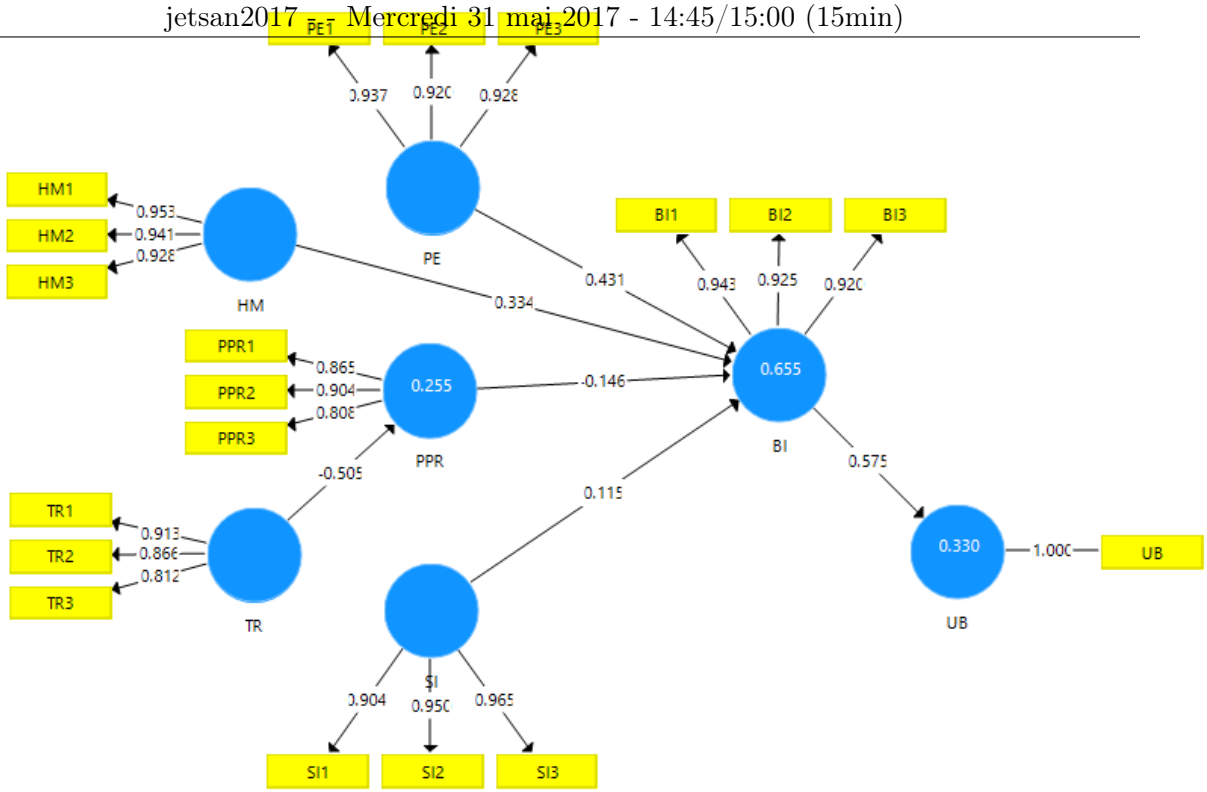


Figure 6 - Structural Model PLS Algorithm

Le coefficient de détermination R^2 est de 0,655. Plus le R^2 est proche de 1, plus le modèle est solide. Dans l'idéal il aurait fallu collecter des données jusqu'à ce que le modèle se stabilise.

Conclusion, recommandations et limites

À partir du modèle UTAUT2 et de la théorie du « *privacy calculus* », cette contribution a permis de développer un modèle de recherche afin d'étudier l'impact des risques perçus liés à la collecte de données personnelles sur l'intention des individus d'accepter d'utiliser les dispositifs technologiques portable pour la santé « *Health wearable technologies* ». Les divergences en fonction du genre et de l'âge ont également été abordées. Le modèle a été testé avec un questionnaire distribué en ligne sur les réseaux sociaux, sur des forums spécialisés et en face à face. Quatre hypothèses sur neuf ont été confirmées. Les résultats de cette analyse peuvent aider les fabricants de ces dispositifs à élaborer des stratégies pour mieux promouvoir leurs produits.

Parmi tous les facteurs qui influencent l'intention des individus d'accepter d'utiliser ces dispositifs, les attentes en termes de performances (T-Value = 6,666) et les motivations hédonistes (T-Value = 5,085) sont les plus significatives, la considération des risques perçus liés à la collecte de données personnelles n'arrive qu'en troisième position (T-Value = 2,386),

juste devant l'influence sociale (T-Value = 12,291). En considérant l'échantillon total, seule la confiance permet d'atténuer les risques perçus liés à la collecte de données personnelles mais elle a un impact extrêmement important (T-Value = 5,984).

Ces résultats indiquent que sur le marché actuel des dispositifs technologiques portable pour la santé, les utilisateurs potentiels et utilisateurs réels sont plus intéressés par l'efficacité et le plaisir et le confort d'utilisation du produit lorsqu'ils décident d'utiliser ces dispositifs que par les risques perçus liés à la collecte de données personnelles. L'influence sociale, quant à elle, a un impact beaucoup moins significatif sur l'intention d'acceptation d'utiliser ces dispositifs.

Les recommandations sont donc, en priorité, de mettre en avant les fonctionnalités, les performances et l'efficacité du produit. En deuxième temps, il serait pertinent de jouer sur les motivations hédonistes, en d'autres termes, améliorer le plaisir et le confort d'utilisation (grâce à un design à la fois confortable et esthétique, une batterie longue durée, etc.). Après avoir fait cela, il est recommandé aux fabricants de créer une relation de confiance avec les utilisateurs pour réduire les risques perçus liés à la collecte de données personnelles. En dernier lieu, les fabricants devraient essayer d'améliorer l'image de leur produit notamment par le biais d'ambassadeurs influenceurs connus du grand publique pour en faire la promotion.

Dans un deuxième temps, l'effet modérateur du genre sur le modèle a été analysé. Les femmes accordent autant d'importante aux attentes en termes de performances (T-Value = 5,247) et aux motivations hédonistiques (T-Value = 3,175) que l'échantillon total. En revanche, pour elles, les risques perçus liés à la collecte de données personnelles (T-Value = 0,918) n'ont aucune influence sur leur décision d'accepter d'utiliser les dispositifs technologiques portable pour la santé. Par ailleurs, il est à remarquer qu'en plus de la confiance, les attentes en termes de performances réduisent les risques perçus (T-Value = 2,016).

Pour les hommes, bien que les attentes en termes de performances (T-Value = 3,920) restent le construit ayant le plus d'influence sur l'intention d'utilisation, la relation est moins forte que pour les autres échantillons. Les motivations hédonistes (T-Value = 3,740) ont également une influence plus importante que pour les autres groupes. Contrairement aux femmes, l'impact des risques perçus liés à la collecte de données personnelles est aussi significatif que pour l'échantillon total (T-Value 2,407). À l'instar des attentes en termes de performances pour les femmes, il est à noter qu'en plus de la confiance, les motivations hédonistes réduisent les risques perçus (T-Value = 2,016).

Que ce soit pour les femmes ou pour les hommes, l'influence sociale ne semble pas avoir d'impact sur l'intention d'un individu d'accepter d'utiliser les dispositifs technologiques portable pour la santé (T-Value de 1,633 et de 1,198 respectivement).

Il à noter aussi que si le fabricant fait une segmentation en fonction du genre, il est recommandé de mettre l'accent sur les performances et l'efficacité des produits destinés aux femmes, alors que pour les produits pour les hommes, il est recommandé de travailler sur le design et les performances énergétiques, à la fois pour augmenter l'intention d'un individu d'accepter d'utiliser les dispositifs technologiques portable pour la santé et pour réduire les risques perçus.

Enfin, l'effet modérateur de l'âge sur notre modèle résultant a été analysé.
Chez les 18-24 ans, la relation entre les attentes en termes de performances et l'intention d'un individu d'accepter d'utiliser les dispositifs technologiques portable pour la santé est la plus forte de tous les échantillons (T-Value = 7,268). Les motivations hédonistes et les risques perçus liés à la collecte de données ont un impact comparable aux résultats de l'échantillon total. En revanche, l'impact de l'influence sociale sur l'intention d'un individu d'accepter d'utiliser ces dispositifs n'a pas été prouvé (T-Value = 1,735). Pour les 25-45 ans, les tendances s'inversent. La relation entre les motivations hédonistes et l'intention d'utilisation est la plus forte (T-Value = 2,874). L'impact des autres construits, les risques perçus liés à la collecte de données personnelles en tête (T-Value = 1,483), n'a pas été prouvé.
Parmi les +45 ans, nouveau revirement de situation, l'influence sociale est le construit le plus significatif (T-Value = 3,721). Ils viennent ensuite les attentes en termes de performances (T-Value = 2,433) puis les motivations hédonistes dont l'impact n'est pas prouvé (T-Value = 1,775). Enfin, les risques perçus liés à la collecte de données personnelles sont carrément négligeables (T-Value = 0,010).

Les facteurs qui influencent l'intention d'un individu d'accepter d'utiliser les dispositifs technologiques portable pour la santé divergent donc énormément d'une classe d'âge à l'autre. Les plus jeunes sont extrêmement sensibles aux attentes en termes de performances, les 25-45 ans font attention au plaisir et au confort d'utilisation et, contrairement à ce que la revue de littérature laissait entrevoir, ce ne sont pas les plus jeunes qui sont le plus sensibles à l'influence sociale mais à l'inverse les personnes les plus âgées. Les fabricants des dispositifs technologiques portable pour la santé doivent prendre ces distinctions en compte dans leur stratégie commerciale.

Il est à noter certaines limites à ce travail. La première limite vient de la taille de l'échantillon total. Non seulement la collecte de réponses s'est achevée avant que le modèle puisse se stabiliser, mais en plus, certaines sous-catégories issues de la segmentation par âge n'avaient pas suffisamment de répondants pour que les résultats obtenus soient significatifs. De la même manière, comme il n'existe aucune statistique sur le nombre d'utilisateurs des dispositifs technologiques portable pour santé en France, il est difficile de conclure que les 165 réponses obtenues au questionnaire sont représentatives de la population cible, objet de cette étude. La méthode de collecte des réponses est en partie responsable des disparités en fonction de l'âge des répondants (101 répondants « 18-24 ans », 38 répondants « 25-45 ans » et 26 répondants « +45 ans »). En effet, ce questionnaire a été distribué majoritairement en ligne via les réseaux sociaux et des forums spécialisés ce qui a grandement influencé la moyenne d'âge à la baisse. Les résultats de l'échantillon total sont donc fortement influencés par les résultats de la catégorie « 18-24 ans ». De plus, la segmentation des répondants aurait pu être davantage détaillée en distinguant le cadre d'utilisation des dispositifs technologiques portable pour la santé: une utilisation plutôt « fitness » pour améliorer ses performances sportives ou une utilisation médicale pour surveiller ses informations physiologiques. Il est probable que les facteurs qui influencent l'utilisation de ces dispositifs ne sont pas les mêmes pour ces deux catégories et il aurait été intéressant d'étudier les différences. L'étude réalisée dans ce travail n'a été conduite qu'en France, il serait judicieux d'étendre le périmètre de recherche à d'autres pays où le rapport à la vie privée et les données personnelles n'est pas le même que sur le territoire français. De la même manière, les réponses au questionnaire ont été collectées à un instant T mais l'émergence des objets connectés et des dispositifs technologiques portable pour la santé va probablement faire évoluer les mœurs liées à l'utilisation de ces objets ainsi que les facteurs influençant leur utilisation. Une piste pour améliorer cette étude serait donc d'effectuer une analyse de l'évolution des facteurs influençant l'utilisation de ces dispositifs dans le temps.

Bibliographie

1. Aguirre, E., D. Mahr, K. de Ruyter, M. Wetzels, and D. Grewal. 2015. "Unraveling the personalization paradox: The effect of information collection and trust-building strategies on online advertisement effectiveness." *Journal Of Retailing* 91, no. 1: 34-49.
2. Ashraf, A.R. , N. Thongpapanl, and S. Auh. 2014. "The application of the technology acceptance model under different cultural contexts: The case of online shopping adoption." *Journal Of International Marketing* 22, no. 3: 68-93.

3. Awad, Naveen F. and M. S. Krishnan. 2006. "The Personalization Privacy Paradox: An Empirical Evaluation of Information Transparency and the Willingness to Be Profiled Online for Personalization." *MIS Quarterly*, 2006. 13.

4. Bansal G, Zahedi FM, Gefen D 2010 "The impact of personal dispositions on information sensitivity, privacy concern and trust in disclosing health information online."*Decision Support System* 49:138–150

5. Bansal, Gaurav, Fatemeh Mariam Zahedi, and David Gefen. 2016. "Do context and personality matter? Trust and privacy concerns in disclosing private information online." *Information & Management* 53, 1-21.

6. Belkhamza, Zakariya, and Syed Azizi Wafa. 2009. "The Effect of Perceived Risk on the Intention to Use E-commerce: The Case of Algeria." *Journal Of Internet Banking & Commerce* 14, no. 1: 1-10. *Business Source Complete*

7. Berns G. S., Capra C. M., Moore S., Noussair C. 2010. "Neural mechanisms of the influence of popularity on adolescent ratings of music. " *NeuroImage*, 49, 2687–2696.

8. Brown, Susan A. and Venkatesh, Viswanath. 2005. "A Model of Adoption of Technology in the Household: A Baseline Model Test and Extension Incorporating Household Life Cycle," *MIS Quarterly*, (29: 3)

9. Cecere, Grazia, Fabrice Le Guel, and Nicolas Soulié. 2015. "Perceived Internet privacy concerns on social networks in Europe." *Technological Forecasting & Social Change* 96, 277-287. *ScienceDirect*,

10. Chau, P.Y.K., et al., 2007. "Examining customers' trust in online vendors and their dropout decisions: an empirical study. " *Electronic Commerce Research and Applications*, 6 (2), 171–182.

11. Choi, G., and H. Chung. 2013. "Applying the Technology Acceptance Model to Social Networking Sites (SNS): Impact of Subjective Norm and Social Capital on the Acceptance of SNS." *International Journal Of Human-Computer Interaction* 29, no. 10: 619-628. *Scopus®*

12. Christofides, E., Muise, A., & Desmarais, S. 2012, "Hey Mom, what's on your Facebook? Comparing Facebook disclosure and privacy in adolescents and adults. "*Social Psychological and Personality Science*, 3(1), 48-54.

13. Cialdini RB, Trost MR. 1998. "Social influence: social norms, conformity, and compliance. " In *The Handbook of Social Psychology*, ed. DT Gilbert, ST Fiske, G Lindzey, 2:151–92. Boston: McGraw-Hill. 4th ed

14. Cozby, P.C. 1973. "Self-disclosure: A literature review." *Psychological Bulletin*, Vol 79(2), 73-91.

15. Culnan, M.J., and Bies, R.J. 2003. "Consumer Privacy: Balancing Economic and Justice Considerations." *Journal Of Social Issues* 59, no. 2: 323-342. *Psychology and Behavioral Sciences Collection*

16. DARIES, JON P., JUSTIN REICH, JIM WALDO, ELISE M. YOUNG, JONATHAN WHITTINGHILL, ANDREW DEAN HO, DANIEL THOMAS SEATON, and ISAAC CHUANG. 2014. "Privacy, Anonymity, and Big Data in the Social Sciences." *Communications Of The ACM* 57, no. 9: 56-63. *Business Source Complete*,

17. Davis, F.D. (1986). "A Technology Acceptance Model for Empirically Testing New End-User Information Systems: Theory and Results", doctoral dissertation, MIT Sloan School of Management, Cambridge, MA.

18. Deutsch, M., & Gerard, H. B. 1955. "A study of normative and informational social influences upon individual judgment." *The Journal of Abnormal and Social Psychology*, 51(3), 629-636.

19. Dimitriadis, S. , and N. Kyrezis. 2010. "Linking trust to use intention for technology-enabled bank channels: The role of trusting intentions." *Psychology And Marketing* 27, no. 8: 799-820. *Scopus®*

20. D'Souza, G., and J.E. Phelps. 2009. "The privacy paradox: The case of secondary disclosure." *Review Of Marketing Science* 7, *Scopus®*

21. Duane, A., P. O'Reilly, and P. Andreev. 2012. "Realising M-Payments: Modelling consumers' willingness to M-pay using Smart Phones." *Behaviour And Information Technology, Scopus®*

22. Earp, J. B., & Baumer, D. 2003. "Innovative web use to learn about consumer behavior and online privacy. " *Commun ACM*, 46, 81-83.

23. Henderson, S., & Gilding, M. 2004. "'I've never clicked this much with anyone in my life': Trust and hyperpersonal communication in online friendships. " *New Media and Society*, 6(4), 487–506.

24. Hoffman, D. L., Novak, T. P., & Peralta, M. 1999. "Building consumer trust online. " *Communications of the ACM*, 42(4), 80-85

25. Interactive Advertising Bureau Europe. 2011. "European Self-regulation for Online Behavioural Advertising. Transparency and Control for Consumers."

26. Jørgensen, O., M. Bäckström, and F. Björklund. 2013. "Bidirectional correction in social judgments: How a cue to the risk of bias causes more favorable ratings of some groups but less favorable of others." *Journal Of Social Psychology* 153, no. 2: 131-148.

27. Kesharwani, A., and S.S. Bisht. 2012. "The impact of trust and perceived risk on internet banking adoption in India: An extension of technology acceptance model." *Marketing Intelligence And Planning* 30, no. 4: 303-322. *Scopus®*

28. Kim, S., Lee, K. H., Hwang, H., Yoo, S., (2016). Analysis of the factors influencing professionals' adoption of mobile electronic medical record (EMR) using the unified theory of acceptance and use of technology (UTAUT) in a tertiary hospital, BMC Medical Informatics and Decision Making, 16 :12.

29. Kim, K.J., and D.-H. Shin. 2015. "An acceptance model for smart watches: Implications for the adoption of future wearable technology." *Internet Research* 25, no. 4: 527-541. *Scopus®*

30. Knoll, L.J. , S.-J. Blakemore, L. Magis-Weinberg, and M. Speekenbrink. 2015. "Social Influence on Risk Perception During Adolescence." *Psychological Science* 26, no. 5: 583-592.

31. Lee, J., Rho, M. J., (2013). Perception of influencing factors on acceptance of mobile health monitoring service: a comparison between users and non-users, Health Informatics Research, September 2013, 19(3), pp. 167-176.

32. Lee, D.-J. , J.-H. Ahn, and Y. Bang. 2011. "Managing consumer privacy concerns in personalization: A strategic analysis of privacy protection." *MIS Quarterly: Management Information Systems* 35, no. 2: 423-444. *Scopus®*

33. Lee, M.-C. 2009. "Factors influencing the adoption of internet banking: An integration of TAM and TPB with perceived risk and perceived benefit. " *Electronic Commerce Research and Applications* ,8(3), 130–141

34. Li, H., Gupta, A., Zhang, J. and Sarathy, R. 2014, "Examining the decision to use standalone personal health record systems as a trust-enabled fair social contract", *Decision Support Systems*, Vol. 57, pp. 376-386.

35. Liao, C., C.-C. Liu, and K. Chen. 2011. "Examining the impact of privacy, trust and risk perceptions beyond monetary transactions: An integrated model." *Electronic Commerce Research And Applications* 10, no. 6: 702-715. *Scopus®*

36. Mallat, N. 2007. "Exploring consumer adoption of mobile payments-A qualitative study. " *The Journal of Strategic Information Systems*, 16(4), 413-432

37. Meadow, Charles T., Bert R. Boyce, and Donald H. Kraft. 2000."*Text information retrieval systems"*

38. Milne, G. R., & Boza, M.-E. 1999. "Trust and concern in consumers' perceptions of marketing infor-mation management practices. " *Journal of Interactive Marketing*, 13(1), 5-24.

39. Milne, George R., Bahl, Shalini, Rohm, Andrew. 2008 "Toward a Framework for Assessing Covert Marketing Practices." *Journal of Public Policy & Marketing*, Vol. 27, No. 1, pp. 57-62.

40. Miltgen, Caroline Lancelot, and H. Jeff Smith. 2015. "Exploring information privacy regulation, risks, trust, and behavior." *Information & Management* 52, 741-759. *ScienceDirect.*

41. Niculescu-Dincă, V. 2010. "Integritate prin design – despre tehnologie și etică". *dosar Dilema Veche*, anul VII, nr. 331, 17-23 iunie 2010, p. VII.

42. NORBERG, PATRICIA A., DANIEL R. HORNE, and DAVID A. HORNE. 2007. "The Privacy Paradox: Personal Information Disclosure Intentions versus Behaviors." *The Journal of Consumer Affairs*, 2007. 100. *JSTOR Journals*

43. Or, C. K., L., Karsh, B.-T., Severtson, D. J., and al., (2011). Factors affecting home care patients' acceptance of a web-based interactive self-management technology, Journal of the American Medical Informatics Association, 18, pp.51-59.

44. Pavlou, Paul A. 2003. "Consumer Acceptance of Electronic Commerce: Integrating Trust and Risk with the Technology Acceptance Model." *International Journal Of Electronic Commerce* 7, no. 3: 101-134. *Business Source Complete*

45. Pavlou, Paul A.; Liang, Huigang; and Xue, Yajiong. 2007. "Understanding and Mitigating Uncertainty in Online Exchange Relationships: A Principal-Agent Perspective," *MIS Quarterly*, (31: 1).

46. Phelps, Joseph, Glen Nowak, and Elizabeth Ferrell. 2000. "Privacy Concerns and Consumer Willingness to Provide Personal Information." *Journal of Public Policy & Marketing*, 2000. 27. *JSTOR Journals*

47. Popescul, Daniela, and Georgescu Mircea. 2013. "Internet of things-some ethical issues." *USV Annals Of Economics & Public Administration* 13, no. 2: 208-214. *Business Source Complete*,

48. Qin, Li, Yongbeom Kim, Jeffrey Hsu, and Xin Tan. 2011. "The Effects of Social Influence on User Acceptance of Online Social Networks." *International Journal Of Human-Computer Interaction* 27, no. 9: 885-899. *Psychology and Behavioral Sciences Collection.*

49. Reid, Michael, and Yair Levy. 2008. "Integrating Trust and Computer Self-Efficacy with TAM: An Empirical Assessment of Customers' Acceptance of Banking Information Systems (BIS) in Jamaica." *Journal Of Internet Banking & Commerce* 13, no. 3: 1-18. *Business Source Complete.*
50. Rifon, N. J., LaRose, R., & Choi, S. M. (2005). "Your privacy is sealed: Effects of web privacy seals on trust and personal disclosures. " *Journal of Consumer Affairs*, 39(2), 339-362.
51. Roca, J.C., Garcia, J.J., and de la Vega, J.J., 2008. "The importance of perceived trust, security and privacy in online trading systems. " *Information Management & Computer Security*, 17 (2), 96–113.
52. Rousseau, D. M., Sitkin, S. B., Burt, R. S., and Camerer, C. 1998. "Not so different after all: A cross-discipline view of trust. " *Academy of Management Review*, 23, 393– 404.
53. Schoenbachler, D. D. and Gordon, G. L. 2002, "Multi-channel shopping: Understanding what drives channel choice." *Journal of Consumer Marketing*, Vol. 19 No. 1, pp.42-53.
54. Sharma, S., & Crossler, R. E. 2014. "Disclosing too much? Situational factors affecting information disclosure in social commerce environment." *Electronic Commerce Research and Applications*, 13(5), 305–319.
55. Sipior, J.C., B.T. Ward, and L. Volonino. 2014. "Privacy Concerns Associated with Smartphone Use." *Journal Of Internet Commerce* 13, 177-193. *Scopus®.*
56. Sundar, S.S., and Marathe S.S. 2010. "Personalization versus Customization: The Importance of Agency, Privacy, and Power Usage." *Human Communication Research* 36, 298-322.
57. Susanto, T.D. and Goodwin, R.. 2010."Factors Influencing Citizen Adoption of SMS-Based eGovernment Services." *International journal of E-government*
58. Sutanto, J. , E. Palme, C.-H. Tan, and C.W. Phang. 2013. "Addressing the personalization-privacy paradox: An empirical assessment from a field experiment on smartphone users." *MIS Quarterly: Management Information Systems* 37, no. 4: 1141-1164. *Scopus®.*
59. TAYLOR R.S.. 1986. "*Value-added process in information systems"*. Norwood, NJ, Ablex
60. Tucker, C.E. 2012. "The economics of advertising and privacy." *International Journal Of Industrial Organization* 30, no. 3: 326-329.
61. Tun-Min (Catherine) Jai. 2010. "The Impact of Unsolicited Behavioral Tracking Practices on Consumers' Shopping Evaluations and Attitudes toward Trusted Online Retailers". *Oregon State University libraries.*
62. Van de Pas, J., & Van Bussel, G. 2015. "'Privacy Lost - and Found?' The information value chain as a model to meet citizens' concerns". *Electronic Journal Of Information Systems Evaluation*, 18(2), 185-195.
63. Vanneste, D., Vermeulen, B., Declercq, A., (2013). Healthcare professionals' acceptance of BeIRAI, a web-based system enabling person-centred recording and data sharing across care settings with inteRAI instruments: a UTAUT analysis, BMC Medical Informatics and Decisions Making, 13.
64. Veeder, Stacy B. 2006 "Confidentiality expectations and willingness to disclose personal information to a health-care provider". *The School of Information Studies: Dissertations.* Paper 51

65. Vegheş C, Orzan M, Acatrinei C, and Dai D. 2012. "Attitudes of the consumers regarding theirs personal data: what has changed under the recent years?". *Annals Of The University Of Oradea, Economic Science Series* 21, no. 1: 1228-1234. *Business Source Complete*.
66. Venkatesh, Viswanath, James Y. L. Thong, and Xin Xu. 2012. "Consumer acceptance and use of information technology: Extending the Unified Theory of Acceptance and Use of Technology." *MIS Quarterly* 36, no. 1: 157-178. *Business Source Complete*
67. Venkatesh, V., Bala, H. (2008). Technology Acceptance Model 3 and a Research Agenda on Interventions. Decision Sciences, 39 : 273–315. Doi : 10.1111/j.1540-5915.2008. 00192.
68. Venkatesh, V., Davis, F. D. (2000). A Theoretical Extension of the Technology Acceptance Model: Four Longitudinal Field Studies. Management Science, 46(2), 186-204.
69. Venkatesh, Viswanath, James Y. L. Thong, and Xu Xin. 2016. "Unified Theory of Acceptance and Use of Technology: A Synthesis and the Road Ahead." *Journal Of The Association For Information Systems* 17, no. 5: 328-376. *Business Source Complete.*
70. Venkatesh, Viswanath, Michael G. Morris, Gordon B. Davis and Fred D. Davis. 2003. "User Acceptance of Information Technology: Toward a Unified View". *MIS Quarterly* Vol. 27, No. 3: 425-478.
71. Wang, Y. D. & Emurian, H. H. 2005. "An overview of online trust: Concepts, elements, and implications. " *Computers in Human Behavior*, 21(1), 105-125
72. Wei, J. 2014, "How wearables intersect with the cloud and the internet of things", IEEE *Consumer Electronics Magazine*, Vol. 3 No. 3, pp. 53-56.
73. White, T.B. 2004. "Consumer disclosure and disclosure avoidance ; A motivational Framework." *Journal of Consumer Psychology 14*(1-2), 41-52
74. Youn, Seounmi, and Kimberly Hall. 2008. "Gender and Online Privacy among Teens: Risk Perception, Privacy Concerns, and Protection Behaviors." *Cyberpsychology & Behavior* 11, no. 6: 763-765. *Psychology and Behavioral Sciences Collection*
75. Zaki J., Schirmer J., Mitchell J. P. 2011. "Social influence modulates the neural computation of value. " *Psychological Science*, 22, 894–900.
76. Zhu, D.-S., Y.-C. Hsu, and T.C.-T. Lin. 2012. "Using the technology acceptance model to evaluate user attitude and intention of use for online games." *Total Quality Management And Business Excellence* 23, no. 7-8: 965-980. *Scopus®*

Perceived Privacy Risk (PPR) adapté de Liao et al. (2011) et Li et al. (2014)

N°	Item	Question
1	PPR1	Il y a trop d'incertitudes liées à la divulgation de mes données personnelles de santé aux fournisseurs de wearables santé
2	PPR2	Mes données personnelles de santé pourraient être détournées ou utilisées de façon inappropriée
3	PPR3	Mes données personnelles de santé pourraient être mises à disposition d'autrui sans que j'en sois informé(e)

Trust (TR) adapté de Duane et al. (2012):

N°	Item	Question
4	TR1	Je pense que les fournisseurs de wearables santé agissent de façon éthique lorsqu'ils collectent, stockent, traitent et gèrent mes données personnelles de santé
5	TR2	Je pense que les fournisseurs de wearables santé agissent de façon honnête avec les clients
6	TR3	Je pense que les fournisseurs de wearables santé mettent en place des mesures de sécurité adaptées pour protéger mes données personnelles

Performance Expectancy (PE) adapté de Venkatesh et al. (2012)

N°	Item	Question
7	PE1	Je trouve que les wearables santé sont utiles dans ma vie quotidienne
8	PE2	Utiliser des wearables santé m'aide à accomplir mes objectifs plus rapidement
9	PE3	Utiliser des wearables santé améliore la qualité de mon suivi santé quotidien

Hedonic Motivation (HM) adapté de Venkatesh et al. (2012)

N°	Item	Question
10	HM1	Utiliser des wearables santé est amusant
11	HM2	Utiliser des wearables santé est plaisant
12	HM3	Utiliser des wearables santé est divertissant

Social Influence (SI) adapté de Venkatesh et al. (2012)

N°	Item	Question
13	SI1	Les personnes importantes pour moi pensent que je devrais utiliser des wearables santé
14	SI2	Les personnes qui influencent ma façon d'agir pensent que je devrais utiliser des wearables santé
15	SI3	Les personnes dont l'opinion est importante pour moi pensent que je devrais utiliser des wearables santé

Behavioral Intention (BI) adapté de Venkatesh et al. (2012)

N°	Item	Question
16	BI1	J'ai l'intention d'utiliser des wearables santé dans le futur
17	BI2	Je vais essayer d'utiliser des wearables santé au quotidien
18	BI3	Je prévois d'augmenter mon utilisation de wearables santé dans le futur

Use Behavior (UB) adapté de Venkatesh et al. (2012)

N°	Item	Question
19	UB	Sélectionnez la fréquence à laquelle vous utilisez un wearable santé

Les réponses possibles étaient présentées sous la forme d'une échelle de Likert à 7 points allant de « 1-Pas du tout d'accord » à « 7-Tout à fait d'accord ».

Pour la question U, l'échelle de Likert à 7 points prenait les valeurs allant de « 1-Jamais » à « 7-Tout le temps ».

A la fin du questionnaire venaient les questions signalétiques (âge, sexe) qui nous ont permis de confirmer ou non les hypothèses 6a et 6b. L'âge était à exprimer comme une variable numérique discrète afin de pouvoir par la suite faire des classes d'âges homogènes. Le genre était à sélectionner entre les valeurs « Homme » ou « Femme ».

SHERPAM

jetsan2017 - - Mercredi 31 mai 2017 - 15:38/15:40 (02min)

Sensors for Health Recording and Physical Activity Monitoring

- LTSI - INSERM 1090
- CASA - IRISA UMR 6074
- M2S - CACHAN UR2
- LAUREPS - CRPCC, EA 1285
- CIC 1414

OBJECTIVES

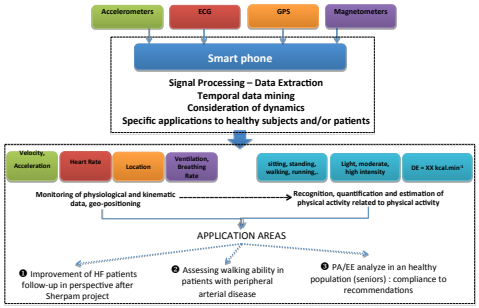
Conceive, implement, and **validate** experimentally devices allowing biophysical data of mobile subjects to be gathered and exploited in a continuous flow.

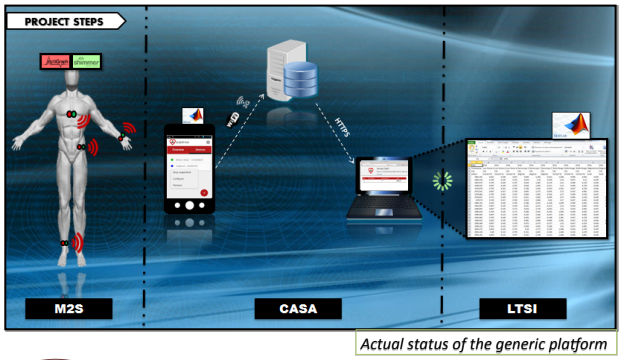
Focused application domains:

- Heart failure patient's monitoring (HF).
- Outdoor assessment of functional limitations and community-based walking programs for rehabilitation in patients with peripheral artery disease.
- Physical activity recognition and energy expenditure estimation,

GENERAL ARCHITECTURE OF THE PROJECT

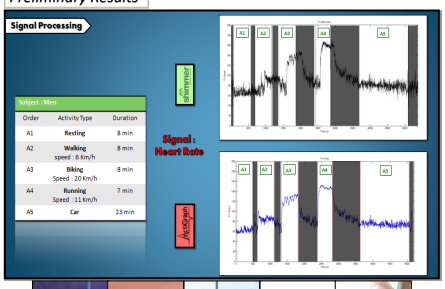
Global design of the study

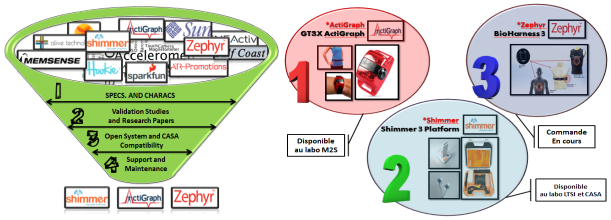




Actual status of the generic platform

Preliminary Results



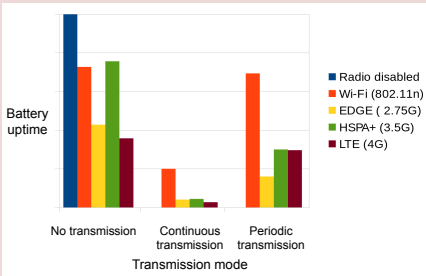


Sherpam project design with respect to human factors

MAIN RESULTS

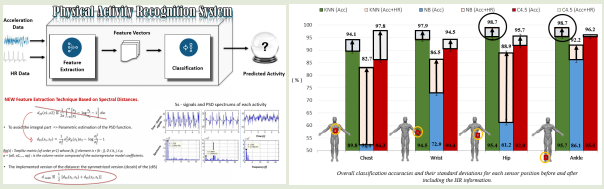
IRISA-CASA

1) An open platform dedicated to mobile monitoring built around four criteria :
   - Versatility : to accommodate to a large variety of off-the-shelf sensors
   - Extensibility : to add new sensors and embedded processing easily
   - Confidentiality : to ensure the privacy and the non-disclosure of the data
   - Dependability : to work everywhere by limiting the energy consumption (EC) and by provding a resilience to network disruption
1) A plugin approach for both sensors and embedded algorithms to personalize the platform for each patient and his/her condition
2) Evaluation of EC of various transmission technologies



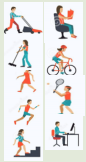
LTSI/M2S

1) Develop signal processing tools to :
Recognize and classify five ambulatory and sedentary activities (cycling, walking, running, sitting, car-riding) using heart rate and acceleration data fusion.

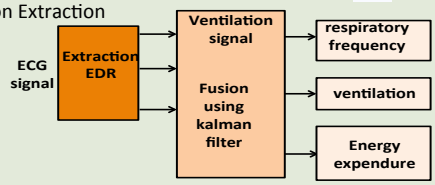


2) Develop a new experimental protocol for daily-life activities recognition and energy expenditure estimation:

Experimental Phase 1
⇒ Develop mathematical models for activity recognition and energy expenditure estimation
Experimental Phase 2
⇒ Test the strength of developed models in Phase 1 on the basis of semi-standardized activities.
⇒ Ameliorate the recognition models if necessary.
Experimental Phase 3
⇒ Test the strength of developed models in Phase 1 and ameliorated in phase 2 on daily-life activities situation.

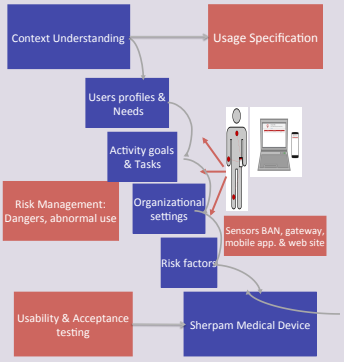


3) ECG-Ventilation Extraction



LAUREPS-CIC-IT

1) Context of Sherpam use understanding
2) User's profiles and requirements
3) Authentication of primary functions and risks of sensors/gateway/mobile app. /web site use
4) Review wearable sensor acceptance and usability



Publications

Biomedical Signal Processing and Control (Journal, 2016) - Mobihealth'16 - 6th EAI International Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare (November 2016) - Healthcom'16 - 18th International Conference on e-Health Networking, Applications and Services (September 2016) - *ECSS'16 Conference - Advances in Biomedical Engineering (ICABME'15) International Conference and then published in IEEE Conference proceedings.*

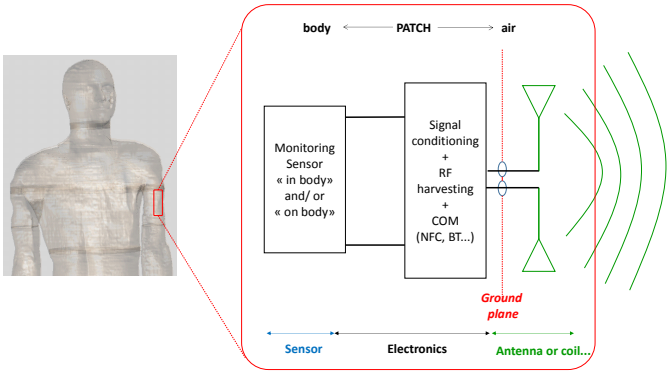
sciencesconf.org:jetsan2017:144917

RF link for Implanted Medical Devices (IMDs) and Sub-GHz Inductive Power Transmission

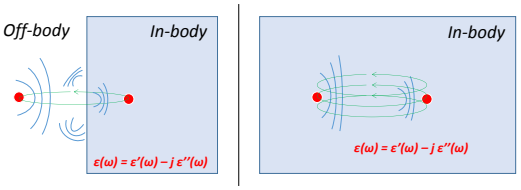
jetsan2017 - Mercredi 31 mai 2017 - 15:40/15:42 (02min)

A. Diet[1], S. Koulouridis[1,2], Y. Le Bihan[1], Q.-T. Luu[1], O. Meyer[1], L. Pichon[1], M. Blancheri-Astier[1]

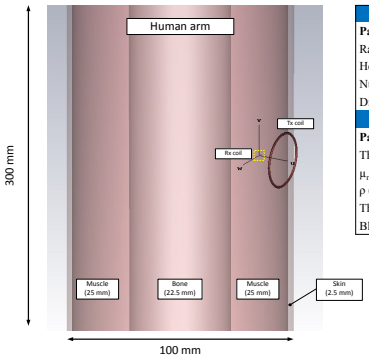
[1]GeePs | Group of electrical engineering - Paris, UMR CNRS 8507, CentraleSupélec, Univ. Paris-Sud, Université Paris-Saclay, Sorbonne Universités, UPMC Univ Paris 06, 3 & 11 rue Joliot-Curie, Plateau de Moulon 91192 Gif-sur-Yvette CEDEX, France
[2]School of Electrical and Computer Engineering, University of Patras, Patras, Greece.
antoine.diet@geeps.centralesupelec.fr, koulouridis@g.upatras.gr



FROM CONTEXT TO EM MODELLING



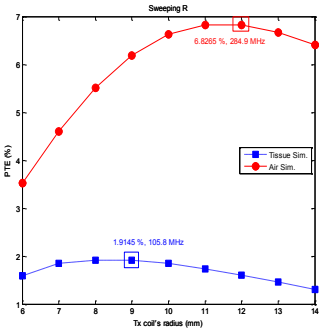
- IMDs ➔ high impact of the body on EM fields (modelling needed with ε' and ε'') + radiating and non-radiating modes
- Design of helical RX coils ➔ impacted by the body, lowering performances (need a figure of merit, see PTE)

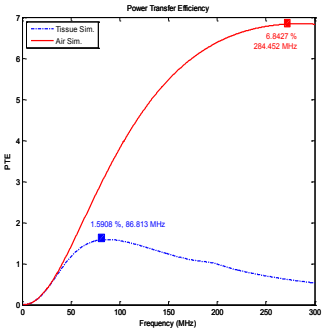


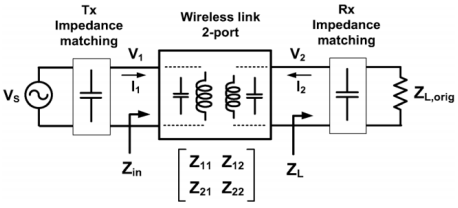
Configuration of the Tx and Rx coil		
Parameter	Tx coil	Rx coil
Radius	12 mm	0.5 mm
Height	1 mm	1 mm
Number of turns	1	7
Distance between two coils	12 mm	

Configuration of the tissue model			
Parameter	Skin	Muscle	Bone
Thickness (mm)	2.5	25	22.5
μ_r	1	1	1
ρ (kg/m³)	1100	1041	1850
Therm. Cond. (W/K/m)	0.293	0.53	0.41
Blood flow (W/K/m³)	9100	2700	3400

Using only two coils, Implanted depth: 10 mm







Equivalent circuit using Z-matrix as the wireless link between Tx and Rx coil
[D. Ahn et al., Optimal Design of Wireless Power Transmission Links for Millimeter-Sized Biomedical Implants, IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst., pp. 1–13, 2014.]

Power Transfer Efficiency (PTE)

$$PTE \approx \frac{|Z_{21}|^2}{|\mathrm{Im}(Z_{11})\mathrm{Im}(Z_{22})|}\frac{|\mathrm{Im}(Z_{11})|}{R_{11}}\frac{|\mathrm{Im}(Z_{22})|}{(R_{22}+R_L)}\frac{R_L}{(R_{22}+R_L)}$$

$$= \kappa^2 Q_{TX} Q_L \eta_{Rx} \ ,$$

Coupling link

$$\kappa = \frac{|Z_{11}|}{|\mathrm{Im}(Z_{11})\mathrm{Im}(Z_{22})|}$$

Coupling coefficient

Tx Part

$$Q_{TX} = \frac{|\mathrm{Im}(Z_{11})|}{R_{11}}$$

Q-factor of Tx coil

Rx Part

$$Q_L = \frac{|\mathrm{Im}(Z_{22})|}{(R_{22}+R_L)} \qquad \eta_{Rx} = \frac{R_L}{(R_{22}+R_L)}$$

Rx internal efficiency

Loaded Q-factor of Rx coil

$$\text{Tx-FoM} = \kappa^2 Q_{Tx}$$

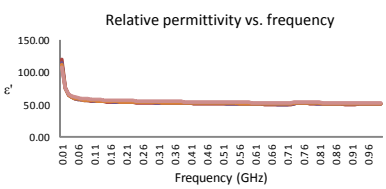
Transmitter figure-of-merit
How strongly the transmitter coupled with the receiver

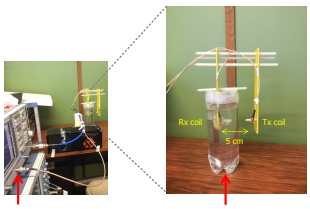
$$\text{Rx-PRS} = Q_L \eta_{Rx}$$

Receiver power reception susceptibility:
How strongly the implant can receive power under a given magnetic filed exposure

PTE

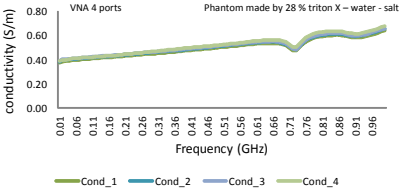
- OPTIMAL frequency, mainly due to body losses and dispersion effects
- OPTIMAL size and orientation, due to the distribution of H and E

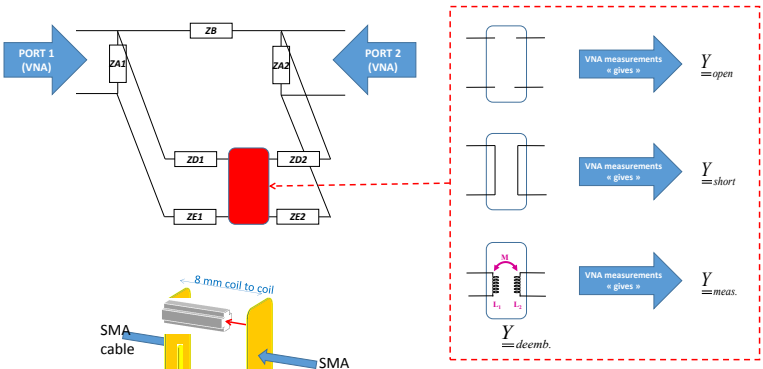




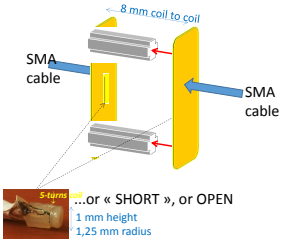
VNA 4 ports

Phantom made by 28 % triton X – water - salt

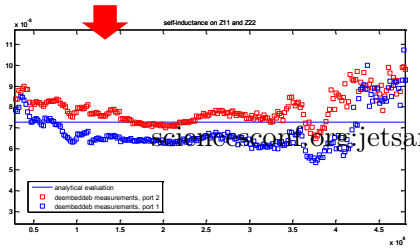




$$Y^{-1}_{deemb.} = \left(Y_{meas.} - Y_{open}\right)^{-1} - \left(Y_{short} - Y_{open}\right)^{-1}$$

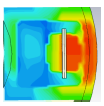


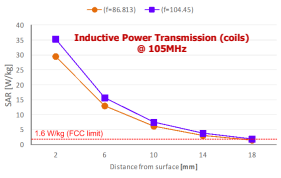
...or « SHORT », or OPEN
1 mm height
1,25 mm radius



SAR evaluation...

$$SAR = \frac{\sigma|E|^2}{\rho}[W/kg]$$





TEST FIXTURE NEEDED:

- ...for deembedding connector effects (size and frequency)
- ...for deembedded measurements in presence of the phantom (in progress)
- ...for an accurate control of the position

CURRENT WORK AND CONCLUSION

The measurements show an interesting agreement for self-inductance evaluation under 300 MHz with a simple calibration test fixture. Some parasitic elements are still present after deembedding and we need to improve the design of the test fixture to be able to evaluate the whole impedance matrix of the 2 coils system.

The design of the coils in the presence of a biological tissue can be fruitfully helped with measurements of the coil inside a phantom made with Triton X, water and salt.

This phantom relative permittivity and conductivity are also given in function of the frequency. Next step of the design process is to accurately deembed and re-simulate to match the characteristics of the medium for optimization of the small coils.

sciencesconf.org:jetsan2017:145385

Projet First HE: TRACKTMS

Développement d'un environnement non-intrusif de mesures ergonomiques visant à la prévention de l'apparition de troubles musculo-squelettiques.

Oussama Hamzaoui , Laurent Jojczyk, Fabien Buisseret, Philippe Brux

1) Contexte

Le contexte de la recherche est le développement d'un environnement d'analyse quantitative de postes de travail dans un but de prévention d'apparition de troubles musculo-squelettiques (TMS), du membre supérieur principalement.

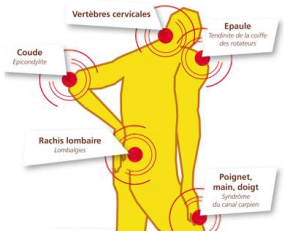


Fig.1 – Exemples de TMS

2) Objectifs

L'objectif est le développement d'un **environnement non-intrusif** de **mesures ergonomiques** visant à la **prévention** de l'apparition de **troubles musculo-squelettiques**. Cet environnement servira de guide au diagnostic des ergonomes ou conseillers en prévention actifs dans le milieu professionnel. Il devra être suffisamment **flexible** pour pouvoir s'adapter à tous les postes de travail, principalement ceux comportement des actions répétées, qui sont à la source de l'apparition des TMS (caisses de grandes surfaces, tri postal, secrétariat, …).

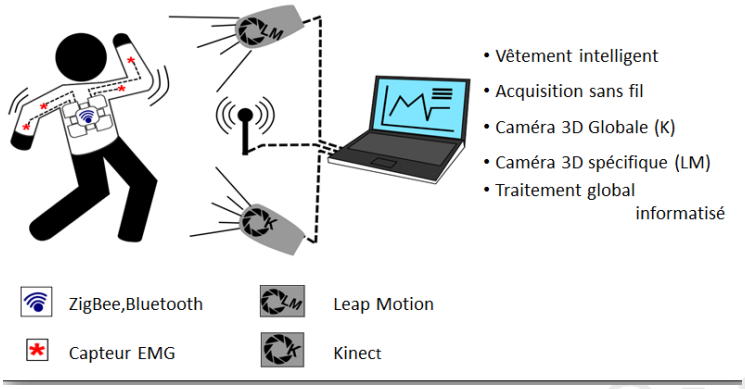


Fig.2 – Visualisation schématique du délivrable du projet TRACK TMS

3) Cinématique et activité musculaire

Grâce à la Kinect et la Leap Motion, qui sont des caméras 3D actives, qui comprennent une source de lumière infrarouge, une caméra infrarouge pour capter la profondeur et une caméra RGB, nous pouvons reconstruire une cinématique globale du corps du travailleur ainsi qu'une vision détaillée des mains. Nous utilisons aussi un capteur électrique musculaire, pour mesurer l'activation des muscles par l'intermédiaire d'un potentiel électrique, connu sous le nom de d'électromyographie (EMG).

Grâce à de critères biomécaniques prédéfinis par la check-list OCRA. Nous analysons les signaux provenant des caméras et des capteurs musculaires, pour en calculer des indicateurs sur le niveau de dangerosité des mouvements et des postures.

Fig.3 Microsoft Kinect 2

Fig.4 Leap Motion

Fig.5 Myoware Muscle Sensor

Le matériel que nous utilisons présente des coûts très avantageux, par rapport au matériel professionnel classique.

4) Résultats

Exemple d'analyse d'un mouvement de flexion/extension du coude :

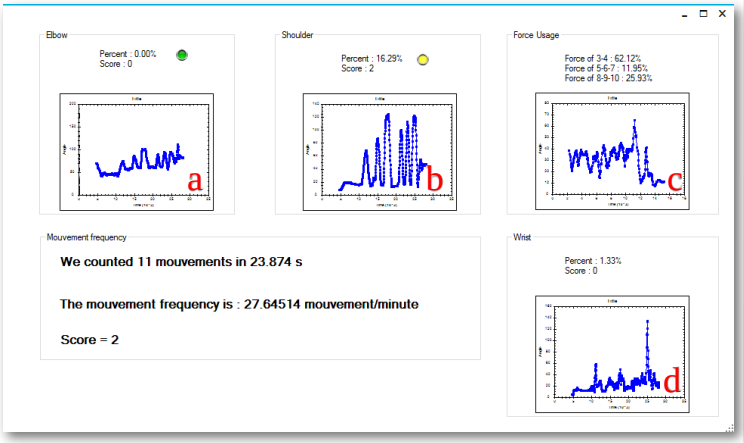


Fig.6 – Interface d'affichage des résultats de l'analyse cinématique et musculaire

a. Hauteur du coude en fonction du temps
b. Hauteur du l'épaule en fonction du temps
c. Force musculaire en fonction du temps
d. Hauteur du poignet en fonction du temps

Références :
[1] MOBILISER LE CHSCT POUR PRÉVENIR LES TMS . Disponible ici : http://www.secafi.com/fr/actualites/prevention-tms.html [06 Mars 2016]
[2] Kinect . Disponible ici https://et.wikipedia.org/wiki/Kinect_for_Xbox_One [06 Mars 2016]

Contact mail: oussama.hamzaoui@cerisic.be / jojczykl@helha.be / buisseretf@helha.be

Promoteur

CERISIC asbl,
Chaussée de Binche, 159
B 7000 Mons

Partenaire industriel

Partenaire scientifique

Swallowing Sound Recognition at Home Using GMM

Hajer Khlaifi*†, Dan Istrate†, Jacques Demongeot‡, Jérôme Boudy§, Dhafer Malouche*
†Sorbonne University, University of Technology of Compiegne, CNRS,
UMR 7338 Biomechanics and Bioengineering,60200 Compiegne, France
‡Université Grenoble Alpes (UGA), AGEIS, Faculté de Médecine, 38700 La Tronche
§Télécom SudParis, 9, Rue Charles Fourier, Evry, France
*National School of Engineers of Tunis, Signals and Systems Research Unit,
University of Tunis El Manar, Tunisia,
hajer.khlaifi@utc.fr

Abstract

Aiming for autonomous living for the people after a stroke is the challenge these days especially for swallowing disorders or dysphagia. It is in this context that the e-swallhome project proposes to develop tools, from hospital care until the patient returns home, which are able to monitor in real time the process of swallowing. This paper proposes a non-invasive acoustic based method to differentiate between swallowing sounds and other sounds in normal ambient environment during food intake. Gaussian Mixture Models (GMM) adapted through the Expectation Maximization (EM) algorithm was employed for classification and test combination using the leave-one-out approach according to the small amount of data in our database. Results provide a good recognition rate of 100 %.

Keywords: *Sound recognition, GMM, acoustical features*

I. Introduction

Increased life expectancy increases the risk of stroke. Its incidence in the elderly is important ; about 130 000 French people are affected each year by a stroke. In France, according to the French National Authority for Health (HAS) [4], stroke is the leading cause of acquired disability in adults, the second cause of dementia and the third cause of death. The increase in survival (e.g., 79.3 years for French men and 85.5 for French women in 2014) leads to an increase in care needs and social charges [7] because of the high frequency of medical complications estimated between 40% and 96% [16]. Among them, swallowing disorders or dysphagia are frequent, 42 to 76% of patients have these problems after acute stroke [30]. Its prevalence increases with age, from 9% for subjects aged 65-74 living at home to 28% after 85 years [23]. Numerous studies have attempted to establish the incidence of dysphagia after a stroke with figures ranging from 23% to 50% [26]. In institutions, it reaches 30 to 60% [3]. As for patients living at home, a study by questionnaire found that 10 to 16% of them had symptoms of dysphagia [23]. These disorders are responsible for severe complications such as aspiration, pneumonia and undernutrition. They are responsible for about 4000 deaths per year in France [23]. The incidence of pneumonia is estimated to be around one third of patients [10]. Pneumonia is associated with a quarter of deaths in the first month after stroke [30]. Some studies show that approximately 4% of elderly people living at home are malnourished [3]. They are also responsible for the degradation of the patient's quality of life by causing them anxiety associated with meals, loss of eating pleasure and then depression and social isolation.

These disorders require multidisciplinary care, requiring a good organization and articulation of the health and social system. In this order, the e-swallhome project participates in the home monitoring of the swallowing process by proposing automatic methods for monitoring and evaluating functional rehabilitation. The aim of our work is to start with different signals and ambulatory way to automatically detect swallow event firstly and in a second time identifying swallow event with and without disorders. In order to recognize swallow event, the aim of this paper is to differentiate between swallow event sound and other event sound which can be present during food intake using GMM model.

II. State of the art

Swallowing disorders are frequent after the onset of neurological disorders such as stroke, which causes lesions in certain parts of the brain that may be the cause of this dys-

phagia and may thus have disrupted the mechanisms involved in the function of swallowing. The clinical evaluation of swallowing disorders includes a number of tools. The Videofluoroscopic Swallowing Study (VFSS) is considered as the preferred instrument by most practicing swallowing clinicians thanks to its ability to allow to visualize bolus flow versus structural motion in the upper aerodigestive tract in real time. The VFSS helps to identify the physiologic causes of the aspiration and clearly identify the symptoms of the patients swallowing disorder [5] [19] and estimate the degree of swallowing impairment allowing clinicians to make an accurate judgment about the sensory or motor impairment [20]. Also, ultrasound imaging is an excellent non invasive opportunity to study the dynamics of the oropharyngeal system and the muscles and other soft tissues of the oropharynx during swallowing [15]. It was used to examine movements of the lateral pharyngeal wall [21], to visualize and examine tongue movement during swallowing [25] [28]. It was also used to evaluate normal and abnormal swallowing by tracking the motion of the hyoid bone [27]. Ultrasound imaging was also used to assess laryngeal phonation function by identifying the morphology of vocal folds and quantifying the tissue horizontal displacement velocity in the vibrating portion of vocal folds [11]. Position of the head during the meal is advised to be leaned forward. Considering this assumption, U. Imtiaz et al. [14] presented a system comprised of an Inertial Measurement Unit (IMU) and an Electromyographie sensor (EMG), able to mesure the head-neck posture and submental muscle activity during swallowing. An other study [12] was established to evaluate the influence of two swallowing maneuvers (effortful swallow) on anterior suprahyoid surface through electromyographic measurement and pharyngeal manometric pressure. They found that significant change in both suprahyoid surface electromyographic and pharyngeal pressures during effortful swallow compared with normal swallow. Same researchers [13] have proved that Tongue-to-palate emphasis during execution of effortful swallowing increases amplitudes of submental surface electromyography, orolingual pressure, and upper pharyngeal pressure to a greater degree than a strategy of inhibiting tongue-to-palate emphasis. Swallowing assessment is also supported by acoustic point of view. In 1990, Vice et al. [29] described the detailed pattern of cervical sounds in newborn infants during suckle feeding. As normal swallowing process can be divided into three stages (oral, pharyngeal and esophageal phases), swallowing sound can be divided into three different segments [29] : Initial Discrete Sound (IDS), Bolus Transit Sound (BTS) and Final Discrete Sound (FDS). The opening of the cricoipharynx in pharyngeal phase contributes to the IDS and bolus transition into the esophagus in pharyngeal phase contributes to BTS. Esophageal phase contributes to the FDS. Zahra Moussavi [22] proved that the swallowing sounds have three stages by applying a Hidden Markov Model (HMM). An Automated method [1] has been set up to separate swallowing sounds from breathing sounds using multilayer feedforward neural networks. The algorithm was able to detect 91.7% of swallows correctly. Lazareck et al. [18] [17] proposed a non-invasive, acoustic-based method to differentiate between individuals with and without dysphagia. Wearable monitoring swallow system was developed [6] in order to assess an overall food and drink intake habits as well as other swallow related disorders. For example, piezo-respiratory belt able to be used for identifying non-intake swallows, solid intake swallows, and drinking swallows is in development.

II.1. Swallowing phases

Swallowing transports food from the mouth to the stomach while protecting the airways. Classically, it is described in three phases: oral, pharyngeal and esophageal. Swallowing is initiated by the introduction of the food into the oral cavity and its preparation by the process of mastication and insalivation. Once the bolus is formed and is ready to be expelled to the pharynx, the tip of the tongue is raised up and applied against the alveolar ridge of the upper incisors and the tongue takes the form of a spoon where the bolus slips and forms a single mass. The latter moves backwards by the moving tongue which gradually applies to the palate from front to back. At this moment, the soft palate realizes the closure of the oropharynx and prevents the penetration of the bolus into the pharynx, however, the larynx is still open. By the time the bolus penetrates the throat isthmus, the oral time (voluntary time) is over. The back of the tongue moves forward and forms an inclination allowing the bolus to move towards the oro-pharyngeal cavity. Thus, the pharyngeal phase is triggered by the contact of the bolus with the sensory receptors of the throat isthmus and of the oro-pharynx.

The pharyngeal process is a continuous phenomenon in time, considered as a reflex accompanied simultaneously by the velo-pharyngeal closure by the velum, by the laryngeal occlusion assured by the elevation of the larynx, and by the retreat of the tongue's base, the movement at the bottom of the epiglottis, the pharyngeal peristalsis and finally the opening of the upper sphincter of the esophagus allow the passage of the food bolus into the esophagus. This phase lasts less than one second. The opening of the upper sphincter of the esophagus is initiated by the arrival of the pharyngeal peristalsis and passage through the esophagus is ensured by the continuity between the pharyngeal and the esophageal peristalsis.

The pharyngeal stage triggered by the end of the oral stage becomes involuntary and is called the swallowing reflex. Velum is raised to close the nasal cavities and avoids any passage of food into the nose and facilitates the passage

of the bolus downwards towards the esophagus through the pharynx. Precisely at this moment passage of food into the trachea is avoided. The larynx open during chewing, to allow breathing, is closed as soon as the bolus arrives on the base of the tongue. At the same time, the vocal cords are embracing ensuring airway closure, the moving cartilages of the larynx (arytenoids) swing forward in the laryngeal vestibule, covered by the rocking of the epiglottis. The larynx is pulled up and down by the hyoid muscles, which places it under the protection of the base of the tongue.

As a result, breathing is interrupted and at the same time the last stage of swallowing begins with the introduction of the bolus into the esophagus and progresses through the esophageal peristaltic waves (muscle contractions) to the stomach. The esophagus is indeed a muscular tube, the two extremities of which are sphincteric zones: the upper esophageal sphincter and the lower esophageal sphincter acting as a valve preventing reflux of food or acidity from the stomach.

The pharyngeal and esophageal phases constituting the reflex of swallowing, without voluntary control [8] [9] [15]. The swallowing reflex is the result of the laryngo-pharyngeal activity, which is triggered by intrapharyngeal and sometimes laryngeal stimuli and is introduced in humans during the fourth month of intrauterine life and observed by ultrasound from the 6th month [9] in order to protect airways from any passage of food.

Given the large number of dysphagic patients in the stroke population of up to 76% [30], this thesis topic from the e-sWallhome project (ANR project) participates in the monitoring of patients who have suffered a stroke proposing automatic methods of monitoring and evaluation of the functional rehabilitation of swallowing disorders. Using different sensors which are detailed below in section III, we must be able to both detect in real time swallowing events and cases of distress of the person during food intake such as aspiration, asphyxiation accompanied or not with falls. In this paper, we propose a GMM model adapted through EM algorithm for classification of sound events that may be present during food intake.

III. Materials

In this project, non-invasive equipment is used to simultaneously record sounds associated with the swallow and also environmental sound, respiratory habits and electrical activity of neck muscles during food intake. Sounds were recorded using discrete module of miniature omni-directional microphone capsule (Sennheiser-ME 102) with IMG Stageline MPR1 Microphone Pre-Amplifier over supra-sternal notch able to record simultaneously swallowing sound and ambient environmental sound. Sounds were recorded at 44.1 KHz sampling rate. Respiratory signals were recorded using a respiratory plethysmographic inductive (RPI) Visuresp system (RBI, France) for measuring respiratory volume in both spontaneously ventilated subjects and patients receiving ventilatory assistance (at home or in a hospital setting). Visuresp is in the form of a vest connected to an oscillator. The both are connected to a signal processing box. This housing is itself connected to a PC computer through a CAN card (Digital Analog Conversion). Respiratory signals were recorded with a sampling rate of 40 Hz. Electrical activity of neck muscles were recorded using a a grid of 64 monopolar surface EMG electrodes which was evenly spaced and glued over the front of neck region covering infrahyoid muscles. EMG Electrode Conductive Gel was putted on the electrodes before it was glued to the neck. EMG signals were recorded at 2000 Hz sampling rate. Three signals were recorded simultaneously. In this paper, only recorded sound are used.

Subjects and method

In this study, signals were recorded from healthy subjects with no history of swallowing dysfunction. They were recorded from 10 persons (5 females and 5 males) aged between 23 and 34 years. Participants were seated comfortably on a chair. They were told that the equipment would record swallowing sound and respiration signals. During the test, all of them were asked to drink or eat freely to promote an ambient environment. They were fed with thick liquid (compote-100 grams) using teaspoon and a glass of water (200 ml).

IV. Proposed system

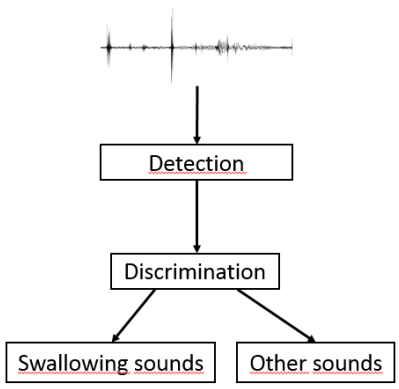


Figure 1. Proposed System

The proposed system allows us to differentiate between swallow sounds and other sounds. The swallowing database acquired in the laboratory and a part of the database used by Mr. Sehili [24] during his thesis were used in this paper. The database is described in the Table 1. It have to be noted that the automatic Detection step is not presented and swal-

Sounds	Number of Samples	Total Duration (s)
Swallowing	188	99,479
Breathing	9	20,487
Cough	8	24,778
Dishes	18	17,336
Speech	16	16,576
Sneeze	9	19,522
Yawn	6	18,541

Table 1. Database

lowing sound segments are manually extracted from each recorded signal. Each sample is then sliced in 16 ms frames with a 50% overlap. Then, for each frame, parameters are calculated and putted into GMM model for recognition.

IV.1. Acoustical Features

Swallowing sound signals (188 signals) were manually extracted from each recorded signal by listening and monitoring the signals in both time and frequency domains. A re-sampling to 16 Khz was not used directly into GMM model. An intermediate step consists in acoustical feature extraction. Features are calculated on a 16 ms window with an overlap of 50%. We use in this study Linear Frequency Cepstral Coefficients (LFCC) and Mel Frequency Cepstral Coefficients (MFCC). MFCCs are very often used in automatic speech recognition. In addition, it was proved [2] that the MFCCs have the most robust characteristics in this domain. LFCCs are mostly used in speaker recognition. We use in addition delta and delta-delta to add temporal aspect. We use also additional parameters which are zero crossing rate (ZCR), roll-off (RF) and centroid using their delta and delta-delta too.

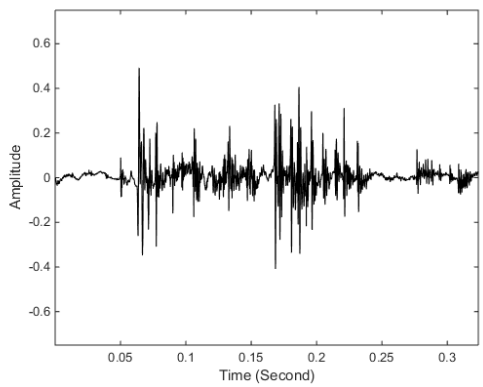


Figure 2. Example of a swallow sound event

IV.2. Principle of the GMM algorithm

Classification has now become an important part of exploratory and decision-making analysis, both in different domains. The exploratory objective is typically to made unsupervised classification or automatic classification. The decision-making purpose of this refers to the supervised classification which aims to discover an hypothetical partition in a set of observations referring to a supervised classification. Accordingly, it is necessary to have methods that adapt to the diversity of the data to be analyzed, which are in our case sounds that can be present during the food intake. Thanks to their flexibility, the finite mixture probability distribution model (Gaussian Mixture Model) correspond to these requirements.

A Gaussian mixture model is a parametric probability density function represented as a weighted sum of M component Gaussian densities as given by the equation below :

$$p(x|\Theta) = \sum_{i=1}^{M} \pi_i f(x|\mu_i, \Sigma_i) \tag{1}$$

where x is a d-dimensional continuous-valued data vector; in our case it represents feature acoustic vector, $\pi_i, i = 1, ..., M$, are the mixture weights, and $f(x|\mu_i, \Sigma_i), i = 1, ..., M$, are the component Gaussian densities. The mixture weights satisfy the constraint that $\sum_{i=1}^{M} \pi_i = 1$. Each component density is a d-variate Gaussian function which takes the form :

$$f(x|\mu_i, \Sigma_i) = \frac{1}{(2\pi)^{d/2}|\Sigma_i|^{1/2}} exp - \frac{1}{2}(x - \mu_i)' \Sigma_i^{-1} (x - \mu_i) \tag{2}$$

which μ_i is the mean vector and Σ_i is the covariance matrix. Gaussian Mixture Model is parametrized by the mean vector, covariance matrix and mixture weights denoted :

$$\Theta = (pi_i, \mu_i, \Sigma_i) \tag{3}$$

IV.3. Expectation Maximisation EM-algorithm

Given training acoustic vectors and an initial GMM configuration(θ), we aim to estimate the parameters of the optimal GMM model which corresponds to the distribution of the training features vectors. There are several techniques to estimate model parameters The well established method is Expectation Maximization (EM) an iterative algorithm which its basic idea is to start with the initial model to estimate a new model $\overline{\Theta}$ with maximum likelihood ($p(x|\overline{\Theta}) \geq (p(x|\Theta))$). At the iteration, the new model is becoming the initial model. This step is repeated until a convergence threshold ϵ is reached which is expressed by the equation below :

$$L(\overline{\Theta}; x) - L(\theta; x) < \epsilon \tag{4}$$

where L is the likelihood of the model. On each EM iteration, the re-estimation of parameters is done in the following way :

Gaussian Component Weights

$$\overline{\pi_i} = \frac{1}{T}\sum_{i=1}^{T} P(z|x_i, \Theta) \tag{5}$$

Mean

$$\overline{\mu_i} = \frac{\sum_{i=1}^{T} P(z|x_i, \Theta)x_i}{\sum_{i=1}^{T} P(z|x_i, \Theta)} \tag{6}$$

Variance

$$\overline{\Sigma_i} = \frac{\sum_{i=1}^{T} P(z|x_i, \Theta)(x_i - \overline{\mu_i})(x_i - \mu_i)'}{\sum_{i=1}^{T} P(z|x_i, \Theta)} \tag{7}$$

where μ_i, x_i and Σ_i refer to the ith elements of μ, X and Σ and z refers to the zth component.

V. Results

GMM model adapted through EM algorithm, described in section IV, was trained using MFCCs and LFCCs coefficients, delta and delta-delta to include the signal temporal variations. Data in our test were divided into two clusters ; the first cluster contains only swallowing samples and the second cluster contains all other samples as described in Table 1. Depending on the small amount of data in this database, we choose leave-one-out algorithm in order to obtain statistically significant results. Firstly, we have trained the model with different features and different GMM orders to find the optimal GMM order. Then, optimal GMM order was set to 6. The best results are obtained with MFCCs features with a recognition rate of 100 %. This high rate can be explained by the small size of the database as well as the absence of noise in the records we have. Our model need to be tested in real environmental conditions.

VI. CONCLUSIONS AND PERSPECTIVES

This paper proposes an automated method to identify swallowing sounds from other sounds in healthy subjects. GMM adapted through EM algorithm was trained with several acoustical features (MFCC, LFCC and their delta and delta-delta). This method achieves a recognition rate of 100 % for swallowing sound.

The outcomes of this study may be utilized for the differentiation of the different phases of swallowing.

ACKNOWLEDGMENTS

This work was funded within the framework of EBIOMED IUIS Chair (Institut Universitaire d'Ingénierie de Santé).

References

[1] M. Aboofazeli and Z. Moussavi. Automated classification of swallowing and breath sounds. *IEEE*, 3:7803–8439, 2004.

[2] S. B. Davis and P. Mermelstein. Comparison of parametric representations for monosyllabic word recognition in continuously spoken sentences. *IEEE*, 28:357–366, 1980.

[3] H. A. de Santé. *Stratégie de prise en charge en cas de dénutrition protéino-énergétique chez la personne agée*. 2007.

[4] H. A. de Santé. *Accident vasculaire cérébral : méthodes de rééducation de la fonction motrice chez l'adulte Méthode Recommandations pour la pratique clinique* . 2012.

[5] W. J. Dodds, J. A. Logemann, and E. T. Stewart. Radiologic assessment of abnormal oral and pharyngeal phases of swallowing. *American Roentgen Ray Society*, 154:965–974, 1990.

[6] B. Dong and S. Biswas. Swallow monitoring through apnea detection in breathing signal. *IEEE*.

[7] G. A. Donnan, M. Fisher, M. Macleod, and S. M. Davis. Stroke. *Lancet*, 371:16121623, 2008.

[8] V. W. B. et al. *La rhabilitation de la dglutition chez ladulte Le point sur la prise en charge fonctionnelle*. Solal, Collection Le Monde du verbe, 2e dition revue et augmente, 2011.

[9] M. Guatterie and V. Lozano. dglutition-respiration : couple fondamental et paradoxal , unit de rducation de la dglutition. *kinra*, 42:1–9, 2009.

[10] R. Hilker, C. Poetter, N. Findeisen, J.Sobesky, A. Jacobs, M. Neveling, and W. D. Heiss. Nosocomial pneumonia after acute stroke : implications for neurological intensive care medicine. *Stroke*, 34:975–981, 2003.

[11] T.-Y. Hsiao, C.-L. Wang, C.-N. Chen, F.-J. Hsieh, and Y.-W. Shau. Noninvasive assessment of laryngeal phonation function using color doppler ultrasound imaging. *Ultrasound in Med. & Biol.*, 27:1035–1040, 2001.

[12] M.-L. Huckabee, S. G. Butler, M. Barclay, and S. Jit. Submental surface electromyographic measurement and pharyngeal pressures during normal and effortful swallowing. *Arch Phys Med Rehabil*, 86:2144–2149, 2005.

[13] M.-L. Huckabee and C. M. Steele. Electromyographic measures and pharyngeal pressure during effortful swallow. *Arch Phys Med Rehabil*, 87:1067–1072, 2006.

[14] U. Imtiaz, K. Yamamura, W. Kong, S. Sessa, Z. Lin, L. Bartolomeo, H. Ishii, , M. Zecca, Y. Yamada, and A. Takanishi. Application of wireless inertial measurement units and emg sensors for studying deglutition preliminary results. *IEEE*, 978:4244–7929, 2014.

[15] B. Jones. *Normal and abnormal swallowing : Imaging In Diagnosis And Therapy*. Springer, Second Edition, 2012.

[16] P. Langhorne, D. Stott, L. Robertson, J. MacDonald, L. Jones, C. McAlpine, F. Dick, G. Taylor, and G. Murray. Medical complications after stroke a multicenter study. *Stroke*, 31:1223–1229, 2000.

[17] L. J. Lazareck and Z. Moussavi. Classification of normal and dysphagic swallows by acoustical means. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51:0018–9294, 2004.

[18] L. J. Lazareck and Z. Moussavi. Swallowing sound characteristics in healthy and dysphagic individuals. *IEEE*, 3:7803–8439, 2004.

[19] J. A. Logemann. Behavioral management for oropharyngeal dysphagia. *Folia Phoniatr Logop*, 51:199–212, 1999.

[20] B. Martin-Harris and B. Jones. The videofluorographic swallowing study. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 19:769–785, 2008.

[21] J. L. Miller and K. L. Watkin. Lateral pharyngeal wall motion during swallowing using real time ultrasound. *Dysphagia*, 12:125–132, 1997.

[22] Z. Moussavi. Assessment of swallowing sounds stages with hidden markov model. *IEEE*, 6:7803–8740, 2005.

[23] A. G. Rouah. *La prise en charge des troubles de la deglutition en EHPAD, Etude descriptive des pratiques professionnelles de Médecins Coordonnateurs dans 27 EHPAD d'un groupe privé associatif*. 2013.

[24] M. E. A. Sehili. *Reconnaissance des sons de l'environnement dans un contexte domotique*. PhD thesis, Institut National des Telecommunications, 2013.

[25] T. H. Shawker, B. Sonies, M. Stone, and B. J. Baum. Real-time ultrasound visualization of tongue movement during swallowing. *J Clin Ultrasound*, 11:485–490, 1983.

[26] S. Singh and S. Hamdy. review dysphagia in stroke patients. *Postgrad Med J*, 82:383391, 2006.

[27] B. C. Sonies, C. Wang, and D. J. Sapper. Evaluation of normal and abnormal hyoid bone movementduring swallowing by use of ultrasound duplex-doppler imaging. *Ultrasound in Med. & Bml.*, 22:1169–1175, 1996.

[28] M. Stone and T. H. Shawker. An ultrasound examination of tongue movement during swallowing. *Dysphagia*, 1:78–83, 1986.

[29] F. L. Vice, J. M. Heinz, G. Giuriati, M. Hood, and J. F. Bosma. Cervical auscultation of suckle feeding in newborn infants. *Devlopmental Medicine and Child Neurology*, 32:760–768, 1990.

[30] Z. Zhou. *Accidents Vasculaires Cérébraux (AVC) : Conséquences Fonctionnelles et Dysphagie Associée*. PhD thesis, Universite de Limoges, 2009.

Capteur sonore couplé avec capteur thermique pour la détection du nombre de personnes et des situations de détresse

Sami Boutamine[1], Dan Istrate[1], Jérôme Boudy[2], Adrian NICOLICEA[3]
[1]Sorbonne Universités, Université de Technologies de Compiègne, BMBI UMR7338, France
[2]Télécom Sud Paris, SAMOVAR-ARMEDIA UMR 5157 Evry, France
[3]Université de Craiova, Craiova, Roumanie
sami.boutamine@utc.fr

Mots-clés: reconnaissance des sons, reconnaissance du locuteur, segmentation en locuteurs, GMM, i-Vector, LFFC, MFFC.

I. Introduction

Aujourd'hui les technologies au service des espaces intelligents ne cessent de se développer et sont en interaction avec les objets de la vie courante. Ils exploitent des signaux vidéo, des signaux audio et des données environnementales afin de permettre la localisation des personnes, la reconnaissance des gestes, etc.

Le projet FUICoCAPs entre dans cette catégorie de technologies, il se base sur le développement des capteurs à faible coût fournissant des informations enrichies sur le comportement des personnes dont le but est d'automatiser et de réduire la consommation de l'éclairage, de la ventilation, du chauffage, etc.

Le système proposé par le projet CoCAPs (*Figure1*) se décompose en trois modules :

1. Récupération et l'analyse des données des capteurs (son, image, environnement),
2. Fusion des résultats obtenus,
3. Système de décision

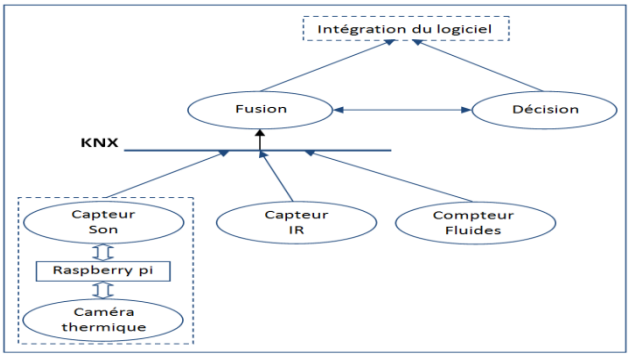


Figure 1. Architecture du système du projet CoCAPs.

II. Systeme d'analyse sonore

L'objectif est multiple, à savoir à la fois la détection du nombre de personnes, et la détection des situations de détresse et d'activités en se basant sur un capteur sonore couplé avec capteur thermique multipoint.

2.1. Analyse de l'environnement sonore

Le système d'analyse sonore proposé est présenté dans la figure 2 et a pour objectifs la segmentation du signal sonore recueilli en segments correspondant aux différents locuteurs présents (reconnaissance du locuteur principal), la reconnaissance des sons de la vie courante et la reconnaissance d'ordres vocaux.

La segmentation en locuteurs et la reconnaissance du locuteur pourront être très utiles pour la détection du nombre de personnes et de leurs activités.

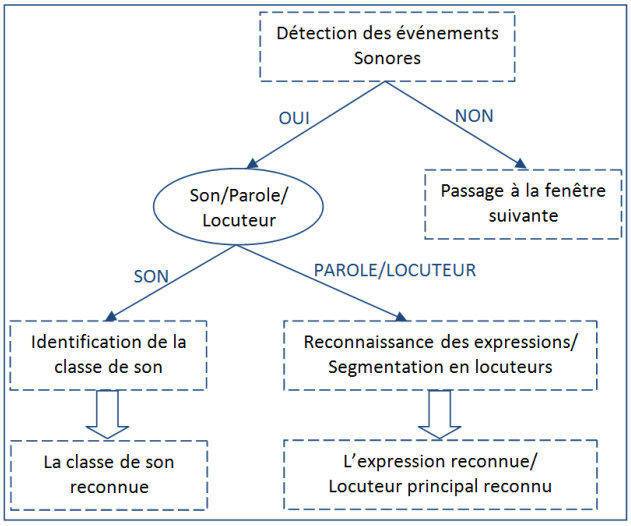


Figure2 : Système d'analyse sonore.

2.2. Reconnaissance du locuteur

Le fonctionnement du système de reconnaissance du locuteur [4] décrit en figure 3, exploite des fichiers audio, et s'appuie sur trois étapes principales : le calcul des vecteurs acoustiques, la création des modèles des locuteurs ou des sons et la reconnaissance du locuteur principal.

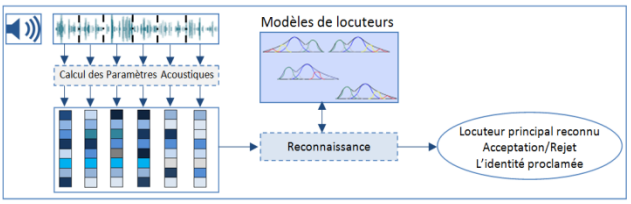


Figure 3 : Système de reconnaissance du locuteur.

Dans ce domaine on peut citer 3 tâches principales :

1. L'identification du locuteur : la détection de l'identité d'une personne parmi N personnes connues à l'avance par le système.
2. La vérification du locuteur : la vérification si un échantillon de voix correspond à une identité proclamée connue à l'avance par le système.
3. Le suivi du locuteur : la détection à partir d'un enregistrement audio où il y a plusieurs personnes qui parlent, les segments appartenant à certains locuteurs connus à l'avance par le système [7].

On remarque que la reconnaissance automatique du locuteur nous permet de détecter le nombre de personnes tout en basant sur les modèles des locuteurs (les locuteurs sont connus à l'avance par le système).

Le but du projet CoCAPs est de développer un dispositif qui peut fonctionner aussi dans des espaces où les locuteurs ne sont pas connus à l'avance par le système comme le cas des sales de réunion.

En effet, il faut utiliser un système qui peut fonctionner sans la présence des modèles des locuteurs, tel que la segmentation en locuteurs.

2.3. Segmentation en locuteurs

La segmentation en locuteurs [4] se base sur l'hypothèse qu'aucune information n'est connue à l'avance par le système, elle permet de découper le flux audio en segments ; en précisant le début, la fin ainsi que l'étiquette du locuteur auquel il correspond.

Pour résoudre le problème de la segmentation en locuteurs, on peut utiliser des techniques existantes en reconnaissance automatique du locuteur, telles que la paramétrisation de parole et la modélisation statistique du locuteur.

L'architecture des systèmes de segmentation en locuteurs est présentée dans la figure 4, elle se compose de plusieurs étapes :

1. Paramétrisation acoustique du signal de parole ;
2. Pré-segmentation acoustique, permet de détecter les segments contenant uniquement de la parole et, d'éliminer les segments qui contiennent du silence, de la musique et du bruit, etc ;
3. Détection de changement de locuteur, vise à obtenir des segments contenant de la parole appartenant à un seul locuteur ;
4. Regroupement des segments, permet de regrouper les segments trouvés pendant la phase précédente selon le locuteur où chaque groupe est identifié par l'étiquette du locuteur.

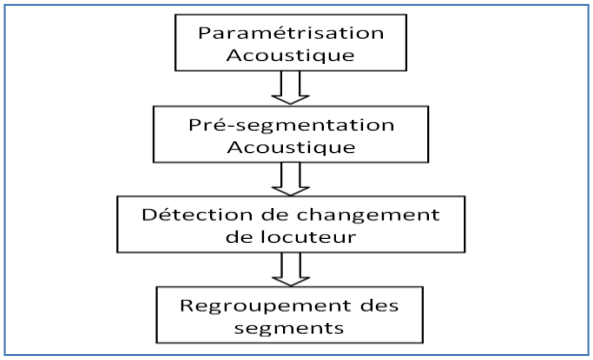


Figure 4 : Système de segmentation en locuteurs.

2.4. Reconnaissance des sons

La classification des sons est basée sur le modèle de mélanges de distribution de Gauss(*GMM*)[1]. Chacune des classes des sons de la vie courante est modélisée par un GMM. Elle comprend 2 étapes : une phase d'apprentissage du système sur un ensemble de fichiers supposés représentatifs d'une classe et, une deuxième phase de vérification de l'appartenance d'un son quelconque à cette classe.

2.5. Reconnaissance des expressions

Le système de reconnaissance des expressions est présenté dans la figure 5, il permet d'analyser la voix humaine captée par un microphone sous forme d'un signal audio pour la transcrire sous forme d'un texte exploitable par la machine en se basant sur les modèles acoustiques, les grammaires de mots et les modèles de langage. Les modèles de Markov cachés (*HMM*)[5] sont devenus la solution de référence pour tout dispositif de reconnaissance automatique de la parole.

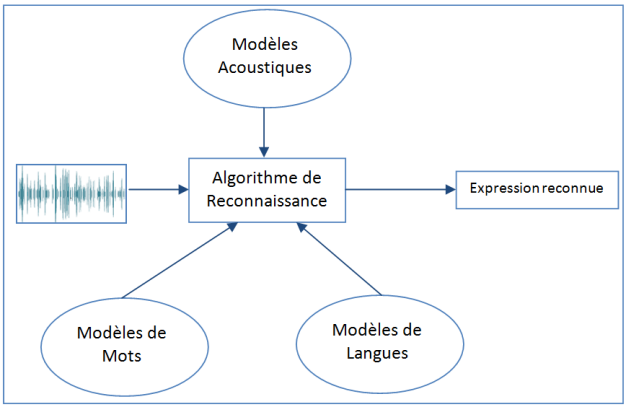


Figure 5 : Système de reconnaissance des expressions.

L'algorithme de reconnaissance de l'expression (phonème, mot ou phrase) se base sur un automate probabiliste (*HMM*), où on peut avoir dans chaque état une distribution statistique qui est un mélange de distributions de Gauss à covariance diagonale, ce qui permet d'obtenir une probabilité pour chaque vecteur observé.

Chaque mot présente une distribution de probabilité différente et le modèle HMM d'une phrase est la concaténation des modèles HMM formés pour les mots séparés.

2.6. Paramétrisation

La paramétrisation [4] ou le calcul des paramètres acoustiques à partir du signal de parole, consiste à transformer le signal échantillonné du son brut en paramètres acoustiques, dont le but est d'extraire l'information pertinente pour la tâche proposée. Parmi les paramètres utilisés on peut citer trois catégories principales :

- les paramètres spectraux : transformée de Fourier, bancs de filtres;
- les paramètres temporels : le taux de passage par zéro, le débit d'élocution;

- les paramètres cepstraux : LPCC *(Linear Prediction Cepstral Coefficient)*, LFCC *(Linear Frequency Cepstral Coefficient)*, MFCC *(Mel Frequency Cepstral Coefficient)*.

Les paramètres cepstraux sont utilisés pour séparer l'influence de la source d'excitation vocale et celle du conduit vocal, cette dernière étant généralement la seule à être utilisée dans le domaine de la reconnaissance du locuteur. En effet, les paramètres acoustiques les plus utilisés pour la caractérisation du locuteur sont les coefficients cepstraux, notamment les coefficients MFCC.

Les coefficients MFCC [4] d'une trame de parole sont calculés de la façon suivante :

1. Après le filtrage de pré-accentuation, le signal de parole est d'abord découpé en fenêtres de taille fixe reparties de façon uniforme le long du signal.
2. La FFT (Fast Fourier Transform) de la trame est calculée. Ensuite, l'énergie est calculée en élevant au carré la valeur de la FFT. L'énergie est passée ensuite à travers chaque filtre Mel. Soit S_k l'énergie du signal à la sortie du filtre K, nous avons maintenant m_p (le nombre de filtres) paramètres S_k.
3. Le logarithme de S_k est calculé.
4. Finalement les coefficients sont calculés en utilisant la DCT (Discrete Cosine Transform).

$$C_i = \sqrt{\frac{2}{m_p}}\left\{\sum_{k=1}^{m_p} lo(S_k)\cos\left[i\left(k-\frac{1}{2}\right)\frac{\pi}{m_p}\right]\right\} \quad Pour\ i = 1 \dots N$$

Où N est le nombre de coefficients MFCC que l'on souhaite obtenir.

2.7. La modélisation du locuteur

Les modèles utilisés pour la caractérisation du locuteur sont issus des modèles statistiques employés en reconnaissance de formes. Les modèles les plus utilisés dans la reconnaissance du locuteur sont les mixtures de gaussiennes GMM (Gaussian Mixture Models) et les modèles de Markov cachés HMM (Hidden Markov Models) qui sont largement employés en reconnaissance de la parole.

Ces modèles sont généralement utilisés en reconnaissance du locuteur dans des conditions dépendantes du texte (HMM) ainsi que dans des conditions indépendantes du texte (GMM) [6].

Cependant, Il existe bien d'autres modèles comme ceux issus de l'analyse prédictive, les réseaux de neurones ou les machines à support de vecteurs (SVM).

2.7.1. Les modèles de mélange gaussiens

Les GMMs [4] modélisent les séquences de vecteurs acoustiques, correspondant à un locuteur, par une somme pondérée de distributions gaussiennes multidimensionnelles.

Une distribution gaussienne multidimensionnelle est définie par la formule suivante :

$$P(x) = \frac{1}{\sqrt{(2\pi)^d|\Sigma|}} exp\left(-\frac{1}{2}(x-\mu)^T\Sigma^{-1}(x-\mu\right)$$

Où d : est la dimension d'un vecteur de paramètres noté x ;
μ: le vecteur moyen ;
Σ : la matrice de covariance estimée à partir de données $X = \{x_1, x_2, \dots, x_N\}$; selon les formules suivantes :

$$\mu = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} x_i$$

$$\Sigma = (X-\bar{X})(X-\bar{X})^T$$

Un GMM est défini par un ensemble de T distributions gaussiennes et de T poids w_i associés à chaque distribution $P_i(x)$. Le nombre T est appelé l'ordre du modèle.

$$P(x) = \sum_{i=1}^{T} w_i P_i(x)$$

L'utilisation de GMM pour la modélisation du locuteur est motivée par deux interprétations :

- chaque distribution dans un modèle GMM est capable de représenter la structure spectrale d'une large classe phonétique. Ces classes représentent des configurations du conduit vocal spécifiques au locuteur et donc utiles pour la modélisation du locuteur ;
- une mixture de distributions gaussiennes donne une représentation approximative de la distribution à long terme de vecteurs acoustiques provenant des énoncés du même locuteur.

2.7.2. Les modèles de Markov cachés

Les HMMs [4] sont issus de la théorie des automates probabilistes. Un automate probabiliste est défini par une structure composée d'états, de transitions et par un ensemble de distributions de probabilités sur chaque état.

Un HMM peut être défini comme un quadruplet :

- un ensemble d'états s_i avec π_i les probabilités initiales d'états ;
- un ensemble de probabilités de transitions entre les états $a_{i,j} = P\left(\frac{i}{j}\right)$ avec $\sum_j a_{i,j} = 1$;
- un alphabet de symboles (pas forcement fini) ;
- un ensemble de densités de probabilités (exemple : GMM) pour l'émission de symboles associés à chaque état $b_i(x)$.

Deux états supplémentaires, début et fin, peuvent être ajoutés pour permettre d'interconnecter des HMMs ou d'imposer des contraintes sur la séquence d'états.

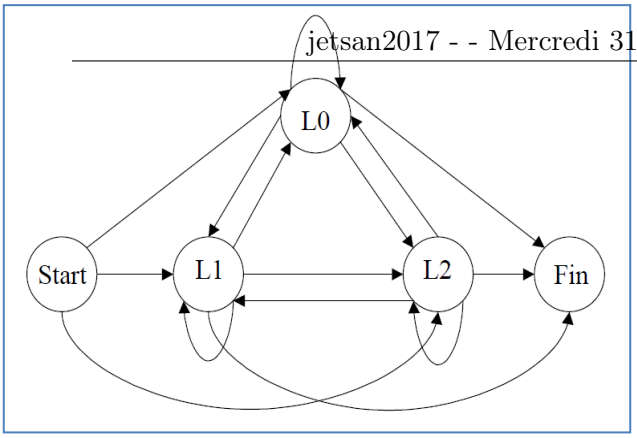


Figure 6 : Un modèle HMM ergodique (toutes les transitions sont possibles).

Les modèles de Markov cachés ont connu un succès important en reconnaissance de la parole où ils se sont imposés comme l'un des modèles de référence. Dans la reconnaissance du locuteur ils sont aussi utilisés surtout en reconnaissance dépendante du texte où il existe une forte connaissance à priori sur l'énoncé du test.

Les HMMs sont aussi utilisées pour résoudre le problème de segmentation c'est-à-dire de découpage d'une séquence en sous-séquences de différents types comme par exemple découpage d'un signal audio en zones contenant une certaine caractéristique (parole/silence).

III. Mise en œuvre de L'application « Classification des sons »

L'application « classification des sons » est développée dans le cadre du stage d'Adrian NICOLICEA, elle vise à classifier les sons de la vie courante et à détecter des expressions de détresse. Dans notre projet CoCAPs on se base sur cette application afin de réaliser le deuxième objectif qui est la détection des situations de détresse en améliorant les résultats obtenus.

3.1. Principe de fonctionnement

L'architecture de l'application développée est présentée en figure 7, c'est une application de type client-serveur et elle a pour objectifs de détecter, classifier et enregistrer du son.

La classification se fait en deux étapes : la première consiste à diviser le flux audio entre la voix et le son de la vie courante, et la deuxième étape consiste à détecter des expressions de détresse.

Afin de résoudre le problème de détection de la détresse et de situations critiques, le son doit être continuellement analysé. Pour cela, une boucle infinie a été utilisée pour calculer et stocker le son détecté, l'étiquette, le rapport signal à bruit (SNR), le temps de détection (*Timestamp*) et la *log-vraisemblance* (LLK). Le stockage se fait dans une liste de type FIFO (First in – First out).

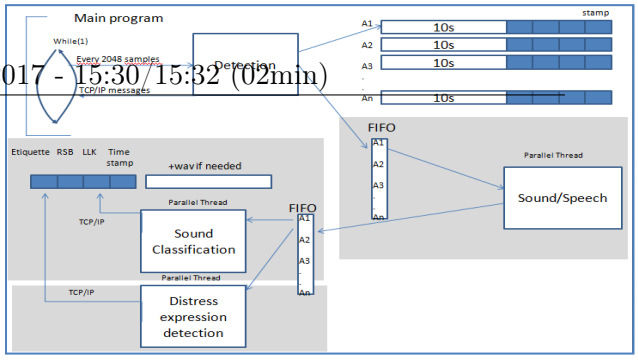


Figure 7 : L'architecture de l'application.

Pour assurer un fonctionnement en temps réel de l'application, des threads (fil d'exécution) parallèles pour les programmes de détection et de classification ont été utilisés.

La communication client-serveur se fait via le protocole TCP-IP où l'utilisateur « client » envoie le message « START » pour démarrer à distance le programme de classification et d'enregistrement au niveau du serveur. Ce dernier renvoie au client d'une façon continue les informations récupérées et calculées (étiquette, SNR, LLK, Timestamp, son détecté). Afin d'avoir un contrôle sur la fonctionnalité et la durée d'utilisation, le client peut arrêter l'enregistrement sur le serveur en envoyant le message « STOP ».

Le développement est réalisé sur la carte Raspberry Pi1 en utilisant la bibliothèque ALIZE développée par le Laboratoire d'Informatique d'Avignon (*LIA*) et mettant en œuvre d'une part les modèles GMM (*Gaussian Mixture Models*) pour la classification du son et d'autre part les modèles HMM (*Hidden Markov Model*) pour la reconnaissance de la parole, ceci afin de détecter des situations de détresse [3].

3.2. Premières évaluations

Afin d'évaluer notre application de détection de situations de détresse, 18 classes de son de la vie quotidienne ont été utilisées. Elles ont été sélectionnées par Mohamed SEHILI lors de sa thèse [2] pour répondre aux besoins identifiés pour le suivi des personnes âgées. Un de nos objectifs est de les faire évoluer par rapport aux besoins du projet CoCAps : les classes comprennent cette fois des sons humains (respiration, toux, pleurs,…) et des sons autres qu'humains (moteur, fenêtres cassées,...). La fréquence d'échantillonnage des fichiers audio utilisée est de 16 kHz.

Les résultats ci-dessous ont été réalisés dans le cadre du stage d'Adrian NICOLICEA [3], ils ont été obtenus en répétant chaque son 20 fois sur différentes tonalités.

Le pourcentage de reconnaissances correctes est aussi évalué en présentant différentes compilations de son au système de détection.

Jetsan2017 - - Mercredi 31 mai 2017 - 15:30 / 15:32 (02min)

	Cough	DoorClapping	Paper	Breathlessnes	Laugh	Sneeze	Dishes	Yawn	ElectricalShaver	HandsClapping	DiscardedSounds	Speech
Cough	95%	5%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	
DoorClapping	10%	70%	20%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	
Paper	0%	20%	70%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	10%	
Breathlessness	10%	0%	10%	5%	0%	0%	0%	5%	5%	65%	15%	
Laugh	90%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	10%(un docteur)
Sneeze	5%	90%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	5%	0%	
Dishes	0%	0%	10%	0%	0%	0%	45%	0%	0%	45%	0%	
Yawn	0%	0%	0%	0%	10%	10%	10%	10%	10%	0%	50%	
ElectricalShaver	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	90%	0%	10%	
HandsClapping	0%	10%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	90%	0%	

Table1 : Classification du son (MFCC)

	AidezMoi	Appelez	AuSecours	CaVaPas	Help	JaiBesoi	JeMeSens	UnDocteur	UneInfirmie	UnToubib	Vite	Jai	NormalSpSound	
AidezMoi	85%	0%	0%	0%	0%	10%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	
Appelez	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	100%	0%	
AuSecours	0%	0%	90%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	10%	0%	10%(cough)
CaVaPas	10%	20%	0%	0%	0%	30%	10%	0%	0%	0%	30%	0%	0%	
Help	0%	0%	0%	0%	85%	0%	0%	10%	0%	0%	10%	0%	0%	
JaiBesoin	0%	0%	0%	0%	0%	100%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	
JeMeSens	0%	0%	0%	0%	0%	100%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	
UnDocteur	20%	0%	0%	0%	0%	10%	0%	30%	0%	0%	0%	0%	0%	20%(cough)
UneInfirmiere	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	20%	0%		
UnToubib	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	50%	0%	50%	
Vite	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	60%	0%	0%	10%yawn, 10%sneeze,20%cough

Table 2 : Classification de la voix (MFCC).

	Cough	DoorClapping	Paper	Breathlessnes	Laugh	Sneeze	Dishes	Yawn	ElectricalShaver	HandsClapping	DiscardedSounds
Cough	85%	15%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%
DoorClapping	40%	60%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%
Paper	0%	50%	50%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%
Breathlessness	100%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%
Laugh	20%	0%	0%	0%	60%	0%	0%	0%	20%	0%	0%
Sneeze	0%	30%	10%	0%	0%	10%	0%	0%	0%	50%	0%
Dishes	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	100%	0%
Yawn	30%	30%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	10%	30%	0%
ElectricalShaver	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	100%	0%	0%
HandsClapping	0%	30%	0%	0%	0%	0%	0%	0%	10%	60%	0%

Table 3 : Classification du son (LFCC).

	AidezMoi	Appelez	Vite	A l'aide
AidezMoi	50%			
Appelez		60%		
Vite			50%	
A l'aide				80%

Table 4 : Reconnaissance de la parole (Situations de détresse).

Après les premières évaluations de l'application, on peut constater que l'utilisation du coefficient MFCC donnera de meilleurs résultats au niveau de la classification du son comparés (Table 1) à ceux obtenus avec l'utilisation du coefficient LFCC (Table3).

Pour la classification de la voix (Table 2), on peut remarquer que les résultats sont meilleurs (80%-100%) au niveau de quelques expressions de détresse telles que, Aidez-Moi, J'ai besoin, et Au secours.

Par contre les premiers résultats de l'évaluation du système de la reconnaissance de la parole (Table 4) appliqué sur des expressions de détresse sont moyens et des améliorations sont envisagées pour obtenir des résultats plus affinés.

IV. Conclusion et Perspectives

Dans cet article nous avons présenté nos travaux de recherche sur la partie d'analyse du son du projet CoCAPs.

Le développement du système de segmentation en locuteurs est en cours afin de réaliser le premier objectif du projet qui est la détection du nombre de personnes.

Dans un deuxième temps l'utilisation de la reconnaissance de parole est envisagée pour répondre au deuxième objectif du projet CoCAPs qui est la détection des situations de détresse.Ainsi cela permettra une amélioration de l'application présentée ci-dessus.

Remerciements

Les auteurs remercient BPI France, les Conseils Régionaux du Limousin et de Rhône-Alpes associé au programme FEDER, le conseil départemental de l'Isère, et la communauté d'agglomération Bourges Plus, pour leur soutien financier au projet CoCAPs. Le projet CoCAPs, issu du FUI N°20, est également soutenu par les pôles de compétitivité S2E2 et Minalogic.

Bibliographie

[1] D. ISTRATE, "Détection Et Reconnaissance Des Sons Pour La Surveillance Médicale ", thèse de doctorat, Laboratoire CLIPS-IMAG, INPG, 2003.

[2] M. A. SEHILI, "Reconnaissance Des Sons De L'environnement Dans Un Contexte Domotique ", thèse de doctorat, ESIGETEL - Université d'Evry Val D'Essonne 2013.

[3] A. NICOLICEA, "Sound Recognition For Medical Remote Monitoring", Rapport de stage M2, ESME Sudria - Université de Craiova, 2014.

[4] D. MORARU, "Segmentation en locuteurs de documents audios et audiovisuels: application à la recherche d'information multimédia", these de doctorat, Institut National Polytechnique de Grenoble, 2004.

[5] L.R. Rabiner, « A tutorial on hidden Markov models and selected applications in speech recognition", Proceedings of the IEEE, Vol. 77, Issue: 2, Feb 1989, pp 257-286, DOI: 10.1109/5.18626

[6] Meignier, S., Bonastre, J., Fredouille, C., and Merlin, T. (2000). Evolutive HMM for multi-speaker tracking system. International Conference on Audio, Speech and signal processing ICASSP '2000, pp. 543–547, Istanbul, République Turque.

[7] Reynolds, D. A., Quatieri, T. F., & Dunn, R. B. (2000). Speaker verification using adapted Gaussian mixture models. Digital signal processing, 10(1-3), 19-41.

Détection des artefacts de mouvement en utilisant un accéléromètre pour le suivi à domicile de la grossesse par analyse de l'EHG

Catherine Marque[1], Teddy Happillon[1], Fan Zhang[1], Dan Istrate[1],
[1] Sorbonne Universités, Université de Technologie de Compiègne, CNRS UMR7338, BMBI, Compiègne, France
catherine.marque@utc.fr

Résumé – Cette étude est réalisée dans le cadre du développement d'un système de surveillance à domicile des contractions utérines chez la femme enceinte, afin de détecter les menaces d'accouchement prématuré, par analyse de l'électrohystérogramme (EHG). L'EHG représente l'activité électrique de l'utérus recueillie de manière non invasive sur l'abdomen de la mère. Dans cette étude nous nous sommes intéressés à la possibilité de détecter et de caractériser les activités quotidiennes de la femme, qui pourraient perturber le recueil de l'EHG. Cette détection s'est appuyée sur l'analyse des signaux accélérométriques fournis par le système portable qui permet l'enregistrement des EHG. Nous avons montré qu'il était possible de différencier en temps réel les périodes où la femme est en mouvement de celles où elle est au repos. Il paraît aussi envisageable de caractériser certaines de ces activités.

Keywords: EHG, Accéléromètre 3D, télé-surveillance, grossesse

I. Introduction

L'accouchement prématuré représente environ 10% des accouchements en France et dans les pays développés [1]. Malgré le développement de thérapeutiques et d'examens paracliniques, ce taux d'accouchement prématuré reste stable voire augmente. Le recours aux techniques de procréation médicalement assisté ne peut expliquer à lui seul ce taux. L'analyse précise de l'activité contractile de l'utérus serait un moyen de détecter précocement les risques d'accouchement prématuré. Malheureusement, les techniques actuelles utilisées en routine clinique ne permettent pas de caractériser de manière fiable la contractilité utérine [2]. L'activité électrique de l'utérus, recueillie sur l'abdomen de la femme enceinte, est une technique alternative de monitoring de la grossesse, présentant l'avantage d'être non invasive. De nombreuses études ont prouvé que l'électromyogramme utérin, ou électrohystérogramme (EHG), est porteur d'informations relatives à la proximité de la mise en travail du muscle utérin aboutissant à l'accouchement [3],[4]. Dans le cadre de la chaire EBiomed, nous travaillons avec un industriel (Société TMSi) au développement d'un dispositif embarqué permettant le suivi à domicile des femmes enceintes, pour la détection précoce d'un risque de naissance prématurée. Le dispositif portable actuel (Mobita® de TMSi) utilise 16 électrodes de surface pour le recueil de signaux EHG, afin d'analyser les contractions de la femme enceinte. Il est également doté d'un accéléromètre enregistrant les mouvements du boîtier d'acquisition. Lors de l'acquisition de signaux EHG, les différents mouvements que la patiente réalise pour son activité quotidienne à domicile, peuvent parasiter les signaux EHG propres aux contractions utérines. Nous présentons ici une première étude permettant d'identifier, à partir des 3 signaux de l'accéléromètre, différentes activités de la femme : debout, assise, couchée, en mouvement ou non. Une bonne caractérisation de l'activité de la femme permettrait en effet de mieux identifier les artéfacts liés au mouvement, et de ne s'intéresser ainsi qu'aux signaux associés aux contractions.

II. Materiel et Methodes

A. Acquisition des données

Dans cette étude, nous nous intéressons aux signaux de l'accéléromètre afin de détecter l'activité de la personne. Le système Mobita® (Fig. 1.A) intègre un accéléromètre 3 axes qui possède une plage de mesure de ±16g avec une sensibilité de 3.9mV/bit. Les données de chaque axe sont acquises à une fréquence d'échantillonnage de 1000Hz en utilisant un convertisseur de 13 bits de type Microchip. Cette fréquence est amplement suffisante car les mouvements humains, dans la vie quotidienne, sont dans une bande passante très basse. La marche, qui est le mouvement associé aux plus hautes fréquences, présente une bande passante comprise entre 0,8 et 5 Hz [5].

Le système porté par la femme est attaché à une ceinture et est toujours placé sur le côté droit (Fig. 1-B). Cette position a été choisie, tout d'abord parce qu'elle est confortable pour la femme, mais aussi parce qu'une position haute sur le buste permettra une meilleure mesure des mouvements engendrés par le protocole. Afin de simuler les changements du centre de gravité de la femme, conséquences des changements de poids et d'anatomie des femmes en cours de grossesse, les femmes (non enceintes) volontaires dans cette étude, ont porté pendant leurs mouvements, un sac ventral simulant un « faux bébé ». Ce sac était lesté avec des poids de 5 kg (prise de poids moyenne à 6 mois de grossesse) et de 9 kg (prise de poids moyenne à terme).

Le protocole suivi par les femmes alternait des phases d'activité (se lever, se coucher, se retourner, s'asseoir, marcher) et des phases sans mouvement dans différentes positions (debout, assise, allongée).

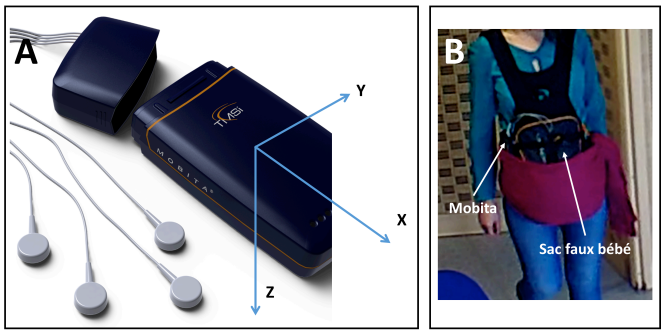


Figure 1. A- Système Mobita® et les 3 axes de l'accéléromètre. B- Positionnement du système sur la femme

Le protocole est détaillé dans le Tableau 1. Une marche lente correspond à environ 1 pas par seconde.

TABLEAU I.
Description du protocole

Étape	Action	État	Durée
1	Repos debout	statique	10s
2	Marche lente	dynamique	10s
3	S'assoir	dynamique	-----
4	Repos assise	statique	10s
5	Se lever	dynamique	-----
6	Marche lente	dynamique	10s
7	Se coucher	dynamique	-----
8	Repos couchée	statique	10s
9	Se retourner côté gauche	dynamique	-----
10	Repos côté gauche	statique	10s
11	Se retourner côté droit	dynamique	-----
12	Repos côté droit	statique	10s
13	S'assoir sur le lit	dynamique	-----
14	Repos assise sur le lit	statique	10s
15	Se lever	dynamique	-----
16	Marche lente	dynamique	10s

Les femmes ont effectué 5 fois ce protocole, pour chaque poids du faux bébé. Tous les enregistrements ont été réalisés dans les locaux de la chaire EBiomed de l'Université de Technologie de Compiègne, qui comprend un appartement test (Fig. 2), équipé de différents capteurs (caméras, microphones, capteurs de mouvement, balance,…).

Les expérimentations ont été enregistrées par caméra vidéo, afin de détecter, a posteriori, d'éventuels écarts par rapport aux mouvements demandés.

Après signature d'un accord de consentement éclairé, nous avons enregistré ces signaux accélérométriques, en suivant le protocole décrit, sur 5 femmes volontaires. Un exemple des signaux obtenus, labélisés avec les différentes étapes, est présenté figure 3.

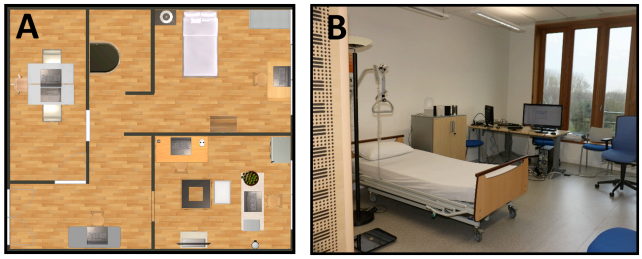


Figure 2. A- Plan de l'appartement de la chaire EBiomed. B- Photo de la chambre où se sont déroulés les enregistrements.

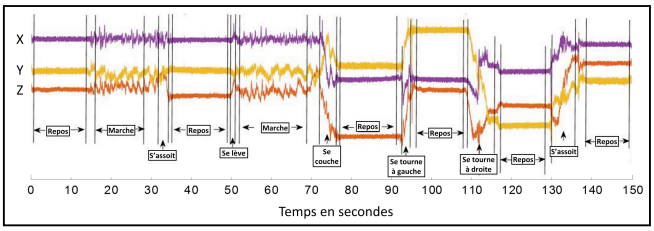


Figure 3. Exemple de signaux labélisés enregistrés lors d'une expérimentation.

B. *Traitement des données*

Afin de caractériser les signaux accélérométriques, nous avons calculé pour chaque axe (X, Y et Z), différents paramètres classiquement utilisés pour analyser ce type de signaux :

- Moyenne
- Variance
- Valeur RMS (Root Mean Square)
- Fréquence Médiane de la DSP (Densité Spectrale de Puissance calculée à partir du périodogramme)

Ces paramètres sont calculés sur une fenêtre glissante de 512 points, soit 0,5s environ, sans recouvrement.

Dans un premier temps, nous nous sommes intéressés à différencier les phases de repos des phases de mouvement. Pour ce faire, nous avons regroupé tous les signaux associés aux phases dynamiques et tous ceux associés aux phases statiques. Nous avons ensuite fait une analyse statistique des différences existant entre ces deux classes, par analyse des histogrammes de ces valeurs.

Dans un second temps, nous avons testé la possibilité d'effectuer cette détection repos/mouvement en temps réel, en utilisant les paramètres donnant les meilleurs résultats lors de l'analyse précédente, calculés cette fois-ci sur la même fenêtre glissante mais avec 50% de recouvrement (décalage de 256 points, soit 0,256s). Puis nous nous sommes penchés sur la

possibilité de séparer les 4 types d'activités (marche, s'assoit/se lève, se couche/se lève, se retourne) en utilisant les réseaux de neurones. Nous avons dans un premier temps utilisé un réseau de neurones classique avec 12 paramètres en entrée (les 4 paramètres x 3 axes) et une couche cachée. Ce réseau est entraîné avec l'algorithme de Levenberg-Marquardt [6],[7], avec 70% des échantillons disponibles. Les 30% restant ont servi au test du réseau.

III. Resultats

A. Séparation Repos/Mouvement

Après segmentation de tous les signaux disponibles, nous obtenons un ensemble de 5362 segments: 2849 segments de repos, 2513 segments de mouvement. Nous avons calculé pour chaque segment les 4 paramètres précédemment cités : Moyenne, Variance, RMS, Fréquence Médiane. Puis nous avons tracé les histogrammes de ces valeurs. Le seul paramètre à montrer des différences significatives pour les 3 axes, entre les phases d'activité et de repos, est la variance (Fig. 4).

Un simple seuil sur les variances permet donc de séparer les deux classes : Repos et Mouvement. Les seuils ayant donné les meilleurs taux de classement sont : Axe X= 60, Axe Y= 60, Axe Z= 80.

Les taux de bonne classification avec ces seuils atteignent, pour les phases de repos et les mouvements respectivement : 96% et 92%, en n'utilisant qu'un seul axe (Axes X ou Y) ; 93% et 97% en combinant les 3 axes par des ET (matrice de confusion non montrée).

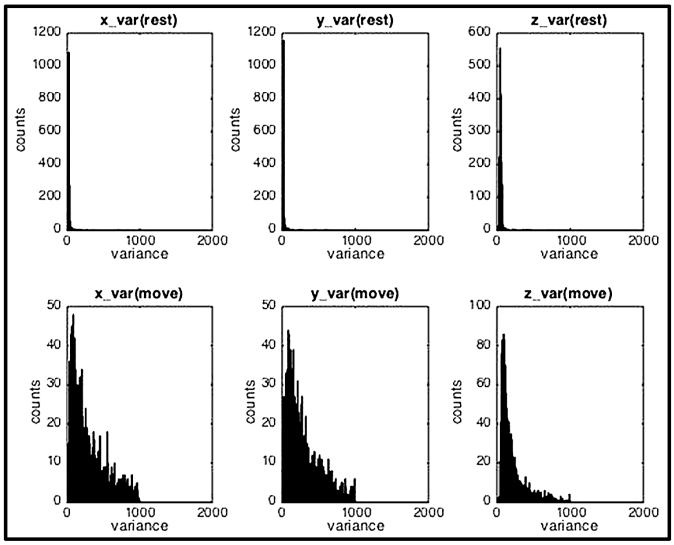


Figure 4. Histogrammes des variances calculées pour les 3 axes. En haut : repos ; En bas : activités

Dans l'approche temps réel (fenêtre glissante avec recouvrement de 50%), les matrices de confusion, obtenues en combinant les seuils sur les 3 axes (par des ET puis par des OU) sont présentées Tableau II. On remarque une amélioration de la détection en combinant le seuil sur les 3 axes avec la fonction OU, pour atteindre un taux de reconnaissance correcte de 98,7% pour les phases de repos et de 95% pour les mouvements. Dans ce dernier cas, le nombre de fausses classifications (repos détecté comme mouvement ou mouvement détecté comme repos) diminue aussi considérablement.

TABLEAU II.
Matrice de confusion pour la détection temps réel

X seuil 60 ET Y seuil 60 ET Z seuil 80	*Repos réel*	*Mouvement réel*
Repos détecté	94,59 %	37,26%
Mouvement détecté	5,41%	62,74%
X seuil 60 OU Y seuil 60 OU Z seuil 80	*Repos réel*	*Mouvement réel*
Repos détecté	98,71%	4,92%
Mouvement détecté	1,29%	95,08%

A. Classification des différentes activités

Nous avons ensuite étudié la possibilité de détecter les différentes activités regroupées précédemment dans la classe « Mouvement », et de les classifier en 4 groupes : marcher, s'assoir/se lever (chaise), se coucher/se lever, se retourner.

Les résultats préliminaires obtenus avec un réseau de neurones classique (une couche cachée entrainée avec l'algorithme de Levenberg-Marquardt) a donné les résultats de classification suivants. Les résultats obtenus lors de l'apprentissage (70% des échantillons ont servi à l'apprentissage du réseau) sont de 95% de bonne classification pour les 4 activités. Avec les 30% d'échantillons restants qui ont servi au test, nous obtenons les performances présentées dans le Tableau III.

TABLEAU III.
Performances de classification des différentes activités

Activité	**Marcher**	**Assoir/lever (chaise)**	**Coucher/lever (lit)**	**Retourner dans le lit**
%	92,9	35,8	57,9	86,8

La marche est l'activité la mieux reconnue, suivie de l'activité de retournement dans le lit. Ce sont en effet les 2 activités les plus dynamiques qui entraînent le plus de modifications des signaux accélérométriques. Les activités liées au fait de se coucher, de s'asseoir et de se lever du lit sont moins bien reconnues. Elles sont en général de plus courte durée et de moins grande amplitude. Le fait de s'asseoir et de se lever de la chaise est quant à lui très mal reconnu. Ces activités sont de durée très courte et influencent surtout un des axes de l'accéléromètre. Elles sont donc plus difficiles à identifier.

Ces premiers essais nous permettent cependant d'envisager une reconnaissance des activités les plus susceptibles de perturber le recueil de l'électromyogramme utérin.

IV. Conclusions et Perspectives

Cette première étude nous a permis de différencier en temps réel, à partir des signaux accélérométriques, les périodes ou la

femme est en mouvement, qui pourraient perturber le recueil de l'électromyogramme utérin, de celles où elle est au repos. Il semble aussi envisageable de classifier les différents types d'activité à partir de ces mêmes signaux, pour identifier les activités les plus susceptibles de perturber le recueil de l'EHG.

Dans le cadre d'une surveillance à domicile des femmes enceintes, basée sur l'analyse de l'EHG afin de caractériser la contractilité au cours de la grossesse, il est en effet important de pouvoir différencier sur le signal EHG, les bouffées d'activités reliées aux contractions, de celles reliées aux artéfacts de mouvements de la mère. Nous pourrons ainsi extraire de manière fiable, les caractéristiques des EHG indiquant un risque possible d'accouchement prématuré.

Cette étude doit être fiabilisée, et testée en parallèle d'une seconde approche (caractérisation sur les EHG des bouffées associées à des contractions) en enregistrant simultanément sur des patientes l'EHG et les signaux accélérométriques, afin d'étudier s'il est possible de détecter précocement les menaces d'accouchement prématuré. Ce projet fait partie d'une collaboration entre la Chaire EBiomed, et la compagnie TMSi partenaire de cette étude, dans le cadre du projet européen E!10608 SAFEPregnancy@home, financé par le Programme Eurostars.

Remerciements

Ce travail a été financé par la Chaire EBiomed qui fait partie de l'IUIS (Institut Universitaire d'Ingénierie en Santé).

Biobliographie

[1] H. Blencowe, S. Cousens, D. Chou, M. Oestergaard, L. Say, A.-B. Moller, M. Kinney and J. Lawn, "Born Too Soon: The global epidemiology of 15 million preterm births", *Reprod. Health*, vol. 10, n° Suppl 1, pp. S2, 2013.

[2] R. E. Garfield, H. Maul, L. Shi, W. L. Maner, C. Fittkow, G. Olsen and G. Saade, "Methods and devices for the management of term and preterm labor",*Ann N Y Acad Sci*., vol. 943, pp. 203-24, 2001

[3] C. Muszynski, J. Terrien, Y. Dréan, A. Chkeir, M. Hassan, C. Marque and J. Gondry, "Evolution of electrohysterogram signals synchronization according to term of pregnancy: interest for preterm labor diagnosis", *Gynécologie Obstétrique Fertil.*, vol. 40, n° 6, pp. 344-349, 2012

[4] W. L. Maner, R. E. Garfield, H. Maul, G. Olson and G. Saade, "Predicting term and preterm delivery with transabdominal uterine electromyography", *Obstet. Gynecol.*, vol. 101, n° 6, pp. 1254-1260, 2003

[5] P. Barralon, N. Vuillerme and N. Noury, "Évaluation de l'activité de la personne en maintien à domicile– Classification des transferts posturaux à l'aide d'accéléromètres", *ITBM-RBM* , vol. 27, pp. 182–193, 2006

[6] K. Levenberg. A Method for the Solution of Certain Non-linear Problems in Least Squares. Quarterly of Applied Mathematics , 2(2):164–168, Jul. 1944.

[7] D. Marquardt, An algorithm for least-squares estimation of nonlinear parameters, SIAM Journal on Applied Mathematics, 11(2), 431–441, June 1963

Biocapteur résonnant microondes pour la caractérisation non invasive de tissus biologiques

F. Deshours[1], G. Alquié[1], M. Tlili[1], K. Rachedi[1], H. Kokabi[1] et F. Koskas[2]

[1]*UPMC, Sorbonne Universités, L2E, 4 place Jussieu, 75252 Paris Cedex 05*
[2]*Faculté de Médecine P. et M. Curie, Site Pitié-Salpêtrière, 47 Boulevard de l'Hôpital, 75013 Paris*
frederique.deshours@upmc.fr

Résumé – Les problématiques adressées dans le cadre de l'e-santé couvrent un large champ de recherche. Elles essaient de répondre aux attentes des professionnels s'orientant de plus en plus vers des actes chirurgicaux et des traitements moins invasifs, mais aussi au développement de capteurs pour le suivi de paramètres vitaux (sueur, eau dans les poumons,…) ou l'évolution de certaines pathologies (cellules cancéreuses). De nouvelles techniques basées sur l'utilisation d'ondes électromagnétiques (RF, microondes) permettant d'effectuer des mesures plus locales pourraient remplacer les rayons X qui présentent de nombreuses contraintes. Des dispositifs RF ou microondes pourraient être une alternative pour déterminer les caractéristiques diélectriques de tissus biologiques, ces propriétés diélectriques étant représentatives de leur état pathologique. Des mesures de contraste diélectrique permettraient de suivre l'évolution d'une pathologie ainsi que certains paramètres vitaux d'un patient. Cet article décrit un prototype de capteur microondes résonnant à la fréquence fondamentale de 1 GHz utilisé pour déterminer les propriétés diélectriques de tissus biologiques d'origine animale.

Mots-clés : Biocapteur, micro-ondes, caractérisation non invasive, tissus biologiques

I. INTRODUCTION

Différentes méthodes de caractérisation de matériaux ont été développées pour étudier les phénomènes d'interaction ondes-matières [1]. Le choix de la méthode de caractérisation dépend de la bande de fréquences que l'on désire couvrir ainsi que des propriétés physiques du matériau. Ces techniques peuvent être à bande étroite, donc résonnantes ou au contraire large bande ; les méthodes résonnantes présentent l'avantage d'être plus sensibles, surtout pour la mesure de matériaux à faibles pertes. Dans cet article, nous présentons l'étude d'un capteur planaire constitué d'un résonateur en anneau pour caractériser entre 1et 10 GHz des matériaux complexes, tels les tissus biologiques. Ce biocapteur a été optimisé à l'aide de logiciels de simulation électromagnétique commerciaux 3D (HFSS et CST) puis réalisé, dans un premier temps, sur un substrat bas coût pour valider son principe de fonctionnement par la mesure de divers matériaux (liquides et solides de référence, tissus biologiques d'origine animale). Pour améliorer la précision de la méthode de caractérisation, ce biocapteur a été ensuite fabriqué sur un substrat à très faibles pertes ; les résultats obtenus ont été comparés avec succès à ceux obtenus par une technique de mesure mettant en œuvre une sonde coaxiale, précédemment développée au laboratoire [2].

II. CONCEPTION DU CAPTEUR PLANAIRE

Le biocapteur a été réalisé en technologie microruban sur un substrat de FR4 (ε_r=4.3, h=1.6 mm, tanδ=0.02) puis sur substrat de RT-Duroid 5880 (ε_r=2.2, h=787 µm, tanδ=0.0009). La cellule de base est formée par un anneau microruban gravé sur la face supérieure du substrat. Cet anneau est couplé par deux gaps aux lignes d'accès 50 Ω qui ont été conçues en guide d'ondes coplanaire et gravées dans le plan de masse, donc sur la face inférieure du substrat (Figure 1.a). Ce mode d'alimentation original du résonateur présente deux avantages. Tout d'abord, il améliore le couplage entre l'anneau et les lignes d'accès sans rajouter de pertes, même dans le cas de substrat d'épaisseur élevée ; cela conduit ainsi à une meilleure transmission (23 dB sur FR4 et 10 dB sur RT-Duroid 5880) (Figure 1.b). D'autre part, la présence du matériau à caractériser n'introduit qu'une faible interaction avec la propagation dans les lignes d'accès.

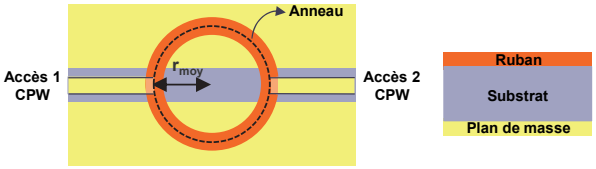
La résonance est obtenue lorsque la circonférence moyenne $2\pi r_{moy}$ de l'anneau est égale à des multiples de la longueur d'onde guidée λ_g [3] :

$$2\pi r_{moy} = n\lambda_g \qquad \text{avec : } n=1, 2, 3, \ldots \tag{1}$$

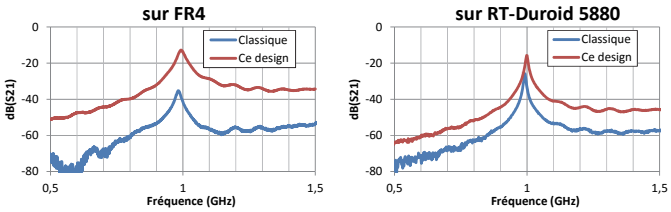
Les multiples fréquences de résonance f_{0n} de l'anneau permettent d'obtenir une caractérisation large bande du matériau [3] :

$$f_{0n} = \frac{n\,c}{2\pi\, r_{moy}\sqrt{\varepsilon_{re0}}} \tag{2}$$

où n est l'ordre de la résonance et ε_{re0}, la constante diélectrique effective du substrat à la fréquence considérée.



(a) Vue de dessus



(b) Mesures comparées entre un résonateur classique et ce design

Figure 1. Schéma et réponse du biocapteur.

II. CARACTERISATION EX-VIVO

La méthode de caractérisation repose sur la modification des pics de résonance du biocapteur en présence d'un matériau biologique disposé sur sa surface, appelé superstrat. Elle consiste à mesurer l'écart en fréquence (Δf) entre les pics de résonance observés à vide (f_{0n}) et en charge (f_{1n}) ainsi que leur élargissement lié aux pertes diélectriques du superstrat. Les déplacements relatifs des résonances sont donnés par :

$$\frac{\Delta f}{f_{0n}} = \frac{f_{0n} - f_{1n}}{f_{0n}} = 1 - \frac{\sqrt{\varepsilon_{re0}}}{\sqrt{\varepsilon_{re1}}} \quad (3)$$

où ε_{re1} est la constante diélectrique effective du résonateur chargé par le superstrat. Une calibration de ce dispositif avec des matériaux superstrats connus liquides (eau distillée, éthanol, méthanol, propanol) et solides (FR4, verre-époxy) a été réalisée ; la comparaison avec les simulations électromagnétiques effectuées avec HFSS et CST sont en bon accord [4].

Lorsque l'on caractérise des matériaux biologiques à fortes pertes, le remplissage total du résonateur entraîne un amortissement très important des pics de résonances, ne permettant plus l'exploitation des modes supérieurs (Figure 2).

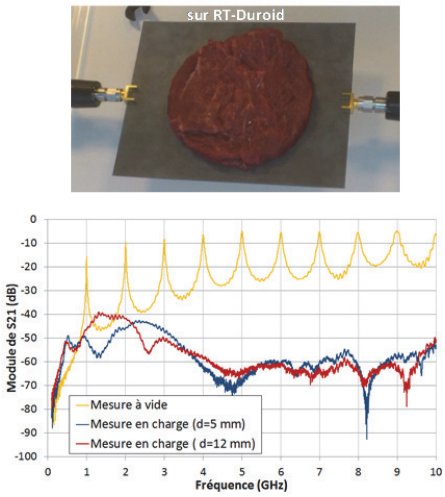


Figure 2. Remplissage total du résonateur par un échantillon de viande bovine d'épaisseur h (5 et 12 mm).

Une solution consiste alors à positionner le matériau à tester au niveau du gap de couplage entre la ligne d'accès et l'anneau. Dans ce cas de remplissage partiel, les résonances se déplacent vers des fréquences plus basses et leur amortissement est relativement modéré. Un exemple est donné à la figure 3 pour un échantillon de viande bovine d'épaisseur 10 mm pour lequel un déplacement fréquentiel de 192 MHz du pic fondamental a été observé. Des résultats similaires ont été obtenus expérimentalement et en simulation pour différents tissus biologiques (poulet, porc, veau, foie de porc, foie de veau).

Les simulations sous HFSS et CST confirment ces déplacements de fréquence ainsi que l'élargissement des pics de résonance. Par optimisation, il est alors possible d'estimer les valeurs des paramètres diélectriques du matériau caractérisé.

Les valeurs des paramètres diélectriques (ε_{rs} et $\tan\delta_s$) des superstrats sont résumées dans le tableau 1. Un bon accord entre les valeurs extraites et celles obtenues par la technique de mesure utilisant une sonde coaxiale développée au laboratoire [2] a été observé.

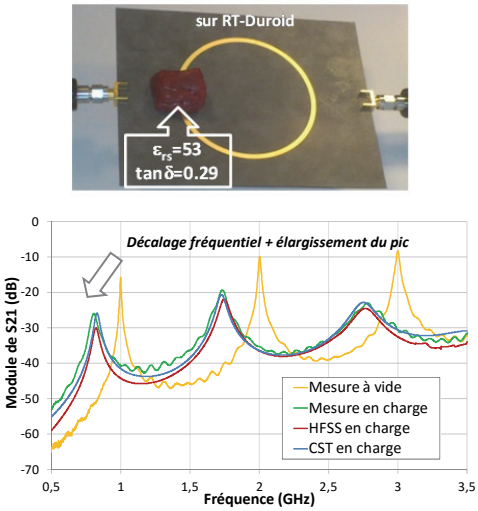


Figure 3. Mesure d'un échantillon de viande bovine.

Viande	Porc	Poulet	Foie de veau	Foie de porc
ε'_{rs}	54	55.7	47.7	45
ε''_{rs}	16.6	17.3	14.2	14.2
$\tan\delta_s$	0.31	0.31	0.3	0.32

Tableau 1. Extraction des paramètres diélectriques des tissus d'origine animale ($\varepsilon_{rs} = \varepsilon'_{rs} - j\varepsilon''_{rs}$, $\tan\delta_s = \varepsilon''_{rs}/\varepsilon'_{rs}$).

III. CONCLUSION

Cette étude a permis de développer un capteur planaire résonnant original sur un substrat bas coût et sur un substrat à faibles pertes adapté à la caractérisation de tissus biologiques. La modélisation électrique sous ADS du dispositif et la méthode d'extraction des propriétés diélectriques des matériaux sont en cours d'étude. Dans le but d'accroître la compacité de ce capteur en vue d'effectuer des caractérisations plus locales des tissus, sa miniaturisation est envisagée.

REFERENCES

[1] M.T. Jilani et al., *« A brief review of measuring Techniques for characterization of dielectric materials »*, International Journal of Information Technology and Electrical Engineering, Vol. 1, Issue 1, Dec 2012.

[2] G. Chen, J. Lo, N. Belhadj-Tahar and H. Kokabi, « *Microwave Broad Band Measurement of Dielectric Permittivity of biological tissues as a function of temperature* », International Symposium on Biomaterials and Smart Systems, Cergy-Pontoise, France, Oct. 2014.

[3] K. Chang and L-H Hsieh, « *Microwave ring circuits and related structures* », Wiley-Interscience, Second Edition, 2004.

[4] F.Deshours, G. Alquié, M. Tlili, K. Rachedi, H. Kokabi, F. Koskas, *« Etude d'un capteur microondes résonnant pour la caractérisation non invasive en petit signal de tissus biologiques »*, XXèmes Journées Nationales Microondes, Saint-Malo, France, Mai 2017.

Electromagnetic Immunoassays using Magnetic Nanoparticles in a Microfluidic Structure

A. Rabehi[1], B. Garlan[1], H. Kokabi[1], K. A. Ngo[2], H.-J. Krause[3]
[1] Sorbonne Universités, Univ Paris 06, UR2, L2E (Laboratoire d'Electronique et Electromagnétisme), Paris
[2] Sorbonne Universités, UPMC, Univ Paris 06, UMR 8235, LISE
(Laboratoire d'Interfaces et Systèmes Electrochimiques), F-75005, Paris
[3] Institute of Bioelectronics, Peter Grünberg Institute (PGI-8), ForschungsZentrum Jülich (FZJ), Germany
E-mail address: amine.rabehi@upmc.fr

Abstract – Magnetic nanoparticles are commonly used in numerous applications such as magnetic resonance imaging (MRI), local hyperthermia treatment, magnetic separation, information storage, and medical diagnostics using magnetic immunoassays. The latter field has become increasingly popular in the last years because of the favorable properties of magnetic particles. In fact, the particles can be used both for magnetic actuation as well as for magnetic detection of biomolecules. In the case of immunoassays, the magnetic beads are bound to the biological target substance using the highly specific antibody-antigen interaction. The most common assay format is the sandwich immunoassay in which the analyte is captured by an immobilized primary antibody and the streptavidin-coated magnetic particles are bound to the analyte by a biotinylated secondary antibody. This article reports the conception and realization of a magnetic detection system that encompasses a microfluidic structure along with multilayer designed set of planar coils in a printed circuit board (PCB). The challenge is to measure the magnetic marker particles with high accuracy and ~~with~~ high selectivity using a small quantity of biological sample. The magnetic frequency mixing technique is very well suited for this purpose of immunoquantification. For this concept, analytical calculations along with Comsol Multiphysics simulations have been achieved to optimize the dimensions of the coils and the microfluidic reservoir.

Keywords: Lab-on-chip; magnetic detection; pathogen sensing; multiphysics simulations.

I. Introduction

Due to the effect of spread diseases and pandemics caused by the amount of people that travel every day, a need of rapid, low cost and sensitive pathogen sensing systems is urgent. Many approaches try to develop a Lab-On-Chip (LOC) system. Among them, electrochemical and optical based methods are dominant. However, some suffer from few drawbacks like nonlinear detection range, lack of sensitivity, non-specific detection and complexity of integration [1-3]. Other methods include mechanical and magnetic based methods. The magnetic based ones hold promising perspectives due to their miniaturization possibility [4-5]. Some attempts have been made in order to embed magnetic sensors such as GMR, TMR, and planar Hall Effect sensors [6]. Main drawbacks include magnetic nanoparticles residues due to sticking effect in the edge of the magnetic material area and hysteresis effects. A good LOC pathogen sensing system should be sensitive with a low limit of detection, cost effective, selective, and simple to use and with a large dynamic range. Having low cost and very sensitive detection system is rather challenging. Commercial products find a compromise between these criteria, and the majority of them are not magnetic based.

The miniaturized system that we aim to develop tends to overcome these challenges. In our case, we take advantage of the nonlinearity of superparamagnetic nanoparticles (SPN). We use frequency mixing method with two magnetic excitation signals at distinct frequencies (f_1, f_2) and we measure the amplitude of the signal response at a specific frequency ($f_1 + 2f_2$) that allows detecting and quantifying the amount of SPN [7].

For sensitive magnetic field detection, we optimize the detection system taking into account the pick-up and excitation coils optimization for sensitive detection and efficient magnetization. Furthermore, we must consider practical aspects like heating effects that can cause substantial damage to the biological samples and endanger the detection. Heating can also cause both a decrease and fluctuation in the detected signal since the magnetization of the SPN is inversely proportional to the temperature. Consequently, compromises should be made in order to have a sensitive miniaturized detection system.

II. PCB STRUCTURE

To design the PCB structure for the planar coils, an analytical program that includes the calculation of axial magnetic field along with sensor sensitivity and magnetic field noise has been developed. Both the magnetic excitation field and induced sensitivity formulas depend on a geometrical function that represents the dimensions of the studied coil. Fig.1 (a, b) show the dependence of the coil sensitivity and magnetic noise on the frequency and outer radius of the coil. A compromise should be made between sensitivity and magnetic noise minimal value. We can also conclude from Fig.1a that the magnetic field noise is mainly dependent on the thermal noise, thus minimal values of the coil resistance are required.

Finally, excitation coils are optimized according to the produced magnetic field, heat dissipation and total impedance value. Along with the mathematical calculations, we performed a set of Multiphysics simulations. First, a coupled 2D axisymmetric magnetic and heat transfer simulation (Fig.1d) allows for rapid testing and evaluation of the distribution and intensity of the excitation field. The heat transfer simulations (Fig.1d) were performed in order to study the heating effects due to excitation coils in the vicinity of the sample reservoir. This later simulation is used to define a limit in heat dissipation power, thus total impedance value to be used in the analytical calculations.

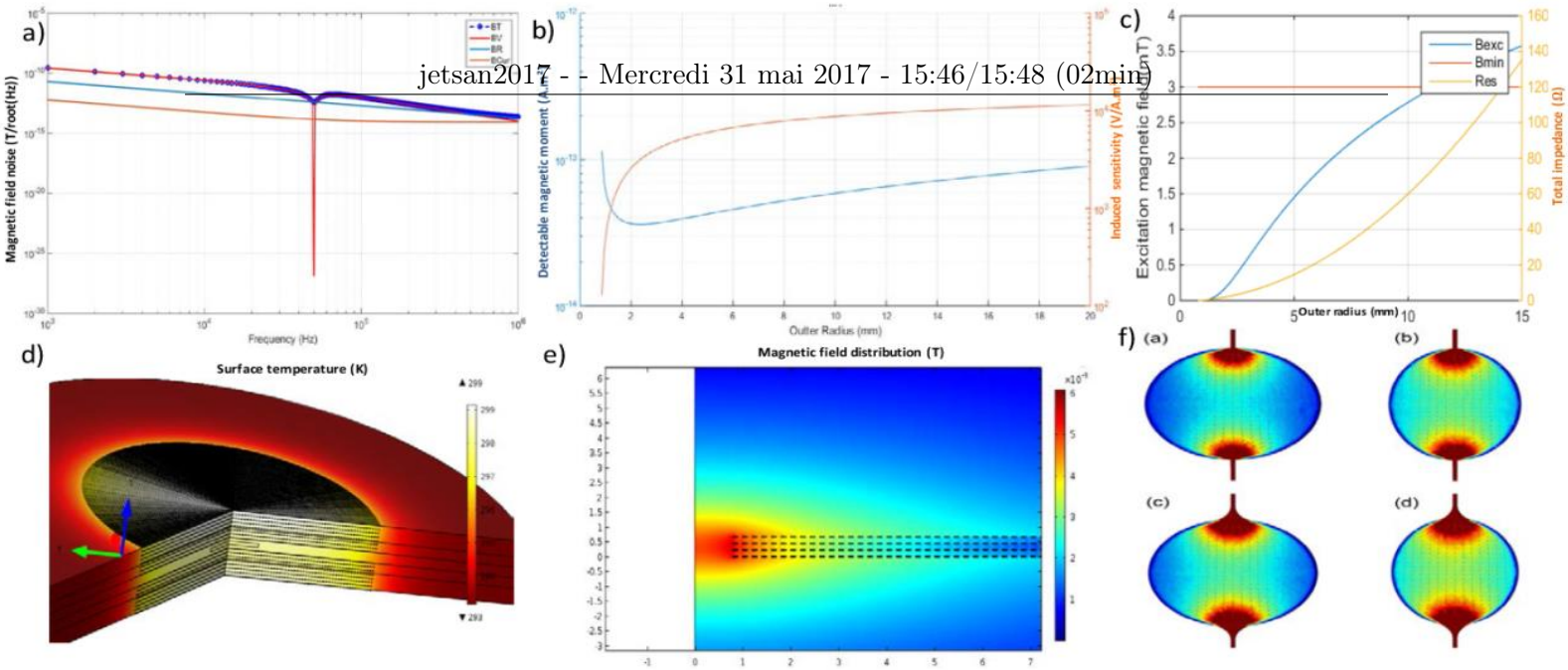


Fig. 1. (a) Magnetic field noise components: B_T, B_V, B_R *and* B_{Cur} are respectively total field noise, voltage noise, resistance noise and current noise for an AD745 preamplifier; (b) Detectable magnetic moment and induced sensitivity with respect to the outer radius of pick-up coil; (c) Magnetic excitation field (B_{exc}) and total impedance (Res) with respect to outer radius; (d) Heat transfer simulation ; (e) magnetic field distribution; (f) fluidic flow with respect to reservoir shape.

III. MICROFLUIDIC STRUCTURE

Based on the multiphyisics optimization of the microfluidic reservoir and coils dimensions, we designed and realized the whole structure. Because of the compromise between high number of turns and vicinity of excitation coils to sample reservoir, ; we chose to use a 8-layer for the realization of the excitation and pick-up coils. Fours 4 layers are assigned to each coil and the appropriate number of turns were chosen from the analytical and multiphysics simulations. The PCB structure allows accurate gradiometric detection, with one reference side and one detection side, the measuring coil must then be wounded in opposition.

Besides, a PDMS based microfluidic reservoir was made in accordance to the microfluidic simulations. Fabrication steps include mask design, mold fabrication, PDMS replica structure fabrication and plasma bonding to a glass substrate.

IV. CONCLUSIONS

In this work, a first miniaturized system with planar excitation and detection coils for magnetic frequency mixing SPN detecting system was designed and fabricated. Both analytical and multiphyisics simulation tools have been developed in order to optimize and miniaturize the system. Consequently, microfluidic reservoirs along with a multilayer printed circuit board have been realized in accordance. Further work includes the testing with different sizes of superparamagnetic nanoparticles (SPN) in order to investigate the sensitivity of the realized device. Moreover, the device should be validated for the detection of biological substances such as C-reactive protein which indicates the general level of inflammation in the body and allows to identify and keep track of infections and diseases that cause inflammation.

REFERENCES

[1] J. Wu et M. Gu, «Microfluidic sensing: state of the art fabrication and detection techniques,» Journal of biomedical optics, vol. 16, n° %18, pp. 080901-080901, 2011.

[2] M. Roppert, J. a. Ertl et K. a. Peter, «Microfluidic systems for pathogen sensing: a review,» *Sensors*, vol. 9, n° %16, pp. 4804--4823, 2009.

[3] A. H. Ng, U. Uddayasankar et A. R. Wheeler, «Immunoassays in microfluidic systems,» *Analytical and bioanalytical chemistry*, vol. 397, n° %13, pp. 991-1007, 2010.

[4] Koh.Isaac et Josephson.Lee, «Magnetic nanoparticle sensors,» *Sensors*, vol. 9, n° %110, 2009.

[5] J. B. Haun, T.-J. Yoon, H. Lee et R. Weissleder, «Magnetic nanoparticle biosensors,» *Wiley Interdisciplinary Reviews: Nanomedicine and Nanobiotechnology*, vol. 2, n° %13, pp. 291-304, 2010.

[6] C. Tamanaha, S. Mulvaney, J. Rife et L. Whitman, «Magnetic labeling, detection, and system integration,» *Biosensors and Bioelectronics*, vol. 24, n° %11, pp. 1-13, 2008.

[7] H.-J. Krause, N. Wolters, Y. Zhang, A. Offenhausser, P. Miethe, M. H. Meyer, M. Hartmann et M. Keusgen, «Magnetic particle detection by frequency mixing for immunoassay applications,» *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, vol. 311, n° %11, pp. 436-444, 2007.

Automatic Speech Analysis for Early Alzheimer's Disease Diagnosis

Saeideh Mirzaei, Mounîm El Yacoubi, Sonia Garcia-Salicetti, Jérôme Boudy, Christian Kahindo, Victoria Cristancho-Lacroix, Hélène Kerhervé, Anne-Sophie Rigaud
Télécom SudParis, CNRS, Université Paris-Saclay, France
AP-HP, Groupe Hospitalier Cochin Paris Centre, Hôpital Broca, Pôle Gérontologie, Paris, France
Université Paris Descartes, EA 4468, Paris, France
{saeideh.mirzaei ; mounim.el_yacoubi ; sonia.garcia ; jerome.boudy ; christian.kahindo}@telecom-sudparis.eu
{victoria.cristancho-lacroix ; helene.kerherve ; anne-sophie.rigaud}@aphp.fr

Abstract - We extract voice features from read speech of patients diagnosed as having Alzheimer's disease and mild cognitive impairment versus healthy control group at the AP-HP Broca Hospital. Two classification methods are used to evaluate the efficiency of these features. Finally, a wrapper feature selection method as exploits both methods is also evaluated.

Keywords: Speech analysis, MCI, Alzheimer, K-NN, SVM, Feature selection.

I. Introduction

Alzheimer's Disease (AD) is the first common form of dementia. From early stages to severe cases of AD, the symptoms include decline in surrounding awareness, lack of interest for unfamiliar subjects, increase of distractions, and so on [2]. AD diagnosis is done by different tests including CT scan, MRI and other invasive methods. Although patients with AD may reveal different symptoms, this disease is usually identified by impairment in memory, especially the short-term memory in the early stages of the disease. The most affected part of brain is more precisely indicated as the central executive component of the working memory (based on Baddeley's model for working memory) [1]. The central executive part of working memory establishes the attentional control system and drives task planning. Impairment in short-term memory results in losing track of recent events or conversations and particularly decline in multi-task performance [1]. Considering the fact that people with AD do not lose their consciousness and more over the social effects of the disease, including lives of those with AD and their caregivers and the country economy, its early and accurate diagnosis with low-cost non-invasive methods is of great interest.

Mild Cognitive Impairment (MCI) is associated with a range of diseases affecting different regions of the brain and needs a longitudinal study. It may result in decline of one or some of cognitive abilities of the patients e.g. the analytical skills, memory capacity, visual or/and auditory perception, language processing and production abilities, etc. The MCI diseases are in general categorized into two main classes, amnestic and non-amnestic. While it has not yet been confirmed, nor all the patients with MCI develop the disease (i.e. they may show stable conditions over time), the former is said to mostly lead to AD and the latter to other forms of dementia. Hence, it would be interesting to observe the features change from MCI to AD. In [6], the vocal features were used to distinguish AD and MCI from Healthy Control (HC) group.

In this work, we aim to find the markers of MCI and AD in read speech for early diagnosis of these diseases by extracting features from voice of patients and using two classification methods. Next section describes the data set. We review the features we used in our experiments in Section 3 and follow by explaining the methods in Section 4. We present the results in Section 5 and conclude the work with a perspective for future work in Section 6.

II. Data

Our data consists of recordings from 42 patients with MCI, AD and normal conditions (Healthy Control-HC), having 14 people in each group. All the patients are over 60 years old, advanced French speakers with reading and writing ability, controlled for visionary ability and tested with standard Mini Mental Score Exam (A score with maximum 30). One of the inclusion criteria for the participants was that the patient would not take any medications as it might interfere with brain performance. Furthermore, the purpose of this study was the early detection of AD patients, hence, only participants with the MMSE higher than 20 were included in the studies. All the participants were informed of the test purpose and signed the consent approval. Table I shows the statistics of our data set used in this paper.

The participants are asked to read the following passage of the book 'Le petit prince':

" *Tu n'es encore pour moi qu'un petit garçon tout semblable à cent mille petits garçons. Je ne suis pour toi qu'un renard semblable à cent mille renards. Voici mon secret: on ne voit bien qu'avec le cœur. L'essentiel est invisible pour les yeux.* "

The sampling rate of recordings is 44100 Hz. The original recordings were double channel but only one band of the two is used in this work.

TABLE I. Data statistics with 14 patients in each group

Group	Age	MMSE
HC	73,5 (±6,0)	28,7 (±1,0)
MCI	79,2 (±5,6)	27,8 (±1,8)
AD	79,8 (±6,5)	24,0 (±3,7)

III. FEATURES

The feature set is consisted of 15 elements; 4 related to fundamental frequency, 2 related to speech segments and 9 to jitter and shimmer. The approach to extract each is explained in the following.

A. *Fundamental frequency*

We estimate the fundamental frequency by using the autocorrelation function as in yin [4] (with the *d`* threshold of 0.25 for speech segment detection). Before segmenting, the signal is filtered with a band-pass filter with cut-off frequencies of 30 and 1100 Hz. The window length of 20ms and 50% overlap between windows were used and the fundamental frequency is calculated for all the segments. Afterwards, the minimum, maximum, mean and standard deviations of the fundamental frequencies are calculated over all the speech segments.

B. *Speech segments*

Following the previous analysis, the speech and non-speech segments were detected by considering the segment as speech if 4 consecutive segments (of 20 ms each) met the above mentioned criterion (*d`* < 0.25) and then only changed to non-speech if 8 consecutive segments did not meet the criterion. The speech portion and number of silences are calculated by dividing the number of speech segments to the whole segments and counting the number of speech interruptions respectively.

C. *Jitter and shimmer*

The jitter and shimmer values, defined as F_0 variation between segments and amplitude variation between peaks respectively, are obtained as defined in [5]. This set consists of all the nine variants introduced in the aforementioned paper and are presented partially by the following formulae:

$$Jitter_{abs} = \frac{1}{N-1}\sum_{i=1}^{N-1}|T_i - T_{i+1}|$$

$$Jitter_{rel} = \frac{\frac{1}{N-1}\sum_{i=1}^{N-1}|T_i - T_{i+1}|}{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}T_i}$$

$$Jitter_{rap} = \frac{\frac{1}{N-2}\sum_{i=2}^{N-1}\left|T_i - \frac{T_{i-1}+T_i+T_{i+1}}{3}\right|}{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}T_i}$$

$$Shimmer_{dB} = \frac{1}{N-1}\sum_{i=1}^{N-1}|20\log(A_{i+1}/A_i)|$$

$$Shimmer_{rel} = \frac{\frac{1}{N-1}\sum_{i=1}^{N-1}|A_i - A_{i+1}|}{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}A_i}$$

IV. CLASSIFICATION AND FEATURE SELECTION

The Leave-one-out method is used for all the experiments in this work. In our first experiment, we used the K-Nearest Neighbor (kNN) with Euclidean distance measure for classification. Here we used the full feature set. The same experiment was implemented by using the multi-class Support Vector Machine classifier using LIBSVM [3].

Furthermore, we applied a wrapper feature selection method and backward feature elimination to reduce the feature dimension. The total accuracy was the criterion to eliminate the features, i.e. we eliminated the feature if its elimination resulted in the total accuracy improvement or made it remain constant. Figure 1 shows the procedure by which feature reduction is done.

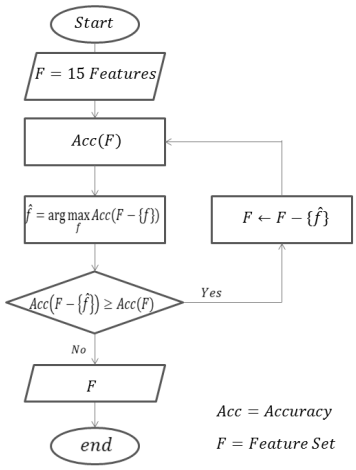


Figure 1. Feature selection; Accuracy (total accuracy of classifier) is defined as a function with the feature set as input

The classification accuracy for each class is defined as the number of correctly classified samples to the total number of samples in the group. The total accuracy is the average of classification accuracies in all groups.

V. RESULTS

After forming the complete set of features, we used kNN with *k* changing from 3 to 9. After several trials, *k* equal to 5 was decided to be used for further experiments. The full set of features was used with a Linear SVM classifier as well. Table II shows the confusion matrices for classification with the two methods. It is shown that kNN performs better and classifies the samples more accurately. It can be seen in the case of SVM, the confusion between HC group and AD group is very high.

TABLE II. Confusion matrices for classification with full feature set using SVM (left) and kNN (right).

True Class	HC	MCI	AD
HC	43%	21%	36%
MCI	36%	43%	21%
AD	43%	36%	21%

True Class	HC	MCI	AD
HC	68%	22%	11%
MCI	28%	61%	11%
AD	18%	47%	36%

In the second experiment, we reduced the feature dimension by backward elimination and using kNN and SVM. The final set, where eliminating any more feature would have resulted in accuracy decline, consisted of the following set of features using each of the classifiers:

A. SVM: 3 features

Type of Feature	Features
F_0	min, std
Speech segments	$N_{nonspeech}$

B. kNN: 10 features

Type of Feature	Features
F_0	max, mean
Speech segments	$N_{nonspeech}$
Jitter	rel, rap, ppq5
Shimmer	dB, rel, apq3, apq5

We observed that 3 features were selected by SVM and 10 features by kNN. The classification with each of these optimal sets was done by the corresponding classifier. The results are given as confusion matrices in Table III.

TABLE III. Confusion matrices for classification with selected feature set using SVM (left) and kNN (right).

True Class	HC	MCI	AD
HC	43%	28%	28%
MCI	7%	71%	21%
AD	14%	36%	50%

True Class	HC	MCI	AD
HC	57%	25%	18%
MCI	25%	68%	7%
AD	11%	39%	50%

The number of samples in each group is 14. It can be observed that the accuracy for both classifiers was improved by feature size reduction. The overall accuracy with kNN was improved from 55% to 58%, i.e. 5% relative improvement. With SVM as classifier, the feature selection method yielded more improvement in results, a 53% relative accuracy improvement from 36% to 55%. However, kNN performed better than SVM in both cases (before and after feature selection).

Among cognitive profiles, both classifiers could best classify the MCI group (with 68% for kNN and 71% for SVM). Moreover, they had high confusion rates with MCI profiles when classifying the AD profiles. We see that kNN performed better than SVM on the HC group (57% against 43%). Note that again both classifiers had high confusion rates with MCI group when classifying the HC group. This could be explained by the heterogeneity of the MCI group.

VI. Conclusion and Perspectives

In this paper, we presented our experiments with features extracted from read speech to find relevant markers of voice in HC, MCI and AD patients. We used two classification methods of kNN and SVM to test these features and observed how changing the number of features improved the performance of classifiers in terms of classification accuracy. By wrapper feature elimination, we found the most significant features by using kNN and SVM classification methods. The best classifier in our experiments was the kNN with 10 features, which had acceptable performance in classifying the HC and MCI group but not with the AD group. Overall, after feature selection, the performance of kNN was relatively improved by 76% with respect to the a priori class probabilities of 33%. We observed that the AD and HC groups were mostly confused with the MCI group. One reason could be the heterogeneity of the MCI group; the other possible reason is that the initial set of features lacks of relevant information. We actually obtained acoustical features mostly relevant in our feature selection experiments, which are not consistent with those used by [König et al.]. In our future work, we will try to extract more features (e.g. MFCCs, other temporal features) and use more data in order to launch the same experiments. Other classifiers may be used as well to better evaluate our features and discriminate AD- MCI and MCI-HC classes.

Acknowledgment

This work was funded by Fondation MAIF.

References

[1] Baddeley, A.D., Bressi, S., Della Sala, S., Logie, R. and Spinnler, H., 1991. The decline of working memory in Alzheimer's disease. Brain, 114(6), pp.2521-2542.

[2] Blanken, G., Dittmann, J., Haas, J.C. and Wallesch, C.W., 1987. Spontaneous speech in senile dementia and aphasia: Implications for a neurolinguistic model of language production. Cognition, 27(3), pp.247-274.

[3] Chang, C.C. and Lin, C.J., 2011. LIBSVM: a library for support vector machines. ACM Transactions on Intelligent Systems and Technology (TIST), 2(3), p.27.

[4] De Cheveigné, A. and Kawahara, H., 2002. YIN, a fundamental frequency estimator for speech and music. The Journal of the Acoustical Society of America, 111(4), pp.1917-1930.

[5] Farrús, M., Hernando, J. and Ejarque, P., 2007, August. Jitter and shimmer measurements for speaker recognition. In INTERSPEECH (pp. 778-781).

[6] König, A., Satt, A., Sorin, A., Hoory, R., Toledo-Ronen, O., Derreumaux, A., Manera, V., Verhey, F., Aalten, P., Robert, P.H. and David, R., 2015. Automatic speech analysis for the assessment of patients with predementia and Alzheimer's disease. Alzheimer's & Dementia: Diagnosis, Assessment & Disease Monitoring, 1(1), pp.112-124.

Télésanté et applications robotisées

AidAdom : vers une plateforme pour la coordination entre organisations dans l'aide au maintien à domicile

Ludovic Drugbert, Nacima Labadie, Matthieu Tixier
Université de Technologie de Troyes, ICD (UMR 6281, CNRS), Troyes, France
ludovic.drugbert@utt.fr, nacima.labadie@utt.fr, matthieu.tixier@utt.fr

Abstract - AidAdom est un projet qui vise à faire évoluer les pratiques professionnelles et optimiser la gestion et la coordination des interventions de différents acteurs aux domiciles des personnes en perte d'autonomie passagère ou progressive. Le soin médical à domicile suite à une maladie ou une hospitalisation demande aux professionnels de l'aide et du soin à domicile de se coordonner entre eux en respectant le bien-être et le mode de vie des patients. Cette prise en charge concerne tous les domaines du bien-être de la personne accompagnée : la santé, la nourriture, l'hygiène mais aussi le lien ou le contact social. Les TIC proposent plusieurs opportunités en vue de développer de nouveaux outils pour répondre à ces cas de coordination inter-organisationnelle complexe où la responsabilité de la prise en charge est distribuée entre les acteurs et l'interopérabilité des systèmes d'information largement absente. Nous présentons ici l'étude de terrain AidAdom et les choix de conception réalisés en lien avec les acteurs de terrains en vue de développer localement une plateforme en ligne permettant de faciliter la transmission des informations de suivi et d'alerte entre organisations pour l'aide au maintien à domicile.

Keywords: Coordination inter-organisationnelle, coordination des interventions, aide à domicile, soin à domicile.

I. INTRODUCTION

Le vieillissement de la population et les maladies chroniques sont les principales causes de l'augmentation considérable du nombre de personne prises en charge à domicile. Cette prise en charge concerne tous les domaines du bien-être de la personne accompagnée, qu'il s'agisse de la santé, de la nourriture, de l'hygiène ou encore du contact social.

La complexité des soins et services à domicile provient essentiellement de l'implication de différents établissements et professionnels ayant des compétences variées sans qu'aucun d'eux ne soit en particulier responsable de la coordination de l'ensemble des interventions. Bien que la nature des prises en charge à domicile diffère entre l'hospitalisation, les services de soins infirmiers ou d'accompagnement à domicile, la problématique d'aider l'usager à vivre de façon relativement autonome à son domicile reste présente dans tous ces types d'interventions.

Plusieurs projets de recherche et outils ont vu le jour ces dernières années [1-4] afin de faciliter la coordination des intervenants à domicile, cependant aucun à ce jour ne fait l'unanimité parmi les différents professionnels concernés, les questions de déploiement et d'adoption restant complexe au vu du nombre d'organisations et de professionnels concernés. Une originalité du projet AidAdom est que l'initiative du projet provient du secteur sanitaire et social au travers de son porteur, l'URIOPSS (Union Régionale Interfédérale des Organismes Privés non lucratifs Sanitaires et Sociaux) Champagne Ardenne.

Notre contribution dans le processus de prise en charge à domicile consiste à proposer des outils innovants pour simplifier la coordination des interventions des professionnels autour du patient à son domicile. L'objectif est d'améliorer la cohérence et la qualité des interventions auprès d'une même personne en prenant en compte ses besoins médicaux et sociaux.

II. ETAT DE L'ART

Parmi les outils existants pour la coordination et le suivi des interventions à domicile, les carnets de liaisons papier, ou plus rarement numérique, rencontrent une adoption importante chez les professionnels. Plusieurs projets de recherche ont travaillé à l'analyse et à la numérisation des carnets de liaison afin de faciliter la coordination des interventions à domicile. On peut mentionner l'expérimentation du CareCoor [1] au Danemark conçu pour simplifier le suivi et la coordination entre intervenants professionnels des services municipaux et aidants familiaux. Egalement le projet CARE [2] qui propose le déploiement d'un carnet de liaison numérique sous forme de tablette, permettant à l'ensemble des intervenants libéraux et aidants informels de partager plus facilement des informations relatives à l'accompagnement d'une personne à domicile. Dans ces projets une organisation a plus particulièrement la charge de coordonner les interventions à domicile, une municipalité, de par la structure spécifique des soins au Danemark, dans le premier cas et une association spécialement créée par des professionnels de santé pour accompagner des patients en fin de vie à domicile, dans l'autre.

A la différence des projets précédents centrés sur le domicile comme lieu central de coordination, d'autres projets visent à intégrer plus largement l'ensemble des acteurs de l'aide au maintien à domicile en proposant des outils leur permettant de travailler plus efficacement en réseau. Ainsi Le projet Plas'o'Soin (Plateforme d'Aide au Suivi et à la coordination des activités de soins à domicile) [3] est développé par des acteurs scientifiques, industriels, gestionnaires de prestations de santé et du domaine afin de mettre en place une plateforme technologique destinée à répondre aux besoins des structures de HAD (Hospitalisation à domicile), SSIAD (Services de

soins infirmiers à domicile) et de service d'aide et d'accompagnement à domicile (SAAD). Le projet vise à garantir la continuité des soins pour un patient dans son parcours global de santé. A un niveau régional, Ornicare [4] est une plateforme sécurisée de coordination et d'échange d'informations qui met à la disposition des professionnels de santé un seul et unique espace de coordination pour simplifier les transmissions d'informations. Elle est accessible aux professionnels de santé dès lors qu'ils deviennent adhérents d'un réseau de santé et constitue un support pour définir une stratégie thérapeutique partagée dans le cadre du travail en réseau.

Ces différents projets ont été un appui afin de mieux comprendre les enjeux et possibilités pour le partage d'information et la coordination propre à notre contexte. Notre problématique est de développer une initiative ancrée dans le domaine sanitaire et social et prenant comme point de départ la perspective des SAAD dans la coordination des interventions à domicile.

III. Méthodes et Participants

Afin de mieux comprendre les enjeux de la coordination entre organisations intervenants à domicile, nous avons conduit une étude de terrain auprès de deux services d'aide et d'accompagnement à domicile (SAAD) en région Grand Est (Champagne Ardenne) : les AMR (Aides Ménagères Rémoises) et l'ASIMAT (Association de Soins Infirmiers Ménagers de Troyes).

Les discussions au cours des comités de suivi du projet avec les professionnels du domaine sanitaire et social ont rapidement mis en lumière deux lieux principaux où se construit la coordination : les locaux des organismes d'aide au maintien à domicile et le domicile des bénéficiaires. Ainsi nous avons défini notre démarche d'enquête autour de ces deux centres.

Pour chaque organisme, nous avons réalisé sur une journée un entretien avec le responsable de l'organisation ainsi que deux à trois entretiens sur chaque site auprès des responsables de secteur en charge de planifier, suivre et coordonner le travail des intervenants au domicile quotidiennement. Ces derniers ont eu lieu sur leur poste de travail. L'enjeu était de prendre connaissance des documents et applications du système d'information qui sont utilisés pour coordonner les interventions, des contraintes de suivi et incidents de coordination, ainsi que de recueillir leur perspective sur la coordination inter-organisationnelle et la façon dont ils participent à la mettre en œuvre. Suivant la même démarche nous avons également rencontré le responsable et un responsable de secteur du service de soin infirmier à domicile (SSIAD) de l'ASIMAT (distinct du service d'aide au maintien à domicile) en qualité d'organisme ayant régulièrement à se coordonner autour de mêmes bénéficiaires.

Au niveau des domiciles des bénéficiaires, nous avons accompagné sur chaque site un professionnel du maintien à domicile lors de ses tournées sur une journée. L'objectif était de comprendre à l'échelle des domiciles comment se déroule les interventions, ce que les intervenants savent à propos de leurs collègues intervenant sur ces mêmes domiciles (appartenant ou non à leur organisation) et éventuel travail de coordination que cela induit en pratique. Des notes et photos ont été prises afin de garder traces des différents outils utilisés pour la coordination (carnet de liaison, dispositif pour la télégestion, téléphone).

Sur la base des informations recueillies, un cycle de conception et prototypage a été initié afin de définir les caractéristiques d'un outil permettant de faciliter la coordination entre intervenant à domicile. Les versions successives ont régulièrement été discutées et améliorées sur la base des retours des responsables des organisations impliquées dans le projet. Nous revenons dans la section suivante sur plusieurs observations qui appuient les choix de conception de la plateforme AidAdom dans sa version actuelle.

IV. La coordination entre organisations au domicile

Plusieurs cas de problèmes de coordination rapportés par les acteurs de l'aide à domicile du projet ont motivé la mise en place du projet AidAdom et ont été le point de départ de notre recherche. A titre d'exemple nous résumons rapidement deux cas problématiques, synthèse des éléments rapportés sur le terrain, qui illustrent les enjeux de coordination entre acteurs de l'aide au maintien à domicile.

« M. Henri est accompagné au quotidien à son domicile pour l'aide aux courses, au repas et à l'entretien du domicile depuis plusieurs mois. Suite à une hospitalisation, un infirmier du SSIAD du secteur passe également plusieurs jours pendant deux semaines afin de refaire les pansements et de surveiller l'évolution de M. Henri. Comme chaque jeudi matin, Mme. Claire, auxiliaire de vie au SAAD, passe amener les courses de M. Henri et trouve la porte fermée. Elle en réfère à sa responsable de secteur qui ne parvient pas à obtenir par téléphone plus d'information auprès des personnes référentes enregistrées dans le dossier de M. Henri. Le temps presse, aucun voisin ne répond, Mme Claire ne peut entrer pour savoir comment va M. Henri et par ailleurs se pose le risque qu'il ait chuté ou ait besoin de soins en urgence. Les pompiers sont appelés pour fracturer la porte et s'assurer de l'état de M. Henri qui n'était pas présent. Et pour cause, la dégradation de son état constatée par l'infirmier du SSIAD avait conduit à hospitaliser de nouveau M. Henri la veille. »

Ce cas illustre le manque de partage d'information entre les intervenants qui conduit à un travail conséquent de recherche d'information en cas d'anomalie constatée sur le terrain. Ceci représente par ailleurs une perte de temps important, même en cas d'issue plus favorable, sur des services déjà très chargés (par exemple, en étant au courant Mme Claire aurait pu être affectée auprès d'un autre usager ce jour tout en sachant que M. Henri était en sécurité à l'hôpital).

« Mme Arnaud sort tout juste du domicile de Mme Bel qu'elle aide pour la prise des repas et l'entretien du domicile. Elle est très perturbée et appelle sa responsable de secteur. Elle vient de se faire copieusement sermonnée par la fille de Mme Bel, qu'elle n'avait jamais vu par ailleurs et qui l'accuse de rendre malade sa mère car elle lui donne trop de sucre d'après son médecin généraliste. En effet, outre la dégradation de son état cognitif, Mme Bel fait du diabète et sa consommation de sucre doit être scrupuleusement contrôlée. N'étant pas professionnel de santé, Mme Arnaud et le SAAD qui l'emploie n'ont pas d'accès formels aux informations de santé de Mme Bel et n'avaient donc pas connaissance du problème. »

Ainsi, la frontière entre accompagnement médical et quotidien se montre complexe en pratique. Si des informations de santé ne peuvent en effet pas être transmises entre intervenants à domicile, des recommandations et observations n'ayant pas de caractère médical gagnerait à être partagées, comme ici le fait de ne pas donner de sucre. Par ailleurs, le contact régulier des intervenants des SAAD pourrait fournir des informations utiles pour les professionnels de santé sur le suivi des personnes au jour le jour.

L'élaboration des plannings occupe une part importante du travail des responsables de secteur avec le suivi auprès des intervenants à domicile. La coordination avec d'autres organisations ou professionnels libéraux est réalisée de façon ad hoc prenant la forme d'épisode de *knotworking* [5,6] dans la mesure où la mise en œuvre de ce travail collaboratif ne repose pas sur un organisme en particulier faisant office de centre de contrôle. Elle se négocie au cas par cas en fonction des besoins (ie, être à deux pour pouvoir lever une personne alitée) et des informations disponibles sur l'usager et ses intervenants à domicile. Equiper les professionnels lors de ces épisodes de coordination est un enjeu central pour le soin à l'usager.

Nous nous sommes également intéressés aux systèmes d'information des deux organisations étudiées. Chacune utilise actuellement des solutions logicielles différentes pour supporter leur système d'information (planning, facturation, paie) ce qui confirme une réalité métier déjà partagée entre partenaires au tout début du projet. En étendant le besoin de coordination avec les professionnels libéraux, d'autres organisations associée (ie, portage des repas), voire l'hôpital, le problème d'interopérabilité et d'échange de données entre ces outils apparait critique.

Sur ces bases nous avons défini les caractéristiques et fonctions de la plateforme AidAdom qui doit permettre un partage d'information non médicale, centrée sur la coordination entre organisations (ie, qui intervient quand pour faire quoi chez X.) et facilement accessibles à la chaîne d'acteurs intervenant sur un domicile.

V. LA PLATEFORME AIDADOM

La plateforme AidAdom se présente sous forme d'une application web disponible sur tablette au domicile des usagers et sur l'Internet plus largement. Elle propose un ensemble de fonctionnalités, accessibles uniquement après authentification, permettant d'obtenir des d'informations sur les bénéficiaires ainsi que les différents intervenants qui participent à la prise en charge de celui-ci.

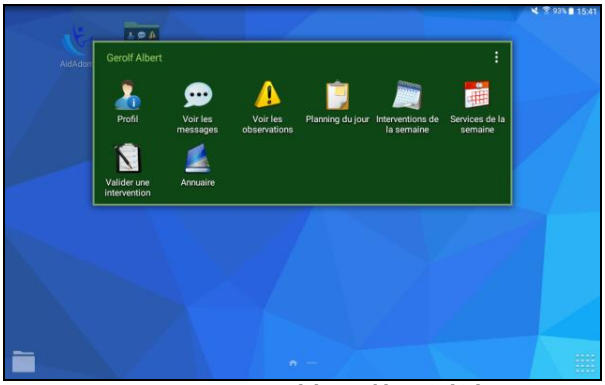


Figure 1. Ecran principal d'une tablette AidAdom

Pour chaque bénéficiaire connu du système, la plateforme permet de répondre aux questions suivantes :

a. Qui intervient auprès du bénéficiaire ? Qui est intervenu ? Qui interviendra ?
b. Quelles sont les services réalisés au jour le jour ? Quels sont les services à venir ?
c. Quelles sont les dernières informations de coordination ?
d. Quelles sont les précautions à prendre en compte avant et pendant une intervention ?

Dans ce qui suit nous décrivons les principales fonctionnalités du système.

A. *Annuaire*

AidAdom met à disposition un annuaire listant l'ensemble des professionnels qui interviennent auprès du bénéficiaire.

B. *Suivi et planification des interventions*

AidAdom propose aux intervenants de valider des fiches d'interventions très simplement après chaque passage auprès d'un bénéficiaire ou de les ajouter si elles ne sont pas présentes. Lors de la validation, il est alors demandé à celui-ci de cocher l'ensemble des services réalisés lors de son intervention (repas, ménage, toilette, prise de médicaments, etc). Le système mémorise alors l'auteur de la fiche et l'heure de validation. Ces informations pourront alors être consultées par les autres professionnels (figure 2) et ce sur une période de temps limitée (ie, 3 mois).

La plateforme offre également la possibilité de définir des interventions/passages qui devront être réalisés, grâce à des fiches prévisionnelles. La non réalisation des interventions impératives peut entraîner l'envoi de mail d'alertes aux différents professionnels concernés (elles sont symbolisées par une horloge, figure 2). Le plan des interventions est visible à partir d'une vue planning hebdomadaire munie d'un code

couleur. L'usager, ses aidants principaux, les responsables de secteur et les intervenants chargés de la prise en charge peuvent alors visualiser, de manière simple et rapide, la liste des interventions de la semaine comme ci-dessous.

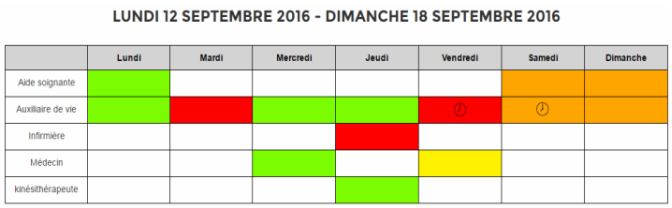


Figure 2. Vue d'ensemble des interventions sur une semaine (en vert celles réalisées, en orange celles planifiées, en rouge celles non réalisées, en jaune celles au statut indéterminée au moment de la consultation)

C. *Communication entre tous les intervenants et aidants*

AidAdom offre la possibilité aux professionnels ainsi qu'à l'usager et ses aidants principaux de laisser des messages dans une zone spécialement prévue. Ces messages peuvent être accompagnés d'un envoi d'email lorsque l'auteur juge important d'alerter tous les professionnels concernés.

D. *Précautions lors de la prise en charge d'un bénéficiaire*

Une fonctionnalité du système permet de lister l'ensemble des informations essentielles à prendre en compte lors de la prise en charge d'un bénéficiaire (mettre des gants, allergies aux acariens, faire attention à ...).

VI. Conclusion et perspectives

Nous avons présenté la plateforme AidAdom et l'étude qui appuie les choix de conception que nous avons proposés afin de faciliter la coordination entre organisation pour le maintien à domicile. Une étape en cours et essentielle de notre démarche est maintenant de mettre à l'épreuve la plateforme AidAdom sur le terrain. Nous conduisons actuellement une étude pilote auprès de deux domiciles sur chaque site (Reims et Troyes) avec la dizaine d'intervenants impliqués pour chaque bénéficiaires (aidants informels, aide à domicile et médico psychologiques, auxiliaires de vie, aides-soignants et professions médicales, notamment).

L'objectif est d'évaluer un premier prototype de la plateforme AidAdom afin de vérifier les choix de conception réalisés et de recueillir des améliorations dans une perspective d'évaluation formative [7] et avant d'envisager un déploiement plus large. A ce titre deux questions complémentaires sont également en cours de travail au sein du projet : la gouvernance de la plateforme et l'interopérabilité avec les systèmes d'information des organisations participantes.

Si pour le moment le prototype de la plateforme AidAdom est hébergé et maintenu par les partenaires du projet, à long terme se pose la question de l'organisation qui pourrait assurer la gestion et la maintenance de cet outil au quotidien. Cette question de gouvernance apparait essentielle dans notre contexte spécifique d'un ensemble d'organisation autonome visant à améliorer leur coordination sans que l'une prenne l'ascendant sur l'autre. Elle se pose tant en termes de moyens qu'en termes symboliques pouvant ouvrir ou fermer la participation d'organisations et de professionnels libéraux, et donc de son intérêt comme outil de coordination. Il apparait nécessaire de discuter et trouver un porteur de confiance qui fasse consensus et soit en capacité de porter ces missions.

Comme nous le mentionnions plus tôt, la diversité des outils et formats de données exploitées par les organisations intervenant à domicile est un enjeu dont tiens compte le projet en l'absence de standards ayant rencontrés l'adoption dans les outils métiers. Une étape supplémentaire demande toutefois à être franchie en parvenant à concevoir des « adaptateurs » nécessaires permettant d'accéder aux données des outils métiers en usages afin d'éviter les doubles saisies et d'assurer la qualité des données. Ce travail devra être complété par une infrastructure à base de services web permettant à d'autres organisation et outils de télécharger et synchroniser leurs données avec AidAdom, notamment au niveau des plannings.

En progressant sur ces deux axes nous espérons développer un outil souple permettant de faciliter la coordination entre les organisations d'aide au maintien à domicile.

Remerciements

Nous remercions l'URIOPSS Champagne Ardenne, porteur du projet, ainsi que les AMR et l'ASIMAT pour leur accueil et le travail accompli ensemble dans le cadre de ce projet de recherche – programme Innov'Action – soutenu par le conseil régional de Champagne Ardenne (Grand Est).

Bibliographie

[1] C. Bossen, L. R. Christensen, E. Grönvall, et L. S. Vestergaard, « CareCoor: Augmenting the coordination of cooperative home care work », *International journal of medical informatics*, vol. 82, nº 5, p. e189–e199, 2013.

[2] K. A. Amsha et M. Lewkowicz, « CARE: An Application to Support the Collective Management of Patients at Home », in *Computational Science and Computational Intelligence (CSCI)*, 2015, p. 743–748.

[3] R. Bastide, P. Bardy, B. Borrel, C. Boszodi, M. Bouet, K. Gani et al, « Plas' O'Soins: A software platform for modeling, planning and monitoring homecare activities », *IRBM*, vol. 35, nº 2, p. 82–87, 2014.

[4] e-santé Champagne-Ardenne, « ORNICARE | e-santé Champagne-Ardenne », 2011. [En ligne]. Disponible sur: https://www.esante-ca.fr/ornicare. [Consulté le: 17-févr-2017].

[5] Y. Engeström, « Quand le centre se dérobe : la notion de knotworking et ses promesses », *Sociologie du Travail*, vol. 50, nº 3, p. 303‑330, 2008.

[6] K. A. Amsha et M. Lewkowicz, « Shifting Patterns in Home Care Work: Supporting Collaboration Among Self-Employed Care Actors », in *COOP 2016: Proceedings of the 12th International Conference on the Design of Cooperative Systems*, 23-27 May 2016, Trento, Italy, A. D. Angeli, L. Bannon, P. Marti, et S. Bordin, Éd. Springer International Publishing, 2016, p. 139‑154.

[7] M. Scriven, « The methodology of evaluation », in *Perspectives of Curriculum Evaluation*, Rand McNally., Chicago, Illinois, USA: R Tyler, R Gagne, M Scriven, 1967, p. 39‑83.

A Framework for Service Robots in Smart Home: an Efficient Solution for Domestic Healthcare

Nathan Ramoly[1], Amel Bouzeghoub[1], Béatrice Finance[2]
[1]SAMOVAR, Télécom SudParis, CNRS, Université Paris-Saclay, Evry, France
[2]DAVID, Université de Versailles Saint-Quentin-en-Yvelines, Versailles, France
nathan.ramoly@telecom-sudparis.eu

Abstract -

Domestic healthcare is becoming more and more important as the population is growing older. The last technological progresses enable numerous possibilities for monitoring and helping users in their everyday lives. Robotics and smart home are two distinct examples. They both provide great features and possibilities, but also limits. This work addresses the combination of robots and smart home. In this paper, we present a robotic framework that relies on the smart environments strengths. We tackled numerous challenges encountered by the robot for perceiving, reasoning and acting at home and that are critical for healthcare applications. Consequently, multiple solutions are presented and evaluated through both simulation and physical tests.

Keywords: service robots, smart home, healthcare, task planner, context acquisition, ontology, activity recognition.

I. INTRODUCTION

As population is growing older, the need for domestic healthcare increases every day. Elderly people are faced with numerous health issues and need to be accompanied. On top of that, loneliness and isolation are major problems for them. Nowadays, we observe the emergence of both service robotics and smart environments towards domestic healthcare. On the one hand, robots are becoming both smarter and cheaper. Multiple projects, such as Robot-Era [1] or CompanionAble [2], are pressing forward and the first affordable personal robots, such as Buddy (http://www.bluefrogrobotics.com/) or Zenbo (https://zenbo.asus.com/) are currently being released to the public. These robots have three purposes: keep company with the user, thus being social towards him/her; monitor the user and provide feedbacks to the medical staff; and help the user by acting. Robots can efficiently act and interact thanks to their actuators, mobility and speech, but their perception is limited to their sensors, reducing their ability to monitor. On the other hand, smart environments, in particular smart homes, are rising alongside the Internet of Thing (IoT). More and more devices are now embeded with intelligence and are able to interact over the Internet or local networks. The market is rich in devices and solutions. Similarly as robots, multiple research projects and platforms are studying smart home for domestic healthcare, Mobile-Mii (http://fedev.universite-paris-saclay.fr/platforms/plateforme-dexperimentation-mobile-mii-du-cea-list) is a good example. These environments aim to monitor the user and, if possible, to act through signals or actuators. As they can rely on various spread sensors, smart environments can efficiently monitor the user. However, such systems can only perform simple tasks and has low interaction with the user. All in all, both service robots and smart homes tackle more or less the same problems, each having their pros and cons. By combining both solutions, it seems we can improve the overall quality of service: each approach overcomes the limitation of the other. For instance, a smart environment can efficiently monitor the user while a robot can interact with the user, do various tasks or gather information unreachable for the environment thanks to its mobility. However, such an interaction may not be trivial and some issues are to tackle. In this paper, we propose a framework for robots operating in smart homes. This framework aims to provide tools that are suitable for robots/smart environment interactions. Our solution aims to be environment-independent, meaning it can work with any, and without, smart environments. Moreover, it relies on three steps: perception, cognition and action. For each of them, challenges are identified, studied and solved from the perspective of the robots/smart environment interactions. This paper presents those challenges and the proposed solutions. It is structured as follows. Section II reviews the related works of robots in smart environment. We present our framework and the problematic in Section III before describing the solution in Section IV. Section V describes our experiments and results. Finally, a conclusion ends the paper through Section VI.

II. RELATED WORKS

We review some general approaches, scenarios and technologies combining robotics and smart environments. From a robot's eye, a smart environment is an opportunity; it offers new possibilities to observe, most of the time in a reliable way, and to act on the world. Be aware that sensing and acting are challenging issues in robotics. That's why such an interaction has been successfully tested in museums and homes, which are non-friendly robot environment. Shiomi & al designed a system based on robots and a smart environment to enhance the Museum of Science of Osaka [3], in this case, smart devices are mainly used for localization and users identification. They are several examples of applications at home. Baeg & al [4] added intelligence to furniture, such as tables or shelves, in order to enhance robot perception and

localization. The PEIS project [5, 6] is with no doubt the greatest effort in that direction. In this work, robots are part of the smart environment, which not only contains sensors, but also multiples actuators. In that case, smart environments and robots are one, and help the users in their everyday life. More recently, Robot-Era project, which aims to provide personal robots for elderly person, also deal with smart environments, this is not the main objective of the project and it relies on PEIS contributions. Lastly, CompanionAble [2, 11] is a project that aims to provide cheap robots to help elders by using a smart environment. The smart environment is made from multiple kinds of devices. The most common technology in this case is RFID (Radio Frequency IDentifier). RFID [3, 4, 9] tags are a cheap and efficient way to store data in the environment, they are passive (no energy needed) and easy to set up. RFID readers allow precision and/or range, according to the needs: from tag carpet [9] to beacons, the possibilities are broad. Cameras are also important for pervasive environment, even if they rely on powerful algorithm; they provide multiple information, in particular localization [3, 4, 5]. There are multiple types of cameras, infra-red or 3D cameras are great example of non classic cameras. Landmarks are also sometimes used, QRCode (or similar technology) are very convenient to locate precisely. Of course, specific sensors are not to exclude, light sensors or thermometer are quite useful at home. Actuators are not that frequent, but they do exist. They are no specific technology for this, but with the rise of connected devices, we can easily foresee a robot controlling a heater, a cellphone, a door [8] or even an armed fridge, as exposed in PEIS works. Communication is of course an issue, in most case, it is transparently handled using various technologies such as ZigBee, Wi-Fi, Bluetooth, etc… But interaction with other devices does not limit to home or museum. With the emergence of the Internet of thing, a new dimension has appeared. As Jong-Hwan Kim states [7], the next generation robots will be part of the Internet, able to virtually move and to use device through the Internet of Thing. These exist called 'ubiquitous robot', they follows personal robots (2nd and current generation) and industrial robot. There are already some works on ubiquitous robots. UNR-PF [10] (Ubiquitous Network Robot Platform) is a global system that allows to provide help to the user everywhere, from home, to the supermarket, by using robots, smartphone, sensor networks, etc… It relies on services and multiples layers. The LIREC project (http://lirec.eu/project) is another example where a robot is able to switch between physical reality and virtual space. Nevertheless, ubiquitous robots are still a concept and researchers are currently mostly focusing on personal robots.

Two types of architecture can be encountered: centralized or distributed. In a centralized approach [3, 4], the 'intelligence' and the main processes are located on one dedicated server. It can be the robot as well as another device. In this approach, the central server gathers all data from sensors and decides what to do through actuators and robots. On the other hand, in a distributed system [5], data are shared and decisions are taken via 'deliberation' between devices. Smart resources (sensors and actuators) directly communicate with each other, robots are also handled as devices (at least in PEIS approach). Both approaches have their pros and cons. Centralization allows to have all the data at the same place, simplifying reasoning. Also, having a dedicated device may increase the efficiency and the response time of the reasoning (more powerful, specialized). However, if it falls, all the system follows… This is not an issue in distributed approaches. This way offers a greater flexibility and robustness (a device can go out of order without impacting the whole system), however, setting up is harder and data reasoning and management is not as powerful.

In our work, as we want our solution to be environment independent, we opt for a centralized approach. Unlike the PEIS project, the main processes will be embedded in the robot. Furthermore, most of other approaches rely on a limited number of sensors or focus on a few particular types. This is a strong limitation; in consequence, we want our framework to be generic and environment independent.

III. FRAMEWORK ARCHITECTURE AND CHALLENGES

In this section, we describe the global structure of our framework. As previously explained, it relies on three steps: perception, cognition and action:

- **Perception**: the robot gathers the current context data through various sources.
- **Cognition**: the robot analyzes the context data and reasons to understand what is happening in the environment and takes a decision.
- **Action**: the robot acts on the environment to achieve some goals determined by a previous decision.

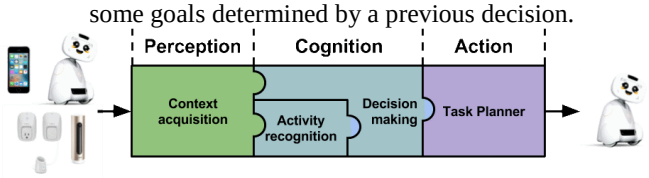


Figure 1. Framework architecture

The global process is described in Figure 1. For each step, we provide one or multiple tools that solve particular challenges. We will now identify the challenges for each step.

A. *Perception*

The first step on any robotic process is to perceive the environment through sensors. In our case, it consists of acquiring context data from various sensors, from the robot or the smart environment. The objective is to gather all the data and maintain a context knowledge that will later be used by the cognition layer.

In everyday life environment, including smart homes, uncertainty is a serious issue. In fact, we should expect that sensors will provide non-perfect data. For instance, a thermometer may not be accurate or a motion sensor may be intempestively triggered. In such cases, uncertainty can lead to the production of uncertain context data. Subsequently, this may cause problems or miscomputations in the cognition layer. For instance, if a sensor implies that the user is in room A

while he is in room B, a wrong activity may be recognized. As expressed by Ye el al. [12], there are multiple dimension of uncertainty. In a context of a robot operating in a smart home we identified four essential dimensions (depicted in Figure 2):

- **Freshness**: data is outdated. For example, if a sensor sends an event asserting the user is in room while he has just left for room B.
- **Precision**: data is correct yet inexact. For instance, a motion sensor only detects a motion, it is imprecise compared to a camera that detects motion and identifies a user.
- **Accuracy**: data is wrong or partially wrong. When the user is perceived in a room while being in another for example.
- **Contradiction**: two pieces of data provide contradictory information. For example, when the user is between two rooms and detected by sensors of both rooms.

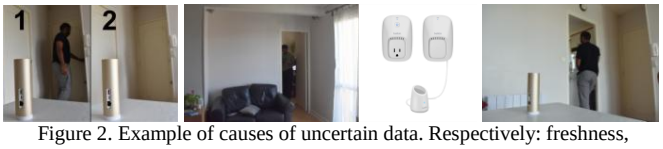


Figure 2. Example of causes of uncertain data. Respectively: freshness, accuracy, precision and contradiction

Thus, we need a tool that is able to tackle these uncertainty dimension and model context data accordingly in order to be compliant with the cognition layer. The proposed solution is described in Section IV-A.

B. Cognition

Once the context is acquired, the cognition step comes into play. It aims to analyze the context to understand what is happening and take a decision accordingly. Let us have the example of a user fall, in that case, from the acquired context data, the robot understands that the user has fallen and takes the decision to go to assist the user and/or alert the medical staff. We propose two processes for cognition: activity recognition and decision making.

Activity recognition aims to identify what the user is doing, willingly or not. ‘Cooking’, ‘Sleeping’ and ‘Falling’ are possible activities. The robot is able to recognize what the user is doing from vision [13, 14]. However, these image based techniques can be a bit inaccurate and require a lot of training. In fact, the main limitation is the confusion between activities: some activities imply doing similar gesture and it is sometimes hard to distinguish. Figure 3 shows such an example. But in our context, the robot’s camera is obviously not the only sensor and various context data can help the activity recognition process. We propose an enhancement to a vision based activity recognition process that adjusts the recognition’s result according to the context knowledge.

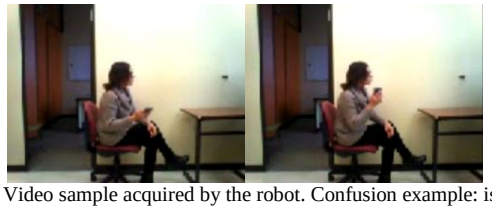


Figure 3. Video sample acquired by the robot. Confusion example: is the user drinking or phoning ?

Furthermore, non-vision based activity recognition techniques do exist. However a few of them are able to take into account the uncertainty (modeled in the perception layer in our case). An uncertainty friendly activity recognizer could provide more accurate results than standard approaches [15]. However, as our framework is robot-oriented, we will focus on a vision based solution in this work.

The decision-making process, as its name implies, aims to have the robot taking a decision. The idea is to identify situations that require the robot intervention, a user fall for instance. Such a tool uses the context knowledge as well as the detected activities.

Proposed tools for cognition are presented in Section IV-B.

C. Action

The action layer aims to intervene on the environment in order to reach a goal that was determined by the cognition layer. This step relies on a task planner. A task planner is a tool that generates a sequence of action (or task) to reach a given goal in a given context. Automated planning is a broad topic that goes beyond robotics. Among famous planner we can cite STRIPS (STanford Research Institute Problem Solver) [16] or HTN (Hierarchical Task Network) [17, 18, 31], these two are pioneers and leaded to numerous variations. Task planning is essential for robots, in particular in non dedicated environments such as homes. Indeed, it allows to figure out how to achieve a goal in a particular context. A classical task planner uses an input the context and a goal, and outputs a sequence of actions, in other words the plan. The planner only focuses on generating the plan and does not manage the plan execution. The plan does not change during execution. In case of a failure of an action, the planner is called again with an updated context. Failure is to be prevented, as it is time consuming due to the further actions required to reach the goal.

In our context, the robot is not the only one acting on the environment: as the user is living his/her life, he/she continuously changes the context. This variability is a problem for plan execution. In fact, for a robot, executing a plan is a matter of numerous minutes, and a lot of changes can occur within this time. And some changes can lead the plan to be outdated. For example, if the robot is asked to fetch some medications and the user moves them while it is reaching their location, it won’t be able to find them, thus failing to achieve its goal. Another problem is the availability of data: in such environments, we can’t ensure the robot has access to the whole context when planning. Let us have the example of fetching again; the robot knows medications can be in the kitchen on the table or in the drawer, but not their exact position, thus it doesn’t know what option to select in its plan.

However, it could get the information when it reaches the kitchen, by using its cameras or reaching a sensor with a limited range for instance. By planning while not having all the required data, the robot may be running an incorrect plan. Both context variability and missing data at planning may lead to failure situations that would drastically slow down the robot. This is not acceptable as the user health can be in the balance. For instance in the case of a fall of the user, the robot shall not waste time trying possible options to reach him/her.
To solve these two challenges, we propose an upgrade of the HTN planner that combines planning and execution to enable flexibility and reactivity to the robot's plan. It is addressed in section IV-C.

IV. CONTRIBUTIONS

As expressed in the previous section, each step has specific challenges for our context of a robot operating in a smart home. Consequently, specific solutions must be proposed to each of these challenges in order to provide an efficient framework.

A. Perception

As expressed in Section III-A, context acquisition is facing four types of uncertain data: freshness, accuracy, imprecision and contradiction. We propose a tool that combines Complex Event Processing (CEP), semantic knowledge and fuzzy logic. Our solution is a three step process as depicted in figure 4.

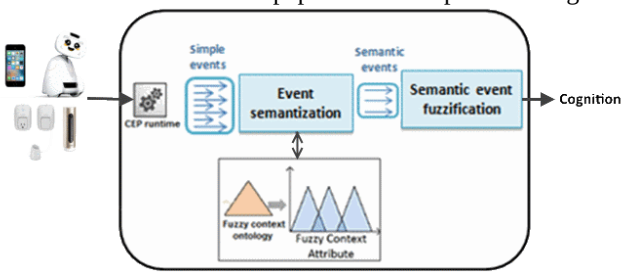


Figure 4. Context acquisition process

1. **Event Processing**: raw events acquisition from sensors, batching and filtering. Relies on a CEP.
2. **Semantization**: enhancing events with semantic knowledge and format.
3. **Fuzzification**: computation of fuzzy values by analyzing batches of events and generation of one Fuzzy Semantic Complex Event (FSCE).

The resulted FSCE are sent to the cognition layer tools that will store and use them. We will now explain each step of the context acquisition process and how they tackle the uncertainty. For a more detailed explanation, please refer to [19].

1) Event Processing

The aim of the event processing step is to gather events from various sources filter them on given criteria and batch the event in time-window. It relies on a classical CEP system, such as Coral8 [21] or, in our case, ESPER [20]. A CEP is a tool that gathers event and generate higher level one. In our work, we use it for collecting data while the computation of higher level event (FSCE) is done by the two next steps. In order to gather, filter and batch, the CEP relies on designer-defined query. Let us have an example with the following rule: *Select events of type="location" in time_batch(1min) where source = "motionSensor1" or source="camera3"*. This query gathers the event of type 'location', filters by their sources and batch them in 1 minute time-windows. The filtering allows doing a first basic handling on events. The time batching is the key feature to overcome the **freshness** issue. In fact, by considering only the events in a given time window, we prevent using outdated event. Of course, the shorter is the time-window the lower outdated events there is, but oppositely, having too short one can lead to have nearly empty batches, limiting the fuzzification process. Determining the time windows size is the matter of the nature of events and the choice is left to the designer. This step outputs a batch a filtered events and is provided to the semantization process.

2) Semantization

Based on a background knowledge represented as an ontology, the semantization phase enriches and formats the events provided in the batch.
The enrichment has two purposes. First, it enriches event data that may be weak by itself. The idea is to directly tackle the **imprecision** issue. In fact, as events' precision can be enhanced through further information stored in the expert-provided background. For example, a motion sensor can be linked to a given room and a particular user. Based on this knowledge, the semantization phase will enrich this sensor's events so that they can carry the information of the user location. The second purpose of the enrichment is to add confidence values on the event based on their parent sensor. In the background knowledge, each sensor is associated with a confidence value (provided by an expert) that will be attached to the events they generate. This confidence value aims to represent and tackle the **accuracy** of sensor.
In order to carry these further data, the events are formatted into RDF (Resource Description Framework) graphs. In other words there are formatted in an ontological format. The resulting events carry enriched information presented as object linked to their properties, as depicted in Figure 5.

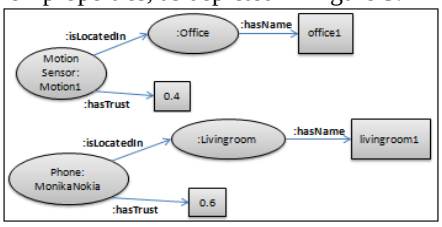


Figure 5. Example of events formatted as RDF graphs

The structure of these graphs is computed from the background knowledge. By formatting the event as RDF graph, the data are interoperable and can be easily integrated to other system, in particular cognition's tools in our case.

The semantization outputs a batch of semantic events that are passed to the fuzzification phase

.

3) *Fuzzyfication*

The fuzzification phase analyses a batch of semantic events to generate one Fuzzy Semantic Complex Event (FSCE). It actually aggregates all possible events with trust weights associated to each possible value. For example, as for location, the fuzzification can generate such an event: $FSCE_{location}$ = *{[livingroom; 0.33] , [office; 0.67] }*. By doing so, our system overcomes the problem of contradiction: it provides a trust value for each value and it doesn't exclude any possible value, meaning all possibilities will be taken into account in the cognition layer.

In order to compute these trust weights, the process uses a dedicated membership function on all events of the provided batch. This function uses the semantic information carried by event and computes a weigh accordingly. In our case, we use a weighted mean on confidence value, but other functions are possible for the designer.

The process then generates one single FSCE as a RDF graph with the computed trust weights modeled as annotation, as depicted in Figure 6.

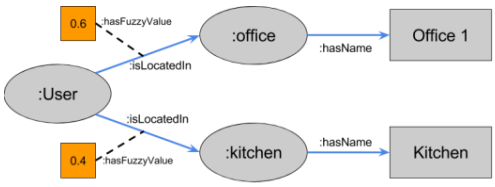


Figure 6. Example of FSCE

The generated FSCE is then provided to the cognition layer. Be aware that the context acquisition can be instantiated multiple times, each with its own query. Thus, the cognition layer is fed from various FSCE.

B. *Cognition*

Once the context is acquired and provided as multiple FSCE, the cognition step comes in play. It is divided in two tools: an enhanced vision based activity recognition system, and a decision maker.

1) *Activity recognition*

The robot has the ability to recognize the activities of the user. But, as expressed in Section III, it encounters difficulties. We enhance the vision process described presented in [13, 14]. In brief, it works following four steps that rely on several supervised learning algorithm:

1. **DenseTrack** is an algorithm that analyses an image steam to provide pixel trajectories (tracking);
2. **K-Means** algorithm is used to group trajectories into a fixed set of prototypes or clusters.
3. **Bag of words** algorithm is used to compute the frequency of 'visual words' thanks to the clusters generated by K-means
4. **Support Vector Machine (SVM),** the bags are classified using a trained SVM.

It outputs a list of activities associated with a probability. For example: *{(eating, 0.05),(phoning,0.1),(walking,0.01,…)}*. This approach was proven efficient on benchmarks, but is yet to be improved in realistic configuration, such as ours.

To improve this process, we complete it with the available context knowledge. First, the context knowledge is stored and maintained in an ontology that is fed from the perception layer output. In other word, it carries data from the FSCE, including the trust weights. Whenever the robot applies its vision algorithm for activity recognition, it checks the context knowledge and enhances its results based on simple rules. Let us have some example:

- If the phone's inertial unit exceeds a given threshold- increase "phoning" probability,
- If a movement was detected through a motion sensor located in a room with a TV – increase "remote controlling" probability,
- If the opening door sensor was triggered – increase "opening door" probability.

The probability increase takes into account the trust weights of data, but how the activity's probability is increased is defined by the designer. With such adjustments, the activity recognition is more accurate.

But the background knowledge can also refine the result of the vision algorithm. In fact, it is possible to detect more precise activities by combining the vision results and the context data. For example, if the user is 'sitting' in the kitchen around noon, the robot can infer he/she is eating. To do so, we apply reasoning rules. Here is an example written using Jena: *(?act is-a Activity) (?act a label "sitting") (?act a proba ?prob) (?anyact a proba ?anyprob) greaterThan(?prob ?anyprob) (?usr located-in ?room) (?room is-a RoommMeal) (?meal time meal ?time) equal("cur time" ?time) → (?newAct is-a Activity) (?newAct a label "eating")*.

By enhancing the vision based activity recognition with semantic background knowledge, we improve the accuracy of the results as well as their precisions. We conducted multiple experiments that are addressed in Section V. The output is the same as the vision process, namely a list of activity associated with refined probabilities. These activity are then use for decision making.

2) *Decision making*

The decision making process aims to determine if the robot should intervene and what it is supposed to do. It uses the results of both perception and activity recognition.

In order to decide, the robot relies on rules. The rules are provided by the designer and define the reaction the robot shall have when detecting particular context data (including activities). For example, if the user is sleeping while a window is open, the robot should decide to close the window: *(?act is-a Activity) (?act a label "sleeping")(?win is-a Window) (?win status Open) (?win is-located-in ?room) (?usr located-in ?room) → set(?win status Close).* These rules have the feature

of taking into account the trust weights of data and probability of activity by computing a confidence value for the implicated decision. This confidence value is computed by doing the mean of all trust weights, and probabilities for activities, of context data represented in the rule. After evaluation, multiple rules may be valid, in such case, the decision with the highest confidence value is selected.
We plan to use a more efficient and adaptable solution that is able to detect anomalies that are not necessarily statically given by the user. Such a work is however out of the scope of this paper, but is presented in this [22].
In any case, this layer selects a goal to achieve in order to serve the user and provide it to the action step.

C. Action

Once it has taken its decision, the robot has a goal to achieve. It now has to determine how to achieve this. To do so it relies on a task planner. In our work we selected and improved HTN (Hierarchical Task Network). We will first discuss HTN before presenting our contribution.

1) HTN

HTN is a common planning technique that relies on decomposing tasks into subtasks and on the knowledge of a hierarchy of tasks. It has various implementation [23, 24, 25, 26] and as widely in robotics for various applications [27, 28, 29, 30]. We will now present a brief description of HTN.
HTN aims to find a solution to a planning problem by decomposing tasks into subtasks. HTN relies on two types of tasks: primitive tasks and compound tasks. Compound tasks are realized by subtasks, while primitive tasks are 'ready-to-run' non-decomposable tasks. The result of the planning process is called solution, and is a totally ordered set of primitive tasks. A planning problem is defined as a 3-tuples (g, s, D), where g is a sequence of tasks to achieve, i.e. a 'goal', s is the initial state of the environment as predicates, and D is the domain. The domain D is a pair D = (O, M), where O is a set of operators and M a set of methods. An operator is a concrete executable action and it solves a primitive task. A method indicates how to decompose a compound task into a partially ordered set of subtasks, primitive or compound. It is defined by: its name, the task it 'realizes', preconditions as predicates describing when it is applicable, and a sequence of primitive or compound tasks, i.e. the subtasks. To represent the world state and preconditions, HTN relies on predicates. A predicate represents a property of the current context (see definition below) and respects the following pattern: property (id1, id2 ...). To generate a solution, HTN applies methods from the domain D to compound tasks depth-firstly, starting by goal tasks from g. For a more detailed overview of HTN please refer to dedicated works [31].
Figure 7 provides a very simple example of a HTN for a robot to go to its recharge station. In reality, HTN are obviously much more complex.

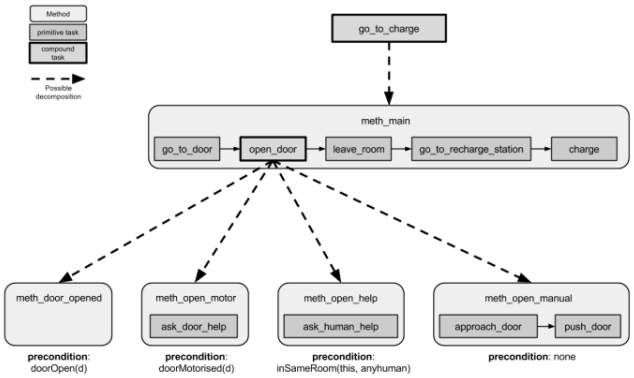


Figure 7. Simple example of a HTN

2) Dynamic HTN (DHTN)

Although HTN has several advantages and is consequently common in robotics, it is subjected to the same challenges as any task planner: in our case, the dynamism of the environment and the unavailability of some data when planning. To tackle these problems, we propose an extension of HTN, Dynamic HTN (DHTN), featuring a combination of planning and execution: instead of generating the whole plan at once, DHTN incrementally build the plan while executing it. By doing so, DHTN is able to take into account fresh context data and proposes up-to-date plans.
DHTN mainly uses the same formalism as HTN. But as DHTN also handles the execution of the plan, the notion of *status* was added to the tasks, operators and methods. There are three states: SUCCESS, FAILURE and RUNNING. An operator is RUNNING when the robot is doing the action, and its status is set to SUCCESS or FAILURE according to the actual execution results. For instance, if the robot falls while grabbing an object, the operator it was running fails. Consequently, the other elements of HTN are impacted. A primitive task succeed when one of its operator succeed and fails if not. A method fails if at least one of its subtasks has a FAILURE status and succeeds when all of its subtasks have SUCCESS status. A compound task fails if all its methods failed and succeed if at least one method did. These statuses allow DHTN to monitor the plan execution and to use this information for planning. With these features, DHTN can efficiently find an alternative plan in case of a task failure.
We proposed a novel algorithm for DHTN. Starting from an initial task, DHTN operates has follows:

- If the current task is a primitive task: DHTN selects a matching operator and the robot executes it. It waits for the operation's result. If the operator succeeds, the task is a SUCCESS and DHTN moves to the next one and reapply the algorithm. If the operation fails, the task is a FAILURE, thus its parent method and compound task also fail. DHTN then backtracks to the parent compound task and try to find another method. If there is no parent task, DHTN fails to achieve the goal.

- If the current task is a compound task: DHTN compares the current task's methods' preconditions to the current context and selects a compatible method. By doing so, DHTN takes into account the last changes in the environment and selects an up-to-date sub-plan. Furthermore, by selecting a method when required, the robot can access data it could have missed if it would have planned beforehand. DHTN then moves to the first subtask of the selected method and reapply the algorithm.

By combining execution and planning, DHTN is able to manage a reactive and flexible plan. It limits the number of failures and, in case it couldn't be prevented, finds alternative solution without launching the whole process again. Experiments underlining this strength are presented in the next Section. For a more complete work about DHTN, please refer to [30].

V. EXPERIMENTS AND EVALUATIONS

Our framework was implemented and tested through both simulation and physical tests.

For simulation, we rely on Freedomotic (http://www.freedomotic.com/), an open source development framework to manage smart spaces, in particular smart homes. Freedomotic allows todefine data sources, actuators and carries a simple event processing system. The represented devices can be linked with real one or simulated one: by doing so, it is easy to implement in real life a system tested in the framework. One of Freedomotic main feature is its compliance with plug-in: we can easily find any plug-in we might need thanks to a play-store like tool and we can create our own upgrades. Figure 8 displays a screenshot of Freedomotic interface.

Figure 8. Freedomotic interface

Furthermore, we also tested our contributions with a robot and a smart environment. We used a Nao H25 robot [32], it is a popular humanoid robot that has a lot of abilities, such as locomotion or speech. As for the smart environment, we relied on the Hadaptic (http://hadaptic.telecom-sudparis.eu/fr/introduction/) platform. The platform is composed by a modular room, furniture and various sensors, such as motion sensors, opening sensors, thermometers and beacons.

Figure 9. The Nao robot and the Hadaptic platform

Each of our contributions was tested and evaluated using Freedomotic or the Hadaptic platform. We will now review our results.

A. *Perception*

We tested our context acquisition tools through simulation. We sat up a simulation environment based on Freedomotic that enables uncertain data generation. Our experiments aimed to show that our system was able to improve an activity recognition process such as [15] by tackling and modeling the uncertainty. We implemented and simulated a scenario and compared the correctness of an activity recognition system with and without our solution. Results can be found in Figure 10.

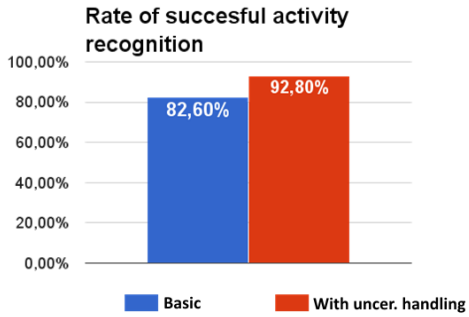


Figure 10. Activity recognition rate improvement

In Figure 10, the blue column represents the activity recognition rate with a basic context acquisition while the red one shows the results with our uncertainty aware solution. With our solution, we improved the rate of successful recognition by 10%, which is a significant gain, in particular for healthcare applications. This proves our contribution to be pertinent.

B. *Cognition*

In order to evaluate the interest of combining a vision based activity recognition process with further context data, we conducted experiments on several test subjects for three scenarios. We selected three activities (scenarios) to test: remote controlling a TV, opening a door, and phoning. A test run consists in a person doing a gesture in front of a Nao robot as showed in Figure 11. The robot acquires a video sample and applies the vision algorithm to identify the activity. It then adjusts the results based on a context knowledge provided by the smart environment through sensors including smart phones and opening sensor. We conducted our tests on 12 subjects.

Each one was asked to repeat 10 times each gesture: each scenario had 120 runs. We then compared the result of the vision only recognition and the enhanced one.

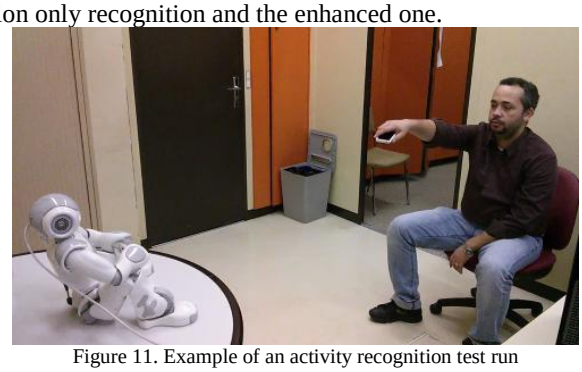


Figure 11. Example of an activity recognition test run

Results are displayed in Figure 12. The blue column shows the vision only correct recognition rate will the red one shows the improved results. The vision only process was fully confronted to the issue of confusion. Indeed, the activity probability distribution outputted was very narrow. In other word, the vision recognition process was not far from the result, yet couldn't allow clearly identifying an activity. In consequences, even a small adjustment with context data allows to clarify the recognition. This explains the huge difference between the two techniques. Nevertheless, it proves that such a combination is pertinent and efficient. You can find more detailed results in [33].

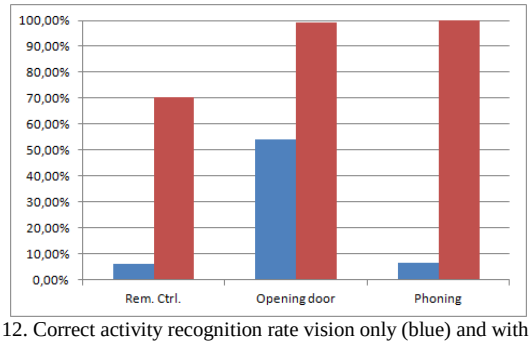


Figure 12. Correct activity recognition rate vision only (blue) and with context data enhancement (red)

C. Action

DHTN was implemented and tested through both simulation and a physical robot. Some proof of concept tests were conducted with Nao, as displayed in Figure 13 that depicts the reactivity of DHTN. Videos are also available online: http://nara.wp.tem-tsp.eu/what-is-my-work-about/dynamic-hierarchical-task-network-dhtn/.

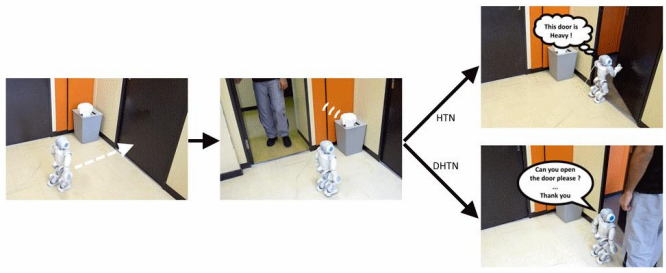


Figure 13. Action layer tests with a Nao robot

In order to evaluate it, we again used Freedomotic and designed a simulation environment that simulates a dynamic environment. We measured the number of tasks required to reach an objective for various level of dynamism and compared DHTN to HTN. Results are displayed in Figure 14.

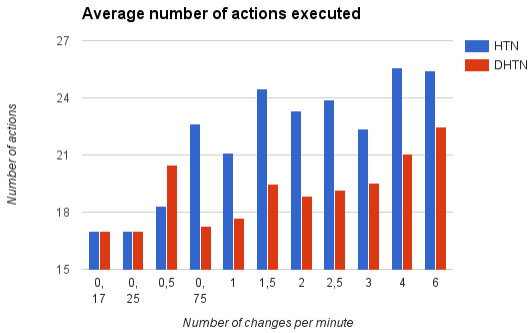


Figure 14. Number of actions required to reach a goal for various change rates

As we can see in Figure 14, DHTN needs fewer actions to reach the goal than HTN. As HTN plan is generated before running it and is not reactive, the plan often fails, leading to numerous replanning and a lot wasted task executions. DHTN on the other hand, is successfully able to take into account the last changes in the context thus preventing doing action that are meant to fails.

VI. Conclusion and Perspectives

In this paper, we presented a framework for robots operating in smart homes for healthcare domestic applications. We tackled multiple challenges including uncertainty of data and dynamism of the environment to provide and accurate and efficient robotic system. All our tools were tested and validated using both simulation and real case experiments.

In future works, we aim to improve the decision making process to handle efficiently uncertainty and priorities. We also want to test our whole framework in a real case application using the Evident platform (https://evident.telecom-sudparis.eu/).

References

[1] Bevilacqua, Roberta, et al. "Robot-era project: preliminary results on the system usability." *International Conference of Design, User Experience, and Usability*. Springer International Publishing, 2015.

[2] Schroeter, Ch, et al. "Realization and user evaluation of a companion robot for people with mild cognitive impairments." *Robotics and Automation (ICRA), 2013 IEEE International Conference on*. IEEE, 2013.

[3] Shiomi, Masahiro, et al. "Interactive humanoid robots for a science museum."Proceedings of the 1st ACM SIGCHI/SIGART conference on Human-robot interaction. ACM, 2006.

[4] Baeg, M. H., et al. "Building a smart home environment for service robots based on RFID and sensor networks." Control, Automation and Systems, 2007. ICCAS'07. International Conference on. IEEE, 2007.

[5] Saffiotti, Alessandro, and Mathias Broxvall. "PEIS ecologies: Ambient intelligence meets autonomous robotics." Proceedings of the 2005 joint conference on Smart objects and ambient intelligence: innovative context-aware services: usages and technologies. ACM, 2005.

[6] Broxvall, Mathias, et al. "PEIS ecology: Integrating robots into smart environments." Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006. Proceedings 2006 IEEE International Conference on. IEEE, 2006.

[7] Jong-Hwan Kim, Yong-Duk Kim, and Kang-Hee Lee. The third generation of robotics: Ubiquitous robot. In Proc of the 2nd Int Conf on Autonomous Robots and Agents, 2004.

[8] A Graeser. Ambient intelligence and rehabilitation robots—a necessary symbiosis for robust operation in unstructured environments. In Electronics and Telecommunications (ISETC), 2010 9th International Symposium on, pages 9–16. IEEE, 2010.

[9] Ricardo Tesoriero, R Tebar, Jose A Gallud, Mar ´ ´ıa Dolores Lozano, and Victor M Ruiz Penichet. Improving location awareness in indoor spaces using rfid technology. Expert Systems with Applications, 37(1) :894–898, 2010.

[10] Kamei, Koji, et al. "Cloud networked robotics." Network, IEEE 26.3 (2012): 28-34.

[11] Gross, H., Schröter, C., Mueller, S., Volkhardt, M., Einhorn, E., Bley, A., ... & Merten, M. (2011, October). I'll keep an eye on you: Home robot companion for elderly people with cognitive impairment. In Systems, Man, and Cybernetics (SMC), 2011 IEEE International Conference on (pp. 2481-2488). IEEE

[12] Ye, J., Dobson, S., McKeever, S.: Situation identification techniques in pervasive computing: A review. Pervasive Mobile Comput. 8(1), 36–66 (2012)

[13] M. A. El-Yacoubi, H. He, F. Roualdes, M. Selmi, M. Hariz, and F. Gillet, “Vision-based recognition of activities by a humanoid robot,” International Journal of Advanced Robotic Systems, vol. 12, 2015.

[14] M. E.-Y. Mouna Selmi and B. Dorizzi, “A two-layer discriminative model for human activity recognition,” IET Computer Vision, 2016.

[15] Hela Sfar, Amel Bouzeghoub, Nathan Ramoly and Jérôme Boudy, “AGACY Monitoring: a hybrid model for activity recognition and uncertainty handling”, Extended Semantic Web Conference (ESWC) 2017

[16] R. E. Fikes, N. J. Nilsson, Strips: A new approach tothe application of theorem proving to problem solving, Artificial intelligence 2 (1972) 189–208.

[17] A. Tate, Project planning using a hierarchic non-linear planner, Department of Artificial Intelligence, University of Edinburgh, 1976.

[18] E. D. Sacerdoti, Planning in a hierarchy of abstraction spaces, Artificial intelligence 5 (1974) 115–135.

[19] Jarraya, Amina, et al. "FSCEP: A New Model for Context Perception in Smart Homes." *OTM Confederated International Conferences" On the Move to Meaningful Internet Systems"*. Springer International Publishing, 2016.

[20] Event stream intelligence, E.: Espercomplex event processing (2010)

[21] Morrell, J., Vidich, S.: Complex event processing with coral8 (2007)

[22] Hela Sfar , Nathan Ramoly , Amel Bouzeghoub , and Beatrice Finance, “CAREDAS: Context and Activity Recognition Enabling Detection of Anomalous Situation”, Conference on Artificial Intelligence in Medicine (AIME) 2017

[23] K. Erol, J. A. Hendler, D. S. Nau, Umcp: A sound and complete procedure for hierarchical task-network planning., in: AIPS, volume 94, pp. 249–254.

[24] K. Currie, A. Tate, O-plan: the open planning architecture, Artificial Intelligence 52 (1991) 49–86.

[25] D. Nau, Y. Cao, A. Lotem, H. Muñoz-Avila, Shop: Simple hierarchical ordered planner, in: Proceedings of the 16th international joint conference on Artificial intelligence-Volume 2, Morgan Kaufmann Publishers Inc., pp. 968–973.

[26] D. S. Nau, T.-C. Au, O. Ilghami, U. Kuter, J. W. Murdock, D. Wu, F. Yaman, Shop2: An htn planning system, J. Artif. Intell. Res.(JAIR) 20 (2003) 379–404.

[27] Weser, M., Off, D., Zhang, J.: Htn robot planning in partially observable dynamic environments. In: Robotics and Automation (ICRA), 2010 IEEE International Conference on, pp. 1505–1510. IEEE (2010)

[28] Lallement, R., De Silva, L., Alami, R.: Hatp: An htn planner for robotics. arXiv preprint arXiv:1405.5345 (2014)

[29] Milliez, G., Lallement, R., Fiore, M., Alami, R.: Using human knowledge awareness to adapt collaborative plan generation, explanation and monitoring. In: The Eleventh ACM/IEEE International Conference on Human Robot Interaction, pp. 43–50. IEEE Press (2016)

[30] Ramoly, N., Bouzeghoub, A., Finance, B.: Context-aware planning by refinement for personal robots in smart homes. In: ISR 2016: 47st International Symposium on Robotics; Proceedings of, pp. 1–8. VDE (2016)

[31] Georgievski, I., Aiello, M.: An overview of hierarchical task network planning. arXiv preprint arXiv:1403.7426 (2014)

[32] D. Gouaillier, V. Hugel, P. Blazevic, C. Kilner, J. O. Monceaux, P. Lafourcade, B. Marnier, J. Serre, B. Maisonnier, Mechatronic design of nao humanoid, in: Robotics and Automation, 2009. ICRA’09. IEEE International Conference on, IEEE, pp. 769–774.

[33] Nathan Ramoly, Vincent Vassout, Amel Bouzeghoub, Mounim A. El Yacoubi, Mossaab Hariz, “Refining Visual Activity Recognition with Semantic Reasoning”, IEEE International Conference on Advanced Information Networking and Applications (AINA), 2017

Tele-Rehabilitation Serious Game

Halim Tannous*[1], Dan Istrate[1], Aziz Benlarbi-Delai[2], Julien Sarrazin[2], Mohamad Idriss[1], Anaick Perrochon[3], Jean-Yves Salle[3,4], Marie-Christine Ho Ba Tho[1], Tien Tuan Dao[1]

[1] Sorbonne University, Université de technologie de Compiègne, CNRS, UMR 7338 Biomechanics and Bioengineering (BMBI), Compiègne, France.
[2] Sorbonne University, UPMC Université Paris 06, UR2, L2E, F-75005, Paris, France.
[3] HAVAE EA 6310, Université de Limoges, 87000 Limoges, France.
[4] Physical and Readaptation Medicine, Hôpital J. Rebeyrol, Limoges University Hospital, 2 Avenue Martin Luther King, 87042 Limoges cedex, France

*halim.tannous@utc.fr

Abstract – The musculoskeletal system is a complex arrangement of muscles, tendons and bones. This system is affected by many factors, and presents unique features for each individual. There is constant risk that the normal behavior of this system might be altered due to transport accidents or aging effects. Usually, physical therapy sessions are practiced at the clinics to recover the patient's functionalities. Recently, tele-rehabilitation has been investigated to improve the clinical outcomes. In this paper, we introduced a novel tele-rehabilitation solution based on serious gaming technologies. Different components of the system were designed and described. Two serious game scenarios were created. A multi-sensor fusion approach was developed to improve the kinematic accuracy of the rehabilitation movement. A preliminary evaluation showed great potential for our system to be applied in a home-based rehabilitation setting.

Keywords: Serious Games, Musculoskeletal Rehabilitation, Multisensory Fusion

I. Introduction

Serious games have been deployed recently as a potential solution in many medical, educational and cultural fields. This new concept allows the user to register and monitor their progress during gaming sessions. In medical applications, it can also allow medical experts to monitor their patients that perform exercises at home through these systems. This can also benefit patients by minimizing their clinical sessions, unless the experts see it necessary. This can solve the current problem of the lack of physical therapists with respect to the population. In France, there is 104 physical therapists for every 100,000 habitant [1], while 1 stroke case occurs in France every 4 minutes [2]. Our work concentrates on musculoskeletal rehabilitation, which can happen due to age or health accidents (e.g. stroke). Serious games can be very beneficial in this field for both experts and patients.

In this paper, we introduced a novel tele-rehabilitation solution based on the serious game technology. Different components of the system were designed and described. Two serious game scenarios were created. A multi-sensor fusion approach was developed to improve the kinematic accuracy of the rehabilitation movement.

II. Proposed System

A. *Serious Games*

Based on expert recommendations following our previous works [3-5], serious games need to integrate multiple gestures in order to be more motivational and realistic. Furthermore, the games need to incorporate daily scenarios, which could allow patients to know the real life application of their rehabilitation program. For these reasons, we have developed two scenarios with multiple gestures. The first scenario is a football scene (Figure 1). The patient plays the scenario as an avatar whose objective is to hit either one of two cones using a football. Patients start with pivoting their body to target one of the cones (rotating the body changes the aim's position). Next, the patient needs to check the bottom right pointer and verify that it is on the green section. Finally, the patient hits the ball. When a cone falls, patients get one point, and they are requested to move to the middle again to start again. Patients are required to repeat these actions until the time, chosen by their therapist, expires. This game targets lower limb rehabilitation, balance rehabilitation as well as some cognitive rehabilitation. There are three levels of difficulties for the therapists to choose from.

Figure 1. Football Scene

The second scenario is an object manipulation scene (Figure 2). An avatar also mimics the patient. The objective is to move a flower from one vase to another. The patient must take the flower, change it from one hand to another, and then pose it in

the other vase. This game has also three levels of difficulties. The patient gets 4 points when executing the three actions successively. This game targets higher limb and cognitive rehabilitation.

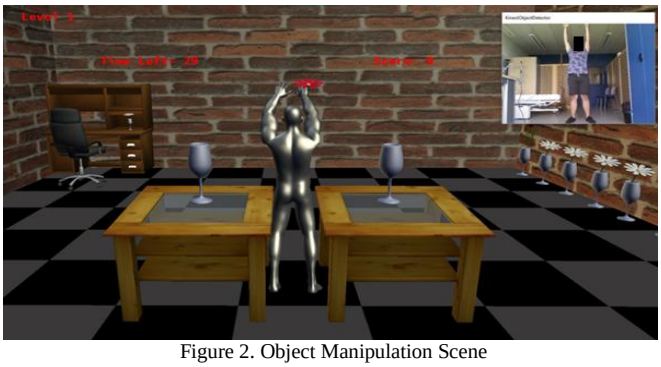


Figure 2. Object Manipulation Scene

Finally, after each trial, the expert will be able to check the results of their patients. The results are presented in three different types: 1) Joint position videos, which present the motion of the patient during the exercise from 3 different planes (Frontal, Sagittal and Top planes); 2) Joint angle graphs, which detail the angle variations of the important joints and 3) Exercise statistics which show the evolution of the patient through several exercise trials.

These games were tested on healthy and pathological subjects, to determine the response of these two groups after playing serious games.

B. *Data Fusion for Serious Games*

A previous study we conducted concluded that a fusion between Inertial Motion Units (IMU) and Kinect cameras could lead to better joint angle estimation [6]. This new technique has been applied to our serious games. Such technologies, depending on two separate types of sensors, need to take into consideration the absence of either one of the two sensors. Therefore, we deployed this technology for our serious games using a system of systems technique. This means that the absence of either type of sensor will not affect the games, and the presence of both sensors will lead to a better angle estimation through data fusion. This helps limit the number of IMU sensors needed on the patient's body, and limits them to joints for which experts need more accuracy.

C. *Graphical user Interface*

The rehabilitation application is part of the patient/expert interface. The expert has the possibility to add exercises and rehabilitation programs, monitor patients' exercise trials (joint position and angles) and change the assigned rehabilitation program. The patients has to play the games assigned by their experts and assign sensors to joints that require more accuracy (indicated by the expert). All data are encrypted and saved in a local database.

III. Preliminary Evaluation

The preliminary evaluation of the proposed system was performed. Note that this evaluation focused only on the two designed serious games without multi-sensor fusion. Thus, only Kinect camera was used for acquiring kinematics data of the rehabilitation movements. This evaluation was performed at the "Centre Hospitalier Universitaire de Limoges". 20 patients (13 males and 7 females with a mean age of 49.75±18.68) participated in this evaluation. Finally, the patients were asked to answer some questions through a questionnaire to evaluate the usefulness of the proposed solution.

The results of our questionnaires show that the patients accepted this new technology and felt safe while executing the exercises. Some patients were able to get a higher score with increasing levels of difficulty. This can be explained by the patient's motivation, to perform in a better way, once they assimilate the concept. Hemiplegic patients were among the top testers of our system.

IV. Conclusion and Perspectives

This paper presented a tele-rehabilitation serious game with two scenarios. These games require motion capture sensing technology, using visual or inertial sensors. Our solution presents a flexibility to use visual and/or inertial sensors. Preliminary evaluation outcomes showed great potential application of our new technology for a home-based rehabilitation setting. In future works, a new evaluation campaign, with multi-sensor fusion solution, will be performed to confirm the improvement of joint kinematics for rehabilitation movements.

Acknowledgment

This work was funded within the framework of E-BIOMED Chair – IUIS (Institut Universitaire d'Ingénierie en Santé). This work was carried out in the framework of the Labex MS2T, which is funded by the French Government.

References

[1] www.data.drees.sante.gouv.fr

[2] www.inserm.fr

[3] H. Tannous, D. Istrate, M. C. Ho Ba Tho, and T. T. Dao, "Serious game and functional rehabilitation for the lower limbs [Jeux sérieux et rééducation fonctionnelle des membres inférieurs]," *European Research in Telemedicine*, vol. 5, no. 2, pp. 65–69, 2016.

[4] H. Tannous, D. Istrate, M. C. Ho Ba Tho, and T. T. Dao, "Feasibility study of a serious game based on Kinect system for functional rehabilitation of the lower limbs," *European Research in Telemedicine*, vol. 5, no. 3, pp. 97-104, 2016.

[5] T. T. Dao, H. Tannous, P. Pouletaut, D. Gamet, D. Istrate, and M. C. Ho Ba Tho, "Interactive and Connected Rehabilitation Systems for E-Health," *Irbm*, vol. 1, pp. 1–8, Feb. 2016.

[6] H. Tannous, D. Istrate, A. Benlarbi-Delai, J. Sarrazin, D. Gamet, M. C. Ho Ba Tho, and T. T. Dao, "A new multi-sensor fusion scheme to improve the accuracy of knee flexion kinematics for functional rehabilitation movements," *Sensors (Switzerland)*, vol. 16, no. 11, 2016.

Generalized Framework for Control of Redundant Manipulators in RA-MIS

Juan Sandoval, Pierre Vieyres and Gérard Poisson
University of Orléans, PRISME Laboratory, Bourges, France
{juan.sandoval-arevalo, pierre.vieyres, gerard.poisson}@univ-orleans.fr

***Abstract*— In this paper, we provide a generalized framework for the dynamic control of redundant manipulators applied to robot-assisted minimally invasive surgeries (RA-MIS), dealing simultaneously with kinematic constraints, surgical tool trajectory and collisions in the robot's body. During a RA-MIS, a robot inserts a surgical tool into the patient's body through an incision point, known as the trocar point. A kinematic constraint is then generated since the tool axis must always pass through the trocar point, i.e. Remote Center of Motion (RCM) constraint, while the tool tip executes the surgical task. When a serial manipulator is used, the RCM constraint must be guaranteed by the control system. Moreover, during the event of desired or unexpected collisions between the robot's body and its environment, e.g. medical staff or operating room equipment, during the surgical procedure, we propose a joint compliance strategy to preserve the surgical task,by exploiting the robot Jacobian null-space.Simulations were conducted to validate the effectiveness of the proposed formulation, using a Kuka LBR 7 iiwa R800 robot arm.**

Keywords:Robot-Assisted Minimally Invasive Surgery, torque-control, redundancy resolution, RCM constraint

I. Introduction

Inrobot-assisted Minimally Invasive Surgery (RA-MIS), a surgeon teleoperatesa robot insertingsurgical tools into the patient's body through some small openings known as trocar. Besides the benefits given by the MIS compared to classical open surgery [1], e.g. reduction in recovery time, low risk of infection or minimization of scars, the robot-assisted system increases the workspace of the surgeon, usually considerably constrained in classical MIS and permits to cancel his trembling and to enhance accuracy, among other advantages.

During a RA-MIS, the robot tooltip performs a task inside the patient's body. Simultaneously, the tool movement is constrained by the incision point, i.e. trocar point, where thecontact forces at the trocar must be minimized, in order to avoid injury to the patient. The kinematic constraint provoked by the incision point is commonly known as Remote Center of Motion (RCM) constraint. Several "RCM mechanisms" have been designed to mechanically fix a RCM point and then calibrate it with the trocar[2, 3]. Moreover, commercialized robot-assisted MIS, such as the Da Vinci robotic system, for instance, use a RCM mechanism[4]. In the case of programmable RCM applied to manipulators, i.e. the RCM constraint is guaranteed by software, Aghakhani*et al*. provided a general kinematic characterization of the RCM constraint for MIS [5]. Hyo-Jeong and Byung-Ju[6]proposed to minimize the constraint force at the RCM by considering the manipulator as a closed chain; however,a non-redundancy property of the manipulator is required. Michelin *et al.*[9]proposed the application of the conventional operational space formulation, proposed by Khatib[7, 8], by choosing the objective function such as the square of the distance between the insertion position and the surgical tool. Additionally, a trajectory-following control is applied to the end-effector's motion. In a previous study, we improved the null-motion performance of the control system proposed in [9], by implementing an extended-based formulation with null-motion feedback [10].

Moreover, null-space of the robot's Jacobian can be exploited to perform other important tasks for a given application. If we consider that the robot shares its workspace with the medical staff and the operating room equipments, collisions in the robot's body may occur during the surgical procedure, degrading the performance of the surgical task. An advantage of using lightweight torque-controlled robots in this context is the feasibility to implement compliant control strategies [11] dealing with the collisions and preserving as best as possible the surgical task objectives.

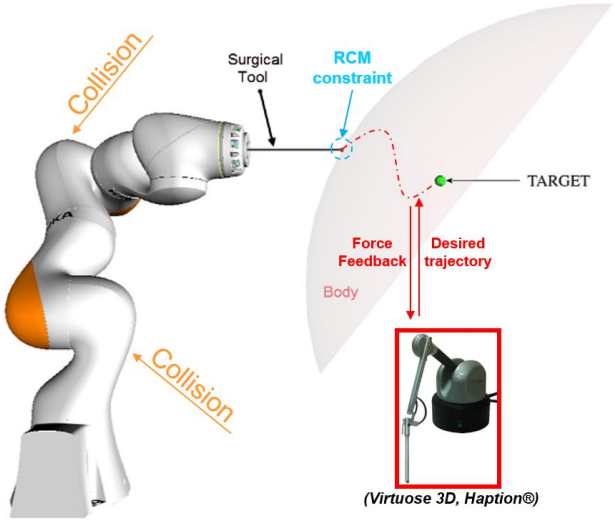


Figure 1. Representation of a complete tele-operated serial robot-assisted MIS system. The robot tool tip is tele-operated to perform a surgical task, while a RCM constraint is guaranteed at the point of incision.

*Research supported by French Ministry of Research.
Corresponding author:
Juan Sandoval, PRISME Laboratory, University of Orléans, INSA CVL, France; juan.sandoval-arevalo@univ-orleans.fr.
Gérard Poisson, PRISME Laboratory, University of Orléans, INSA CVL, France; gerard.poisson@univ-orleans.fr.
Pierre Vieyres, PRISME Laboratory, University of Orléans, INSA CVL, France; pierre.vieyres@univ-orleans.fr.

In this paper, a generalized torque-control framework for RA-MISis proposed, in order to simultaneously perform the surgical task, guaranteeing the RCM constraint and dealing collisions with the robot's body. A strict hierarchy redundancy resolution method is applied[12], in order to define the priority order of these different tasks.

The paper is organized as follows. Section II presents the generalized framework proposed and the definition of each task is detailed. Section III reports simulation results using the dynamic model of a Kuka LBR 7 iiwa R800 robot arm. The last section is devoted to conclusions of the proposed control approach.

II. Generalized Torque-Control Framework

A. Control Approach – Strict Priority

The dynamic model of a n-DOF serial manipulator can be written in joint-space coordinates as follows:

$$M(q)\ddot{q} + C(q,\dot{q})\dot{q} + g(q) - \tau_{ext} = \tau_c \qquad (1)$$

where$M(q) \in R^{n\times n}$ represents the inertia matrix, $C(q,\dot{q})\dot{q} \in R^n$ is the generalized centrifugal and Coriolis forces, $g(q) \in R^n$ is the generalized gravitational forces, τ_c and $\tau_{ext} \in R^n$ are the generalized control and external torques, respectively, and $q \in R^n$ is a vector of generalized joint coordinates.

A potential definition for the control torque$\tau_c \in R^n$ with compensation of dynamics effects, i.e.$\hat{C}(q,\dot{q}), \hat{g}(q)$, is given by:

$$\tau_c = \tau + \hat{C}(q,\dot{q})\dot{q} + \hat{g}(q) \qquad (2)$$

where$\tau \in R^n$represents a set of r number of control torque tasksτ_1,τ_2, …,τ_r organized hierarchically, e.g. τ_1 is higher priority than τ_2 and so on, and defined as follows:

$$\tau = \tau_1 + \sum_{i=2}^{r} N_i(q)\tau_i = J_1^T F_1 + \sum_{i=2}^{r} N_i(q) J_i^T F_i \qquad (3)$$

The null-space projection guarantees that a task is not perturbed by another lower priority task. The null-space projector $N_i$is defined by"

$$N_i(q) = I - J_{i-1}^A(q)^T (J_{i-1}^A(q)^+)^T \qquad (4)$$

where $J_{i-1}^A(q)^+$ is the inertial-weighted pseudo-inverse [7] of $J_{i-1}^A(q)$. The augmented Jacobian matrix $J_{i-1}^A(q)$ can be defined as follows:

$$J_{i-1}^A(q) = \begin{bmatrix} J_1(q) \\ J_2(q) \\ \vdots \\ J_{i-1}(q) \end{bmatrix} \qquad (5)$$

As mentioned before, in the context of theRA-MIS using a torque-controlled redundant manipulator, the strict hierarchy in (3) can be used to implement some important tasks. Figure 1 shows a general case of robot-assisted MIS, where the desired trajectory of the tooltip is controlled by the operatorthanks a haptic device. Simultaneously, the control system must guarantee the passage of the tool through the trocar point. Moreover, the use of a lightweight torque-controlled robot allows to implement compliance control strategies, useful in the case of desired or unexpected collisions with the robot's body. In the following, we study in detail the implementation of the three tasks.In our case, $J_1(q) \in R^{m\times n}$ corresponds to the Jacobian matrix mapping the joint velocity $\dot{q}$ to the Cartesian velocity $\dot{x} \in R^m$of the tooltip, i.e. $m = 3$, whereas $J_2(q) = J_{RCM}(q)$ is the Jacobian matrix relative mapping the joint and the RCM constraint coordinates.

B. Cartesian Impedance Control

The control torqueτ_1 performing the tooltiptrajectory is given by:

$$\tau_1 = J_1^T[K_C(x_d - x) + D_C(\dot{x}_d - \dot{x})] \qquad (6)$$

where $x_d(t) \in R^m$ is thedesired tooltip trajectory. For instance, in a tele-operated system$x_d(t)$ is sent from the master station operated by the surgeon.Moreover, Eq. (6) implements a Cartesian impedance control regulated by the gains K_C andD_C, as implemented in [11].

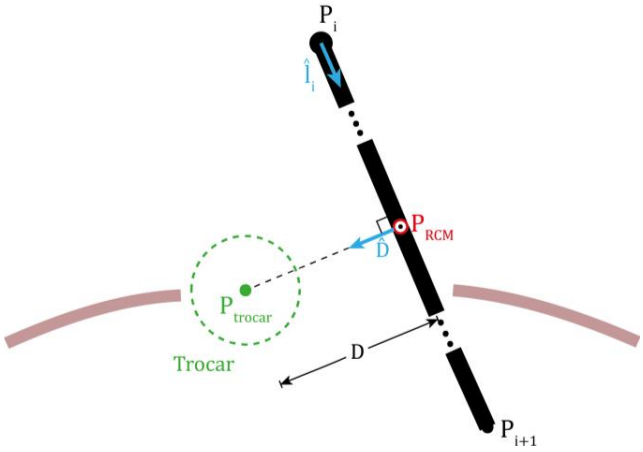


Figure 2. Geometrical description of the RCM constraint where the minimization of the distance$D$ must be achieved

C. Remote Center of Motion Constraint

Control torque τ_2 corresponding to the second priority-level task guaranteeing the RCM constraint, can be written as:

$$\tau_2 = N_2 J_{RCM}^T[K_R(t_d - t) + D_R(\dot{t}_d - \dot{t})] \qquad (7)$$

where the task $t \in R^1$ corresponds to the minimal distance$D$ between the trocar point and the surgical tool (Fig. 2). Therefore, in order to guarantee the RCM constraint, the desired task value is set as$t_d = 0$ and $\dot{t}_d = 0$. The detailed method to define the Jacobian matrix $J_{RCM}(q) \in R^{1\times n}$ can be found in [13]. Similar to Eq. (7), the force F_2 is used to apply impedance control at the RCM space, regulated by the gains K_R andD_R, as implemented in [11].

D. Joint Compliance Control

A third priority-level task will be applied, consisting in the implementation of a joint compliance control allowing to deal with collisions with the robot's body, as follows:

$$\tau_3 = N_3\left(K_J\,(q_d - q) - D_J\,\dot{q}\right) \tag{8}$$

where, q_d is a desiredrobot joint configuration and $D_j = d_j\,\widehat{M}$ stabilizes the internal motion, as suggested in [7]. The stiffness gain K_J implements a compliance when collision occurs. Once the contact disappears, the desired joint configuration is recovered.

III. Simulation Results

In order to validate the control framework proposed in this paper, the dynamic model of the Kuka LBR 7 iiwa R800 robot arm was used. Thisrobot is a redundant torque-controlled one with7 rotational joints. In theproposedstudy(Fig. 3), the robot holds a surgical tool at the end effector and inserts it through a trocar, with position$P_{trocar} = [0,0.5,0.1]$m. Thedesired tooltip trajectory is defined between the incision point and a target point$Target = [0,0.55,0.05]$m.

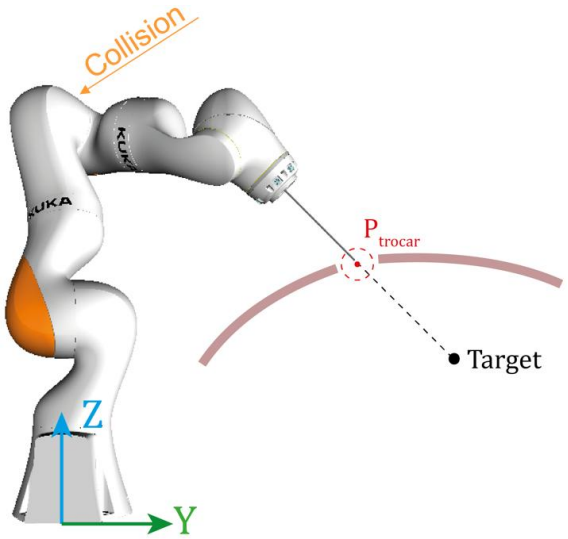


Figure 4. Study case using dynamic model of the Kuka LBR 7 iiwa R800 robot arm. A desired linear trajectory is given to the tooltip while guaranteeing the RCM constraint. Moreover, a collision occurs with joint 3 between $time = 3$ s and $time = 4$ s

The desired impedance parameters were adjusted as follows:$K_C = diag[700,700,700]$ N/m, $D_C = diag[70,70,70]$ Ns/m,$K_R = 500$ N/m,$D_R = 50$ Ns/m,$K_j = diag[100,100,100,100,100,100,100]$ Nm/rad and $d_j = 30$ s^{-1},respectively. During the time interval chosen between 3 s and 4 s, a collision occurs between the third link and a compliant environment of stiffness value$k_e = 30$ Nm/rad. Before the collision, the joint desired configuration for the compliance task is set to$q_d = q$ until 2.7 s when a stabilized joint configuration is achieved, and the vector is then set to$q_d = q(at\ 2.7\ \text{s})$, activating the stiffness effect of the joint compliance task and allowing to preserve as best as possible the surgical task during the collision. Likewise, the initial joint configuration was set to $q(0) = [15.2,31.9,50.5,115.9,-127.3,49,0]$ deg.

The minimization of distance$D$is shown in Fig. 5. It is evidenced that a small perturbation takes place during the collision. Nevertheless, the distance Dnever increases more than 0.5 mm.

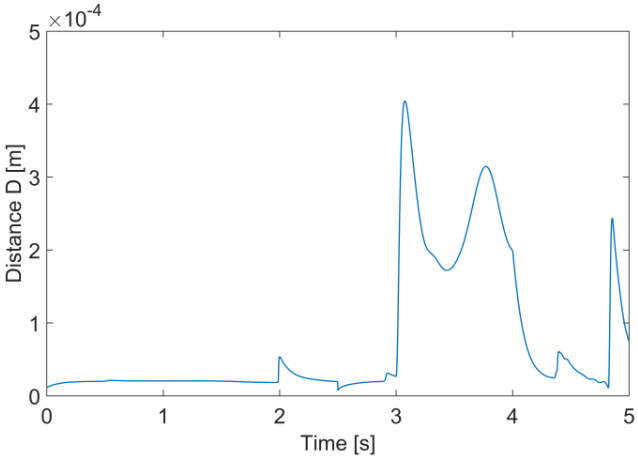


Figure 5. Minimization of the objective function $t = D$

Fig. 6 shows the tooltip trajectory, where a slight deviation of the desired trajectory can be observed during the collision, caused by the dynamic effects generated by the unknown external force applied to the robot's body. Moreover, the joint position trajectories are presented in Fig. 7, where it is evidenced the effectiveness of the joint compliance task,permitting to reconfigure the joint position of the robot during the contact and recover the stabilized configuration after the collision.

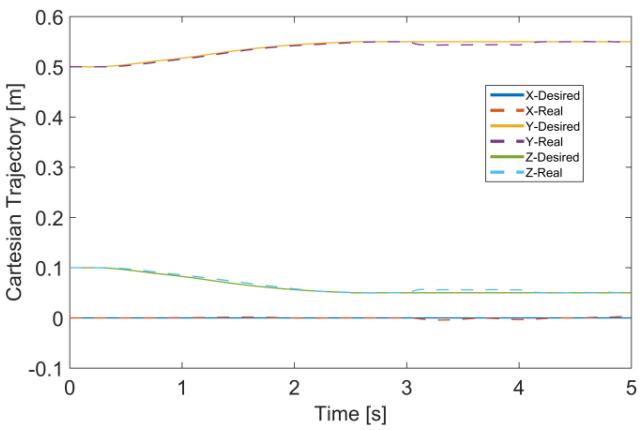


Figure 6. X, Y and Z task-space trajectoriesfor the tooltip

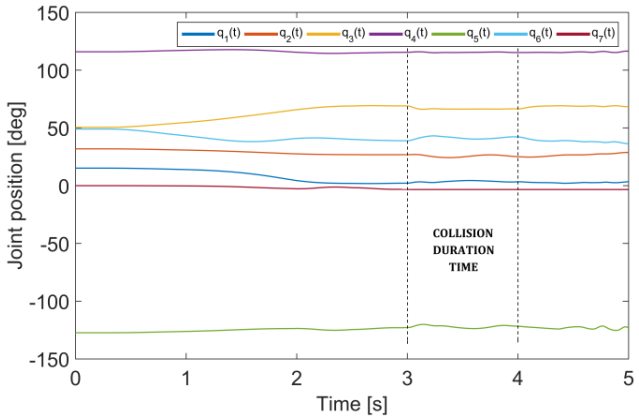


Figure 7. Joint position trajectories for the case of study presented

IV. Conclusions

A new generalized framework for torque-controlled redundant manipulators has been applied to robot-assisted minimally invasive surgeries. The framework uses a strict priority method based on null-space projectors, allowing to simultaneously implement multiple tasks by priority order. In the case of RA-MIS, we proposed the implementation of three main tasks, concerning the RCM constraint, the tooltip trajectory and the joint compliance control in case of collisions with the robot's body. Nevertheless, and depending of the robot redundancy degree, a non-limited number of tasks could be implemented in the generalized framework. The dynamic model of a torque-controlled robot was used to validate the effectiveness of the framework.

References

[1] H. Azimian, R. V. Patel, and M. D. Naish, "On constrained manipulation in robotics-assisted minimally invasive surgery," in *Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), 2010 3rd IEEE RAS and EMBS International Conference on*, 2010, pp. 650-655.

[2] C.-H. Kuo and J. Dai, "Robotics for Minimally Invasive Surgery: A Historical Review from the Perspective of Kinematics," in *International Symposium on History of Machines and Mechanisms*, H.-S. Yan and M. Ceccarelli, Eds., ed: Springer Netherlands, 2009, pp. 337-354.

[3] C. H. Kuo, J. S. Dai, and P. Dasgupta, "Kinematic design considerations for minimally invasive surgical robots: an overview," *Int J Med Robot*, vol. 8, pp. 127-45, Jun 2012.

[4] C. Freschi, V. Ferrari, F. Melfi, M. Ferrari, F. Mosca, and A. Cuschieri, "Technical review of the da Vinci surgical telemanipulator," *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 9, pp. 396-406, 2013.

[5] N. Aghakhani, M. Geravand, N. Shahriari, M. Vendittelli, and G. Oriolo, "Task control with remote center of motion constraint for minimally invasive robotic surgery," in *Robotics and Automation (ICRA), 2013 IEEE International Conference on*, 2013, pp. 5807-5812.

[6] C. Hyo-Jeong and Y. Byung-Ju, "Modeling of a constraint force at RCM point in a needle insertion task," in *Mechatronics and Automation (ICMA), 2011 International Conference on*, 2011, pp. 2177-2182.

[7] O. Khatib, "A unified approach for motion and force control of robot manipulators: The operational space formulation," *Robotics and Automation, IEEE Journal of*, vol. 3, pp. 43-53, 1987.

[8] O. Khatib, "Motion/force redundancy of manipulators," in *Japan—USA Symposium on Flexible Automation, Kyoto, Japan, July*, 1990, pp. 337-342.

[9] M. Michelin, P. Poignet, and E. Dombre, "Dynamic task/posture decoupling for minimally invasive surgery motions: simulation results," in *Intelligent Robots and Systems, 2004. (IROS 2004). Proceedings. 2004 IEEE/RSJ International Conference on*, 2004, pp. 3625-3630 vol.4.

[10] J. Sandoval, G. Poisson, and P. Vieyres, "Improved dynamic formulation for decoupled cartesian admittance control and RCM constraint," in *2016 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 2016, pp. 1124-1129.

[11] A. Dietrich, T. Wimbock, A. Albu-Schaffer, and G. Hirzinger, "Integration of reactive, torque-based self-collision avoidance into a task hierarchy," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 28, pp. 1278-1293, 2012.

[12] A. Dietrich, C. Ott, and A. Albu-Schäffer, "An overview of null space projections for redundant, torque-controlled robots," *The International Journal of Robotics Research*, p. 0278364914566516, 2015.

[13] J. Sandoval, G. Poisson, and P. Vieyres, "A New Kinematic Formulation of the RCM Constraint for Redundant Torque-Controlled Robots," in *2017 IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 2017, (submitted).

Liste des auteurs

Alquie Georges, 110, 111

Bakir Toufik, 28
Barnier Frédérique, 13–21
Ben Hmed Abdennacer, 28
Benlarbi-Delaï Aziz, 131, 132
Bennani Az-Eddine, 63–91
Besseau Stéphane, 2
Biancheri-Astier Marc, 93
Binczak Stéphane, 22, 28
Boudy Jérôme, 95–105, 114–116
Boulanger Juliette, 92
Boutamine Sami, 101–105
Bouzeghoub Amel, 23–27, 122–130

Carrault Guy, 92
Chekkar Rahma, 13–21
Chkeir Aly, 4–7
Cristacho-Lacroix Victoria, 44–49

Dameron Olivier, 8–12
Dao Tien Tuan, 131, 132
Demongeot Jacques, 95–100
Deshours Frédérique, 110, 111
Diet Antoine, 93
Drugbert Ludovic, 118–121
Duchene Jacques, 4–7

El Yacoubi Mounîm, 44–49, 114–116

Finance Béatrice, 122–130
Finet Philippe, 8–12

Garcia Sonia, 114–116
Garcia-Salicetti Sonia, 44–49
Garlan B, 112, 113
Gasnier Serge, 3
Ge Di, 92
Gensbittel Aurélie, 39, 40
Gibaud Bernard, 8–12
Guettari Toufik, 41–43
Guidec Frédéric, 92

Hadj Henni Abderraouf, 35–38
Hamzaoui Oussama, 94
Happillon Teddy, 106–109
Ho Ba Tho Marie-Christine, 131, 132

Idriss Mohamad, 131, 132
Istrate Dan, 95–109, 131, 132

Jacquir Sabir, 22

Kahindo Christian, 44–49, 114–116
Kerherve Hélène, 44–49
Khlaifi Hajer, 95–100
Kokabi Hamid, 110–113
Koskas Fabien, 110, 111
Koulouridis Satvros, 93
Krause Hans-Joachim, 112, 113

Labadie Nacima, 118–121
Le Bihan Yann, 93
Le Bouquin Jeannes Régine, 8–12
Ludovic Chevalier, 4–7
Luu Trung, 93

Mahamat Hassan Adam, 22
Malleron Kévin, 39, 40
Malouche Dhafer, 95–100
Marque Catherine, 106–109
Meyer Olivier, 93
Mirzaei Saeideh, 114–116
Mougeot Mathilde, 2

N'guessan Kouassi Efrahime, 51–62
Ngo K.a., 112, 113
Nicolicea Adrian, 101–105

Oger Julie, 2

Patouillard Elisabeth, 3
Perrochon Anaick, 131, 132
Pichon Lionel, 93
Poisson Gérard, 133–136
Polla De Ndjampa Félix-Bazin, 29–34
Prioux Jacques, 92

Rabehi A, 112, 113
Rachedi K., 110, 111
Ramoly Nathan, 23–27, 122–130
Ren Zhuoxiang, 39, 40
Rigaud Anne-Sophie, 44–49
Rouxel Samuel, 3

Sakly Anis, 28
Salle Jean-Yves, 131, 132
Sandoval Arévalo Juan Sebastián, 133–136
Sarrazin Julien, 131, 132
Sfar Hela, 23–27

Talleb Hakeim, 39, 40
Tannous Halim, 131, 132
Tixier Matthieu, 118–121
Tlili M., 110, 111

Valin Audrey, 13–21
Vieyres Pierre, 133–136
Voilmy Dimitri, 4–7

Zhang Fan, 106–109