



**HAL**  
open science

# Acquisition, structuration et transmission de données de santé issues d'objets connectés pour une solution de télésuivi dans le contexte du maintien à domicile

Nawras Georgi

## ► To cite this version:

Nawras Georgi. Acquisition, structuration et transmission de données de santé issues d'objets connectés pour une solution de télésuivi dans le contexte du maintien à domicile. Traitement du signal et de l'image [eess.SP]. Université de Rennes, 2018. Français. NNT : 2018REN1S116 . tel-03084256

**HAL Id: tel-03084256**

**<https://theses.hal.science/tel-03084256>**

Submitted on 21 Dec 2020

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

# THESE DE DOCTORAT DE

L'UNIVERSITE DE RENNES 1  
COMUE UNIVERSITE BRETAGNE LOIRE

ECOLE DOCTORALE N° 601  
*Mathématiques et Sciences et Technologies  
de l'Information et de la Communication*  
Spécialité : Signal, Image, Vision

Par

**Nawras GEORGI**

**Acquisition, structuration et transmission de données de santé issues  
d'objets connectés pour une solution de télésuivi dans le contexte du  
maintien à domicile**

Thèse présentée et soutenue à Rennes, le 20 décembre 2018  
Unité de recherche : LTSI Inserm U1099

## Rapporteurs avant soutenance

Jérôme BOUDY  
Farah CHEHADE-MOURAD

Professeur Télécom SudParis  
Maître de Conférences Université de Technologie de Troyes

## Composition du Jury

Examineurs : Nazim AGOULMINE  
Jérôme BOUDY  
Farah CHEHADE-MOURAD  
Anne HUMEAU-HEURTIER  
Dir. de thèse : Régine LE BOUQUIN JEANNÈS  
Co-dir. thèse : Marc CUGGIA

Professeur Université d'Evry Val d'Essonne  
Professeur Télécom SudParis  
Maître de Conférences Université de Technologie de Troyes  
Professeur Université d'Angers  
Professeur Université de Rennes 1  
PU-PH Université de Rennes 1

## Invité

Frédéric MOREL  
Dominique SOMME

Président AZNetwork Alençon  
PU-PH Université de Rennes 1



*A mes parents sans qui ce manuscrit n'aurait pas vu le jour...*



« L'imagination est plus importante que le savoir. Le savoir est limité alors que l'imagination englobe le monde entier, stimule le progrès et suscite l'évolution. »

Albert Einstein



# Remerciements

Mes premiers remerciements vont à ma directrice de thèse Madame Régine LE BOUQUIN JEANNÈS, Professeur à l'Université de Rennes 1, qui a été non seulement un soutien scientifique et académique mais également personnel. Je remercie également mon co-directeur de thèse Monsieur Marc CUGGIA, PU-PH à l'Université de Rennes 1, pour ses précieux conseils tout au long de ce travail.

Je suis très reconnaissant à Monsieur Dominique SOMME, PU-PH à l'Université de Rennes 1 et chef du service de gériatrie au CHU de Rennes, d'avoir accepté de suivre ces travaux de manière volontaire et bénévole, et d'être membre invité du jury de soutenance.

Je remercie Monsieur Nazim AGOULMINE, Professeur à l'Université d'Evry Val d'Essonne, d'avoir assumé la charge de président de mon jury. Que Monsieur Jérôme BOUDY, Professeur à Télécom SudParis, et Madame Farah CHEHADE, Maître de Conférences à l'Université de Technologie de Troyes, soient assurés de mon estime pour avoir accepté de rapporter sur ce travail. Je remercie également Madame Anne HUMEAU-HEURTIER, Professeur à l'Université d'Angers, d'avoir examiné ce travail et participé à ma soutenance.

Merci à l'entreprise AZNetwork pour avoir financé ces recherches, ainsi qu'à son Président, Monsieur Frédéric MOREL, pour sa présence comme membre invité de mon jury.

J'exprime toute ma gratitude à Monsieur Lotfi SENHADJI, Professeur à l'Université de Rennes 1, pour m'avoir accueilli au sein de son laboratoire, ainsi qu'à Messieurs Guy CARRAULT, Pascal HAIGRON, Professeurs à l'Université de Rennes 1, Alfredo HERNANDEZ, Directeur de Recherche INSERM, et Jean-Jacques BELLANGER pour leurs soutiens et conseils tout au long de ma thèse.

Je n'oublie pas mes collègues et amis avec qui j'ai partagé des moments agréables et parfois uniques. Je pense notamment à Doc, au petit groupe du café (très) matinal avec qui on admirait le lever du soleil, les 3 Filles, les 4 Mousquetaires, mes collègues de bureau, l'incontournable trio du bureau 404 pour la pause après-midi, Siouar (dont le bras a servi la recherche scientifique), Eugenia, Nicolas, TBGM, Pascal, Isa, Antoine, Fabienne, Pablo, Majd et bien d'autres.

Une pensée à Jocelyne dont la bonne humeur est toujours présente en toute circonstance.

Pour finir, toute ma reconnaissance et mon affection vont à ma famille dont le sacrifice et le soutien infaillible m'ont été, et me seront toujours, ce qu'il y a de plus précieux.

A tous ceux qui ont participé de près ou de loin à cette thèse, merci.





## Table des matières

Chapitre 1 – Introduction .....	17
1.1. Contexte .....	19
1.2. Objectifs .....	20
1.2.1. Interopérabilité .....	20
1.2.2. Fiabilité .....	21
1.2.3. Contextualisation de la mesure .....	21
Chapitre 2 – Etat de l'art .....	23
2.1. Introduction .....	25
2.2. Solutions commercialisées .....	25
2.2.1. Services de téléassistance .....	25
2.2.2. Détecteurs de chutes .....	26
2.2.3. Suivi de l'état de santé .....	28
2.3. Projets de recherche .....	30
2.3.1. Programme AAL .....	30
2.3.2. Autres .....	31
2.4. Conclusion .....	32
Chapitre 3 – Interopérabilité .....	33
3.1. Introduction .....	35
3.2. Protocoles de communication .....	35
3.2.1. Protocole Standard .....	35
3.2.2. Protocole Propriétaire .....	38
3.3. Catégories des capteurs .....	39
3.3.1. Dispositif médical .....	39
3.3.2. Dispositif de bien-être .....	39
3.4. Etat de l'art .....	40
3.4.1. Capteurs .....	40
3.4.2. Travaux similaires .....	41
3.5. Matériels et Méthodes .....	42
3.5.1. Preuve de concept .....	42
3.5.2. Passerelle logicielle .....	44
3.6. Résultats .....	50
3.7. Discussion .....	52
3.8. Conclusion .....	55
Chapitre 4 – Fiabilité .....	57
4.1. Introduction .....	59
4.2. Matériels et Méthodes .....	63
4.2.1. Matériels .....	63

4.2.2.	Méthodes .....	64
4.3.	Résultats .....	67
4.4.	Discussion .....	68
Chapitre 5 – Suivi de l'état de santé .....		71
5.1.	Introduction .....	73
5.2.	Etat du marché .....	75
5.2.1.	Tensiomètre électronique .....	75
5.2.2.	Recommandations internationales.....	76
5.2.3.	Communication des fabricants.....	77
5.2.4.	Système multimodal .....	78
5.2.5.	Confidentialité.....	80
5.3.	Etat de l'art.....	80
5.4.	Méthodes et Matériels .....	83
5.4.1.	Méthodes .....	83
5.4.2.	Matériels .....	85
5.5.	Résultats .....	88
5.6.	Discussion.....	91
5.7.	Conclusion.....	93
Chapitre 6 – Système de télésuivi.....		95
6.1.	Introduction.....	97
6.2.	Système de télésuivi .....	97
6.2.1.	Concept général.....	97
6.2.2.	Description .....	98
6.2.3.	Interface graphique pour seniors .....	99
6.3.	Interfaces Homme-Machine alternatives .....	102
6.3.1.	Introduction .....	102
6.3.2.	Télévision.....	103
6.3.3.	Enceinte connectée .....	105
6.4.	Règlement Général de Protection des Données.....	107
6.5.	Conclusion.....	108
Chapitre 7 – Conclusion et Perspectives .....		111
7.1.	Conclusion.....	113
7.2.	Perspectives .....	114
Annexes .....		117
8.1.	Annexe A .....	119
8.2.	Annexe B.....	127
8.3.	Annexe C.....	131
Références .....		133

Liste des publications .....143



## Liste des acronymes

<b>AAL</b>	Active Assisted Living
<b>AEE</b>	Active Energy Expenditure
<b>AHRS</b>	Attitude and Heading Reference System
<b>ANOVA</b>	Analysis of Variance
<b>API</b>	Application Programming Interface
<b>ASHRAE</b>	American Society of Heating, Refrigerating and Air-conditioning Engineers
<b>AVC</b>	Accident Vasculaire Cérébral
<b>BLE</b>	Bluetooth Low Energy
<b>BMR</b>	Basal Metabolic Rate
<b>CDRH</b>	Center for Devices and Radiological Health
<b>CNRS</b>	Centre National de la Recherche Scientifique
<b>DICOM</b>	Digital Imaging and Communications in Medicine
<b>DLW</b>	Doubly Labeled Water
<b>DM</b>	Dispositif Médical
<b>DPO</b>	Data Protection Officer
<b>ECG</b>	ElectroCardioGramme
<b>EHPAD</b>	Etablissements d'Hébergement pour Personnes Agées Dépendantes
<b>EU</b>	European Union
<b>FDA</b>	Food and Drug Administration
<b>GAFAM</b>	Google, Apple, Facebook, Amazon, Microsoft
<b>GPS</b>	Global Positioning System
<b>GSM</b>	Global System for Mobile Communications
<b>HDS</b>	Hébergement de Données de Santé
<b>HIMSS</b>	Healthcare Information and Management Systems Society
<b>HL7</b>	Health Level 7
<b>IEEE</b>	Institute of Electrical and Electronics Engineers
<b>IFS</b>	Institut Français des Seniors
<b>IHM</b>	Interface Homme-Machine
<b>INSEE</b>	Institut National de la Statistique et des Études Économiques
<b>INSERM</b>	Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale

<b>IoT</b>	Internet of Things
<b>JSON</b>	JavaScript Object Notation
<b>LAAS</b>	Laboratoire d'Analyse et d'Architecture des Systèmes
<b>LEEM</b>	Les Entreprises du Médicament
<b>LS</b>	Liekert Scale
<b>LTSI</b>	Laboratoire Traitement du Signal et de l'Image
<b>MAE</b>	Mean Absolute Error
<b>MET</b>	Metabolic Equivalent of Task
<b>MIT</b>	Massachusetts Institute of Technology
<b>NTP</b>	Network Time Protocol
<b>OMS</b>	Organisation Mondiale de la Santé
<b>PCHA</b>	Personal Connected Health Alliance
<b>PIN</b>	Personal Identification Number
<b>PME</b>	Petites et Moyennes Entreprises
<b>PPG</b>	PhotoPléthysmoGramme
<b>PSAD</b>	Prestataire de santé à Domicile
<b>QAD</b>	Quaternion Angle Difference
<b>REST</b>	Representational State transfer
<b>RFID</b>	Radio-Identification
<b>RGPD</b>	Règlement Général sur la Protection des Données
<b>RHR</b>	Resting Heart Rate
<b>RSE</b>	Réseau Social d'Entreprise
<b>SDK</b>	Software Development Kit
<b>STD</b>	Standard Deviation
<b>TAD</b>	Tension Artérielle Diastolique
<b>TAS</b>	Tension Artérielle Systolique
<b>TLS</b>	Transport Layer Security
<b>U-BPM</b>	Upper-Arm Blood Pressure Monitor
<b>W-BPM</b>	Wrist Blood Pressure Monitor

## Liste des figures

Figure 1.1. Schéma représentant le fonctionnement du projet Silver@Home dans lequel s'inscrit la thèse. ....	21
Figure 2.1. Organisation de l'état de l'art. ....	25
Figure 2.2. Illustration de détecteurs de chutes sous forme d'une montre : Apple Watch (A), Life Plus (B), Co-assist (C).....	26
Figure 2.3. Le détecteur de chutes sous forme de canne connectée Smartcane. ....	27
Figure 2.4. Le détecteur de chutes Morphée+.....	28
Figure 2.5. La passerelle Twitoo. ....	29
Figure 2.6. Représentation illustrant le fonctionnement de l'écosystème Twitoo. ....	29
Figure 2.7. La station de télémédecine VisioCheck. ....	30
Figure 3.1. Processus de certification des dispositifs utilisant le protocole standard ISO/IEEE 11073 (Continua Health Alliance 2014). ....	36
Figure 3.2. Le nombre de dispositifs certifiés depuis 2009. En rouge (tirets), le nombre des dispositifs (manager + agent), en bleu (pointillés), le nombre des agents seulement. ....	37
Figure 3.3. Evolution du nombre des objets connectés entre 2015 et 2025 (en milliards). ....	38
Figure 3.4. Sur 92 capteurs de santé, seule la moitié est interopérable. Le mode de connectivité principal est le Bluetooth. ....	40
Figure 3.5. Capture d'écran de la preuve de concept.....	43
Figure 3.6. Illustration de l'utilisation de la passerelle logicielle dans une application mobile. ....	44
Figure 3.7. Diagramme décrivant le fonctionnement de la passerelle pour récupérer des données.....	47
Figure 3.8. Diagramme des composants constituant la passerelle.....	49
Figure 3.9. Exemple de graphique pour l'affichage de mesures de la fréquence cardiaque. ....	53
Figure 3.10. Evolution de la plateforme Android en comparaison d'autres plateformes mobiles.....	53
Figure 3.11. Exemple du code nécessaire pour utiliser la passerelle.....	54
Figure 4.1. Un volontaire portant les 12 actimètres utilisés dans l'étude de Murakami et al. (Murakami et al. 2016). ....	60
Figure 4.2. Le tensiomètre de poignet Omron RS6. Deux flèches sur l'écran indiquent que l'utilisateur doit baisser son bras. Le zéro indique que le tensiomètre est en train de mesurer la tension artérielle.....	61
Figure 4.3. A, B et C représentent des positions incorrectes que le tensiomètre de poignet ne peut pas détecter. Sur la photo de gauche (A), le tensiomètre est positionné à l'envers. Sur celle du centre (B), le dispositif est sur le mauvais côté du bras et, sur la figure de droite (C), il est trop loin du poignet. ....	62
Figure 4.4. Le système développé pour guider l'utilisateur à positionner correctement un tensiomètre de poignet à l'aide d'une montre connectée. ....	63
Figure 4.5. Captures d'écran de l'application iHealth permettant l'utilisation du tensiomètre iHealth BP7. Le bouton « Continuer » n'apparaît que si le tensiomètre est à un angle précis. ....	64
Figure 4.6. Les trois axes permettant de calculer l'orientation de l'appareil. ....	65
Figure 4.7. La façon dont les participants ont positionné naturellement le tensiomètre et la montre connectée.....	67
Figure 4.8. Illustration du principe d'un interrupteur physique entre un actimètre et un tensiomètre de poignet. ....	69
Figure 5.1. Comparaison de la valeur du marché économique de l'hypertension. Extrait de ("Hypertension - Worldwide   Statista Market Forecast" n.d.).....	74



Figure 5.2. Vue globale du marché des tensiomètres électroniques. U-BPM désigne les tensiomètres de bras (Upper arm Blood Pressure Monitor) et W-BPM désigne les tensiomètres de poignet (Wrist Blood Pressure Monitor).....	76
Figure 5.3. Nombre de recommandations sur la mesure de la tension artérielle mentionnées dans les manuels d'utilisation d'un tensiomètre. ....	78
Figure 5.4. Le capteur UpRight Go. ....	79
Figure 5.5. La chaise, utilisée dans le système ValidAid, est constituée de capteurs de pression permettant de détecter le temps de repos, la posture et la position des jambes (S. Wagner, Tofftegaard, and Bertelsen 2011). ....	82
Figure 5.6. Organigramme décrivant les règles selon lesquelles la tension artérielle est mesurée. ....	84
Figure 5.7. Exemple d'un photopléthysmogramme mesuré avec l'oxymètre iHealth PO3M. ....	87
Figure 5.8. Comparaison des fréquences cardiaques (mesurées en bpm) calculées à partir de l'ECG en bleu, du PPG en rouge, obtenues directement par l'oxymètre en vert. ....	87
Figure 5.9. Comparaison de la tension artérielle systolique de quatre participants. ....	90
Figure 5.10. Comparaison de la tension artérielle diastolique de quatre participants. ....	91
Figure 5.11. Illustration de la montre Blocks ainsi que plusieurs de ses modules. ....	92
Figure 6.1. Architecture d'un système de télésuivi. ....	97
Figure 6.2. Fonctionnement du système de télésuivi développé. ....	98
Figure 6.3. Répartition des systèmes d'exploitation destinés aux tablettes entre 2013 et 2020 ("Tablet OS Market Share Worldwide 2013-2020   Statistic" n.d.). ....	99
Figure 6.4. Comparaison entre les personnes âgées et les jeunes concernant la perception d'utilité d'un système d'information en fonction du nombre de fonctionnalités. Extrait de (Wu and Slyke 2005). ....	100
Figure 6.5. Comparaison entre les personnes âgées et les jeunes concernant la perception de facilité d'utilisation d'un système d'information en fonction du nombre de fonctionnalités. Extrait de (Wu and Slyke 2005). ....	100
Figure 6.6. Capture d'écran de l'interface graphique adaptée aux personnes âgées. Le feu tricolore reflète la progression de l'état de santé (ici le poids) : vert pour amélioration, jaune pour stagnation hors valeurs normales et rouge pour dégradation. La courbe affiche les données mesurées. En vert, l'objectif à atteindre. ....	101
Figure 6.7. Capture d'écran des paramètres disponibles dans l'application. Le bouton téléphone permet d'appeler un centre de téléassistance disponible en permanence. ....	102
Figure 6.8. Corrélation partielle entre le bonheur et les activités écran (barres noires) et les activités non écran (barres grises). Extrait de (Twenge, Martin, and Campbell 2018). ....	103
Figure 6.9. Répartition du temps passé pour à regarder du divertissement en fonction du support utilisé. ....	104
Figure 6.10. Télévision tournant sous Android TV. ....	104
Figure 6.11. Illustration de la communication entre une télévision Android et des capteurs de santé. La télévision n'étant pas capable de communiquer avec les capteurs, l'utilisation d'une passerelle (tablette ou smartphone) est nécessaire. ....	105

## Liste des tableaux

Tableau 3.1. Liste des profils du protocole ISO/IEEE 11073. ....	35
Tableau 3.2. Comparaison des études menées sur l'interopérabilité des capteurs de santé. .	42
Tableau 3.3. Capteurs de santé utilisés dans la preuve de concept. ....	43
Tableau 3.4. Les capteurs interopérables avec la passerelle.....	50
Tableau 3.5. Données mesurées via la passerelle sur deux tablettes : Samsung Galaxy Tab S2 (Android 6.0.1) et Google Nexus 7 (Android 5.1.1). En vert, les mesures effectuées avec succès, en rouge, les mesures échouées. La colonne Capteurs fait référence à la Tableau 3.4. ....	51
Tableau 3.6. Effort d'implémentation informatique (nombre Ligne de Code) en utilisant la passerelle en comparaison d'une implémentation manuelle. ....	52
Tableau 4.1. Comparaison de l'attitude calculée par chaque algorithme. QAD fait référence à la différence d'angle des quaternions, MAE à l'erreur moyenne absolue et STD à l'écart type. Extrait de (Michel et al. 2015) ....	65
Tableau 4.2. Consommation énergétique des algorithmes de Madgwick et Android sur une période de 10 minutes. Les valeurs sont exprimées en milliampère heure (mAh). ....	66
Tableau 5.1. Classification de la tension artérielle. ....	73
Tableau 5.2. Respect des recommandations sur la mesure de la tension artérielle par les manuels d'utilisation des 28 tensiomètres connectés étudiés. ....	77
Tableau 5.3. Respect des recommandations sur la mesure de la tension artérielle par les études scientifiques actuelles. ....	82
Tableau 5.4. Exemples de valeurs de MET pour plusieurs types d'activité physique (Haskell et al. 2007). ....	83
Tableau 5.5. Tensions artérielles moyennes des participants.....	90
Tableau 8.1. Liste des dispositifs certifiés Continua. ....	119
Tableau 8.2. Liste de 92 capteurs connectés pouvant servir dans le suivi de l'état de santé des seniors.....	127



# Chapitre 1 – Introduction



## 1.1. Contexte

Avec le progrès de la médecine et l'essor des technologies, l'espérance de vie ne cesse de progresser. Selon l'Eurostat, l'office européen des statistiques, elle est passée de 77,7 ans en 2002 à 80,6 ans en 2013 pour les 28 pays de l'Union Européenne, hommes et femmes confondus ("Statistiques Sur La Mortalité et l'espérance de Vie - Statistics Explained" n.d.). En 2013, 38% de la population européenne avait plus de 50 ans ("Eurostat - Tables, Graphs and Maps Interface (TGM) Table" n.d.). Cette augmentation de l'espérance de vie s'accompagne d'une apparition de besoins spécifiques pour les seniors. En effet, à partir de 80 ans, la part des seniors en situation de dépendance passe de 25% à 50%. De plus, selon un sondage de l'Institut Français des Seniors (IFS) réalisé en mars 2015 pour le compte du LEEM (l'organisation professionnelle des entreprises du médicament opérant en France), 37% des personnes âgées de plus de 50 ans doivent se surveiller régulièrement, ou souffrent d'une maladie chronique. Ce taux passe à 42% pour les plus de 75 ans ("Institut Français Des Seniors - Les Seniors et Les Médicaments" n.d.).

L'ensemble des pays occidentaux, et la France particulièrement, sont à la croisée d'un faisceau de risques et d'opportunités concernant l'évolution de leur santé publique et particulièrement la réponse aux besoins de leurs seniors.

Au rang des opportunités, il est possible d'observer que :

- tout d'abord, avec le progrès de la médecine et l'essor des nouvelles technologies, l'espérance de vie ne cesse de progresser comme précisé précédemment. D'après l'Institut National de la Statistique et des Études Économiques (INSEE), la population de plus de 60 ans représentera un tiers des Français en 2060, soit plus de 20 millions de Français ;
- cette population exprime, par ailleurs, clairement sa volonté d'être maintenue à domicile en cas de perte d'autonomie. Ainsi d'après Les Echos, 8 Français sur 10 seraient dans ce cas ;
- en parallèle, l'émergence de la médecine dite 4P (Préventive, Participative, Prédicative, Personnalisée), aux côtés de la médecine conventionnelle dite curative, va progressivement bouleverser le paysage médical français ;
- les seniors devant de plus en plus acteurs de leur propre santé, ils réclament davantage de place dans la démocratie sanitaire permettant ainsi de co-construire des solutions qui répondent mieux à leurs besoins ;
- la montée en puissance des objets connectés orientés bien-être ou domotique va renouveler le rapport à notre environnement quotidien passant la plupart des objets d'un mode passif à celui de terminaux actifs, connectés et intelligents.

Ces opportunités sont à mettre en perspective des risques pesant sur la population senior comme le délitement progressif du lien social, et en particulier familial, lié à l'éloignement des enfants de leurs parents, la montée progressive de déserts médicaux en particulier dans les zones de faible densité de population mais surtout l'âgisme de nos sociétés qui fait de l'âge le premier critère de discrimination (Levy et al. 2014).

Nous constatons donc la nécessité de solutions permettant aux personnes âgées de satisfaire leur désir de continuer à vivre chez elles tout en gardant leur autonomie et en luttant contre leur exclusion progressive du monde numérique. Or, à ce jour, diverses solutions ont tenté de répondre partiellement et de façon non intégrée à ces problématiques.

Ce travail a été financé par AZNetwork, une entreprise de services numériques créée en 1999. La société a effectué un virage stratégique vers le domaine de l'e-santé et obtient l'agrément pour l'hébergement de données de santé en septembre 2013, commercialisé sous la marque AZ Médicube. Afin de répondre aux nouveaux défis de la population vieillissante, AZNetwork développe une gamme de solutions :

- EasyGoing, application qui répond de manière exhaustive aux exigences du métier du maintien et de l'hospitalisation à domicile. EasyGoing est la réponse logicielle aux besoins de ce métier qui doit prendre en compte le tiers payant, garantir un service de qualité auprès des patients, administrer un référentiel complexe et contrôler le respect des exigences réglementaires ;
- EasyGoing Mobility, application conçue pour tablette et utilisable sans être connectée au réseau couvre les besoins des prestataires de santé chez le prescripteur comme au domicile du patient ;
- AZ MédiCube est une offre du groupe AZNetwork agréée par le ministère des affaires sociales et de la santé proposant l'hébergement d'applications fournies par ses clients et gérant des données de santé à caractère personnel ;
- EasyGoing Connect est un outil collaboratif de type RSE (Réseau Social d'Entreprise) organisé par le Prestataire de santé à Domicile (PSAD) et qui réunit autour du patient à domicile les intervenants médicaux et paramédicaux.

Pour compléter cet ensemble de solutions, l'entreprise souhaite développer un système permettant d'assurer le suivi de l'état de santé, notamment celui des seniors. Ce suivi peut être effectué par la personne elle-même afin d'avoir une meilleure hygiène de vie ou de suivre l'évolution de sa santé. L'utilisateur pourra permettre à ses proches ou à une équipe médicale de participer à ce suivi.

## 1.2. Objectifs

L'objectif de la thèse est de parvenir à effectuer un suivi de la santé du senior à distance, allant du recueil de la donnée au domicile de l'utilisateur jusqu'à sa transmission au praticien afin de favoriser le maintien à domicile du senior dans de bonnes conditions, comme illustré sur la Figure 1.1. Le senior, en utilisant un ensemble de capteurs (Figure 1.1 - ①), va pouvoir quantifier et enregistrer des données sur sa santé (Figure 1.1 - ②). Ces données vont être transmises de manière sécurisée et sauvegardées auprès d'AZNetwork en tant qu'hébergeur agréé de données santé à caractère personnel (Figure 1.1 - ③). Elles vont y être alors analysées et les résultats seront transmis au senior lui-même et éventuellement, avec son consentement, à sa famille et/ou à une équipe soignante (Figure 1.1 - ④). L'utilisateur pourrait également choisir de fournir ses données à des fins d'analyses statistiques sur la santé publique (Figure 1.1 - ⑤).

Pour pouvoir établir un tel système de télémonitoring, et après un état de l'art présenté en chapitre 2, nous avons identifié trois principaux verrous à lever.

### 1.2.1. Interopérabilité

L'interopérabilité est la capacité de deux ou plusieurs systèmes à s'échanger des données et à pouvoir les utiliser. Avec la croissance exponentielle du nombre d'objets connectés (Business Insider Australia 2014), notamment ceux implémentant des protocoles de communication propriétaires, échanger des données entre plusieurs systèmes de santé devient un vrai défi. Bien que les protocoles standards soient bien ancrés dans le système hospitalier (comme les protocoles DICOM ou HL7), ce n'est pas le cas dans le domaine du maintien à domicile et plus généralement dans la santé connectée personnelle. Motivés par un modèle économique basé sur les données des utilisateurs, les fabricants des capteurs de santé privilégient leurs propres écosystèmes en utilisant leurs protocoles de communication plutôt qu'implémenter des protocoles standards afin de favoriser un échange de données avec les solutions des concurrents.

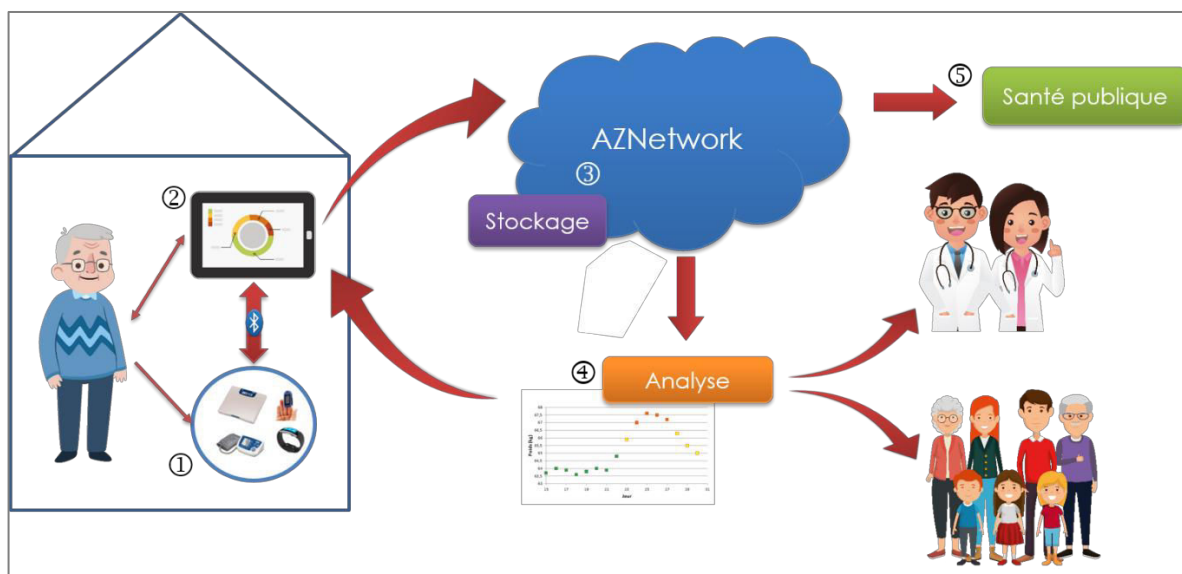


Figure 1.1. Schéma représentant le fonctionnement du projet Silver@Home dans lequel s'inscrit la thèse.

Pour effectuer un suivi complet et précis de la santé d'un senior, il est indispensable de pouvoir acquérir des données provenant de différents types de capteur. Or, aucun fabricant ne produit à l'heure actuelle une gamme complète couvrant tous les types de capteurs de santé. Il est donc essentiel de pouvoir communiquer avec des capteurs implémentant les protocoles de communication provenant de différents fabricants. Nous proposons donc de développer une passerelle logicielle qui gère une multitude de protocoles, standard et propriétaires, et d'en faire abstraction pour l'utilisateur. Ce point sera détaillé en chapitre 3.

### 1.2.2. Fiabilité

La démocratisation des objets connectés est accompagnée par celle des capteurs mesurant des données de santé, certifiés dispositifs médicaux ou non. Des études ont montré que la fiabilité varie d'un capteur à un autre, en fonction de sa fabrication (fiabilité intrinsèque), mais également en fonction de l'utilisateur (fiabilité extrinsèque). En effet, la manière dont l'utilisateur manipule le capteur peut avoir une influence sur la fiabilité de la mesure. Dans le chapitre 4, nous illustrons le cas du tensiomètre de poignet qui, pour mesurer une donnée fiable, doit être correctement positionné. Nous proposons une méthode permettant de guider l'utilisateur dans le bon positionnement du capteur et analysons l'acceptabilité du système par les utilisateurs.

### 1.2.3. Contextualisation de la mesure

La relation médecin-patient est en cours de transformation puisque ce dernier est en train de devenir acteur de sa propre santé notamment dans l'amélioration de son hygiène de vie ou dans le suivi de maladies. La croissance exponentielle des objets connectés et leur démocratisation permettent au grand public de s'auto-surveiller en mesurant leurs paramètres physiologiques. Ces données peuvent être par la suite transmises au médecin traitant.

Actuellement, lorsqu'un médecin reçoit les données de ses patients, il ne peut savoir avec certitude dans quel contexte les mesures ont été effectuées. Or, connaître ce contexte est souvent nécessaire pour déterminer la fiabilité et la pertinence des données reçues. Un moyen de connaître ce contexte consiste à acquérir et à fusionner des mesures provenant de différentes sources. Dans le chapitre 5, nous détaillons l'état actuel du marché des capteurs puis nous proposons un système de télésuivi qui permet de savoir dans quelles



conditions la mesure de la tension artérielle a été effectuée afin de ne considérer que les mesures acquises selon les recommandations internationales des sociétés savantes. Nous évaluons ensuite le système développé à travers une étude pilote.

Ensuite nous présentons, à travers le chapitre 6, la solution de télésuivi à proprement parler. Nous détaillons tout d'abord le système de télésuivi destiné à être utilisé par le senior à domicile. En plus des caractéristiques techniques du système, nous nous intéressons aux interfaces homme-machine. En effet, l'ergonomie de tout système est une clé de son succès. Permettre au senior d'avoir un accès facile à une information claire et fiable est aussi important que le suivi de l'état de santé en soi. Or, la perception de la génération actuelle des seniors de la technologie diffère de celle de la jeune génération. Nous explorons différents types d'interfaces, visuelle et auditive, qui permettent à un senior d'interagir avec le système utilisé pour suivre son état de santé.

Nous terminons ce document par une conclusion reprenant les travaux effectués et les résultats obtenus. Nous dégageons également des pistes de recherche qui pourraient être envisagées à la suite de cette thèse.

## Chapitre 2 – Etat de l'art



## 2.1. Introduction

Les solutions permettant aux personnes âgées de continuer à vivre chez elles sont diverses et variées. L'objectif de ce chapitre n'est pas d'établir une liste exhaustive de toutes ces solutions mais d'en donner quelques exemples. La Figure 2.1 illustre les différentes catégories répertoriant les solutions destinées au suivi de l'état de santé des seniors. Ces solutions peuvent être réparties en projets de recherche et solutions commercialisées. Dans les solutions commercialisées, nous regroupons les solutions de téléassistance, de détection de chutes et de suivi de l'état de santé. Dans les projets de recherche, nous abordons le programme européen d'assistance à l'autonomie à domicile (AAL : *Active Assisted Living*) et les autres projets.

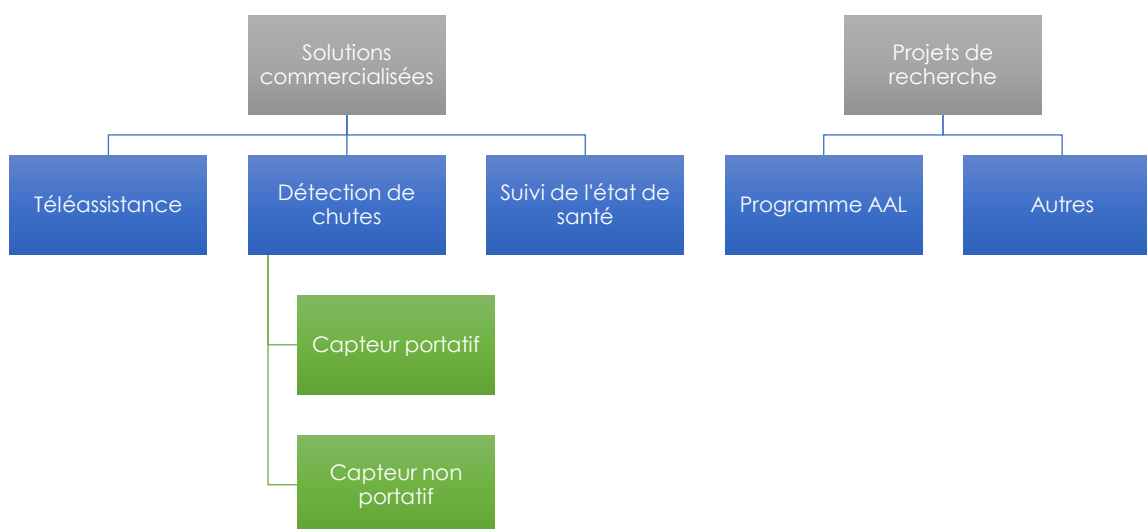


Figure 2.1. Organisation de l'état de l'art.

## 2.2. Solutions commercialisées

### 2.2.1. Services de téléassistance

Les services de téléassistance sont des services basés sur le même principe : un haut-parleur installé au domicile du senior pour le mettre en contact avec un centre de téléassistance. Un bouton d'appel, souvent sous forme de pendentif, permet d'initier l'appel avec le centre de téléassistance. Parmi ces services nous pouvons citer Verisure ("Verisure : Alarme Maison et Télésurveillance" n.d.), Allovie ("Téléassistance pour Personnes âgées à Domicile - Allovie ®" n.d.), Bluelinea ("Bluelinea: Téléassistance Personnes âgées, Téléalarme et Domotique" n.d.), SeniorAdom ("Téléassistance Nouvelle Génération – Téléalarme - Senioradom" n.d.) et Intervox ("Intervox, des solutions pour le maintien à domicile" n.d.).

Certains de ces services complètent leur offre de base avec des fonctionnalités supplémentaires. A titre d'exemple, Allovie étend la surveillance du senior à l'extérieur du domicile en offrant un téléphone portable compatible avec les prothèses auditives. Il permet également de géolocaliser l'utilisateur si une alerte est déclenchée. Celle-ci peut être

déclenchée manuellement ou automatiquement via une montre capable de détecter les chutes brutales. Ce type de montre-détecteur de chutes est souvent proposé par les fournisseurs de services de téléassistance (comme Bluelinea et Intervox) en complément du haut-parleur. Toutefois, son utilisation reste principalement limitée à un usage d'intérieur. D'autres fournisseurs proposent également d'étendre les fonctionnalités de base du service de téléassistance à détecter des activités anormales par rapport au quotidien de l'utilisateur. Pour ce faire, des capteurs domotiques sont utilisés. En combinant des détecteurs de mouvement, d'ouverture de porte, de fumée, de fuite d'eau, de présence au lit, le système est capable de détecter des anomalies dans les habitudes du senior qui peuvent refléter une situation nécessitant l'intervention des secours. SeniorAdom et Intervox commercialisent de telles solutions.

### 2.2.2. Détecteurs de chutes

Destinés aux seniors, les détecteurs de chutes sont des appareils capables de détecter, principalement, les chutes brutales. Ils peuvent être portatifs ou environnementaux. Certains sont dotés de fonctionnalités supplémentaires pour effectuer le suivi de certains paramètres physiologiques ou pour détecter d'autres types de chutes que les chutes brutales.

#### 2.2.2.1. Détecteur portatif

Un détecteur portatif est un détecteur que l'utilisateur doit porter afin que les chutes puissent être détectées. Ce type de capteur fonctionne grâce à l'intégration d'un accéléromètre et/ou d'un gyroscope qui analysent les mouvements de leur porteur. Lorsqu'une chute est détectée, une alarme est émise et est transmise soit aux proches désignés par l'utilisateur soit à un centre de téléassistance grâce au réseau mobile. La forme la plus répandue pour ce type de détecteur est la montre comme l'Apple Watch 4 ("Apple Watch Series 4" n.d.), la Life Plus ("Life Plus - La Solution Innovante Du Bien Vieillir" n.d.) et la Co-assist ("Montre d'alerte avec détecteur de chutes et GPS" n.d.). La Figure 2.2 illustre ces 3 détecteurs.



Figure 2.2. Illustration de détecteurs de chutes sous forme d'une montre : Apple Watch (A), Life Plus (B), Co-assist (C).

L'Apple Watch intègre la fonctionnalité de détection de chutes depuis sa 4<sup>ème</sup> génération. Elle intègre en plus un capteur cardiaque capable de détecter un rythme anormalement faible ou élevé. De plus, elle offre la possibilité d'enregistrer un électrocardiogramme (ECG) afin de détecter certaines anomalies cardiaques comme la fibrillation atriale. De façon similaire, la montre Life Plus intègre des capteurs lui permettant de mesurer un ensemble de

paramètres physiologiques comme la fréquence cardiaque, la température de la peau ou la saturation du sang en oxygène. Cet ensemble est utilisé pour détecter, en plus des chutes, des activités qui sortent du quotidien de l'utilisateur. Pour y parvenir, la montre embarque un module d'intelligence artificielle permettant de déclencher une alerte si nécessaire. La Life Plus peut être associée à des capteurs domotiques qui analysent l'environnement domestique de l'utilisateur afin d'améliorer la précision des alertes.

Quant à la Co-assist, elle se distingue par l'utilisation du réseau Sigfox pour transmettre ses alertes. Il s'agit d'un réseau mobile à faible consommation énergétique. Ceci permet à Co-assist d'avoir une autonomie de plusieurs mois tout en étant connecté sur l'ensemble du territoire national, voire international. Il est également possible de géolocaliser l'utilisateur lorsque celui-ci quitte une zone prédéfinie, ce qui est utile pour les personnes atteintes de maladies comme la maladie d'Alzheimer ou la démence.



Figure 2.3. Le détecteur de chutes sous forme de canne connectée Smartcane.

SmartCane est un autre exemple de détecteur de chutes portatif. Il s'agit d'une canne (cf. Figure 2.3) embarquant une puce pour détecter les chutes ainsi que les situations qui sortent du quotidien de son utilisateur ("La canne connectée – Dring – système d'alerte" n.d.). De la même manière que les exemples précédents, elle est capable de communiquer sur les réseaux mobiles classiques (GSM). Intégrant un GPS, Smartcane peut localiser son utilisateur afin de prévenir les secours en cas de problème. Elle a une autonomie de plusieurs semaines.

#### 2.2.2.2. Détecteur environnemental

Contrairement à un détecteur portatif, un détecteur environnemental est un dispositif capable de détecter les chutes sans que l'utilisateur n'ait à le porter. De par son fonctionnement, il ne peut être utilisé que dans un environnement bien limité comme une pièce. Afin d'assurer un suivi en dehors de cet environnement, il est nécessaire de s'équiper d'un détecteur portatif comme ceux présentés précédemment.

Parmi les détecteurs environnementaux, nous pouvons citer Morphée+ et Emerald. Morphée+ est un dispositif sous forme de colonne (cf. Figure 2.4) capable de détecter la chute d'une personne âgée sans que cette dernière n'ait à porter un quelconque capteur ("Détecteur

de Chute En Temps Réel - Morphée +" n.d.). Pour ce faire, des ondes radio sont utilisées pour effectuer cette détection. Le système est également capable de mesurer les données cardiaques et respiratoires de l'utilisateur sans contact. De manière similaire, Emerald, développé par le Massachusetts Institute of Technology (MIT), est une box qui ressemble à un routeur Internet capable de détecter la chute d'une personne grâce à des ondes radio ("Welcome" n.d.). L'utilisateur n'a donc pas besoin de porter de capteurs. Le boîtier est également capable de mesurer les données cardiaques et respiratoires. Toutefois, les dernières nouvelles du projet remontent à 2015. Le développement du produit ne semble plus être d'actualité.



Figure 2.4. Le détecteur de chutes Morphée+.

### 2.2.3. Suivi de l'état de santé

Ces solutions ne sont pas destinées uniquement aux seniors mais à toute personne souhaitant suivre l'évolution de son état de santé. L'objectif de ces solutions est de mesurer certains paramètres physiologiques de leur utilisateur afin d'en établir un historique puis de proposer de transmettre, ou non, ces données à un médecin.

#### 2.2.3.1. Twitoo

Twitoo est une solution de télémédecine développée par l'hébergeur de données de santé H2AD. Il s'agit d'une passerelle matérielle (cf. Figure 2.5) qui communique avec un ensemble de capteurs de santé pour mesurer différents paramètres physiologiques.

Une fois ces paramètres enregistrés, ils sont transmis à la plateforme de télésanté H2AD. Ces données sont accessibles à qui de droit comme l'utilisateur lui-même, les professionnels de santé mais également des personnes de confiance ou d'autres systèmes d'information. La Figure 2.6 illustre le fonctionnement global de la plateforme. Une tablette permet à l'utilisateur, d'une part, de suivre l'évolution de sa santé, et, d'autre part, de répondre à un questionnaire médical simple à des fins d'éducation thérapeutique. Toutefois, le site web du produit n'existe plus et les dernières actualités concernant le produit remontent à 2015. Ce produit ne semble plus être d'actualité.



Figure 2.5. La passerelle Twitoo.

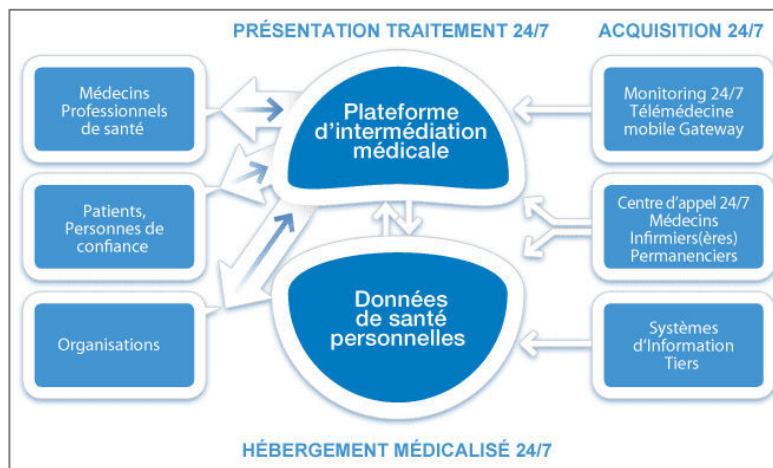


Figure 2.6. Représentation illustrant le fonctionnement de l'écosystème Twitoo.

### 2.2.3.2. Betterise

Betterise est une application de santé qui accompagne l'utilisateur dans son quotidien. Au fur et à mesure de son utilisation, l'application se personnalise à chaque usager. En se basant sur plus de 900 critères, Betterise détecte les mauvaises habitudes d'hygiène de l'utilisateur et lui procure des conseils pratiques de bien-être ainsi que des recettes de cuisine. Parmi les données mesurées : le nombre de pas, la qualité du sommeil, le nombre de tasses de café, des jeux de mémoire. L'application offre la possibilité de récupérer ces mesures automatiquement à partir d'un certain nombre de capteurs comme les actimètres, les analyseurs de sommeil, ainsi qu'à partir d'applications comme des applications Google Fit et Apple Health. Afin de maintenir la motivation de l'utilisateur, l'application a implémenté un système de défis et de points. Accomplir certaines tâches ou atteindre ses objectifs permet de gagner des points.





Figure 2.7. La station de télémédecine VisioCheck.

#### 1.1.1.1. VisioCheck

Sous forme d'un boîtier de la taille de la paume d'une main (cf. Figure 2.7) et destinée à lutter contre les déserts médicaux, VisioCheck est une station mobile de télémédecine capable de mesurer un ensemble de constantes physiologiques, à savoir l'ECG, la température du corps, la fréquence cardiaque, la saturation du sang en oxygène, la tension artérielle et le taux de glucose dans le sang. Cette station n'est compatible qu'avec les capteurs de Visiomed Group, l'entreprise à l'origine de VisioCheck. Les données peuvent être transmises par la suite à un professionnel de santé. Au-delà de mesures occasionnelles, VisioCheck peut être utilisé pour un monitoring en continu pour réaliser, à titre d'exemples, une polysomnographie, un holter ECG ou un holter tensionnel.

### 2.3. Projets de recherche

#### 2.3.1. Programme AAL

D'un budget global de 600 millions d'euros, le programme AAL (*Active and Assisted Living Programme*) est un programme européen qui finance des projets collaboratifs entre partenaires de 17 pays de l'Union Européenne en plus du Canada et de la Suisse. Ces projets visent à soutenir la qualité de vie de la population vieillissante au sein de l'Union Européenne en permettant aux seniors de continuer à vivre dans de meilleures conditions et en toute autonomie tout en restant chez eux. Le programme, démarré en 2008, cherche également à soutenir les industriels à travers leur implication dans ces projets en imposant un délai de commercialisation de 3 ans maximum après la fin du projet. Cette condition de commercialisation ne se fait pas au détriment de l'utilisateur final, puisque son implication proactive est requise tout au long du projet. Plus de 40 000 utilisateurs ont été impliqués dans les projets AAL sur la période 2008-2011. Une expérimentation est également attendue à la fin de chaque projet afin de l'évaluer.

En plus de favoriser le maintien à domicile, le programme AAL cherche à préserver la santé des seniors ainsi que leurs facultés cognitives. Il vise également à promouvoir un style de vie plus hygiénique notamment pour les individus présentant un risque de santé tout en prévenant tout risque d'isolement social. Depuis sa création, plus de 220 projets ont été financés grâce à 10 appels à projets comme les projets CO-TRAIN, GREAT, Active@Home et Brain@Home.

#### 2.3.1.1. CO-TRAIN

CO-TRAIN ("CO-TRAIN, Training & Coaching System, Dementia, Frailty, AAL Programme" n.d.) est un projet qui consiste à développer un système d'entraînement qui utilise des capteurs portatifs afin de surveiller les mouvements de l'utilisateur lorsqu'il marche, se tient debout ou monte des escaliers. L'objectif est de permettre aux personnes fragilisées par la démence de préserver, voire regagner une certaine autonomie de mouvement via un certain nombre d'exercices, tout en prévenant une isolation sociale.

Le système développé a été testé sur 60 participants provenant de 3 pays différents.

#### 2.3.1.2. GREAT

L'objectif du projet GREAT ("Persuasive Ambiances: Projektdetails Unterseiten" n.d.) est d'assister les personnes atteintes de démence dans leurs routines quotidiennes par la création d'un système d'ambiance qui influence positivement leurs émotions, activités et humeurs tout au long de la journée. Ce système utilise la lumière, la musique et l'odeur pour atteindre les objectifs suivants :

- maintenir et augmenter la qualité de vie des seniors, en leur permettant de continuer à vivre en toute autonomie à leur domicile ;
- fournir une solution modulable et personnalisable qui s'intègre au domicile de chacun.

#### 2.3.1.3. Active@Home

Active@Home ("Active@Home | Active@Home" n.d.) vise à augmenter le niveau d'activité physique des seniors afin d'éviter une éventuelle sédentarité. Le projet tente de créer de la motivation via des jeux vidéo impliquant une activité physique avec un système de compétition entre plusieurs joueurs. L'utilisateur choisit le type d'activités qui lui convient le mieux (exercice sportif, danse traditionnelle, Tai chi, ...). Au cours de l'exercice, il porte des capteurs de mouvements afin que le système développé puisse analyser ses mouvements et le guider dans l'exercice.

#### 2.3.1.4. Brain@Home

L'objectif de ce projet ("Brain@Home - Home" n.d.) est d'améliorer la qualité de vie des seniors, notamment ceux fragilisés dans leur autonomie quotidienne. Le système développé consiste à fournir une plateforme de jeux cognitifs et de visites virtuelles d'environnements écologiques. Ce système est développé en collaboration avec des médecins et des neurophysiologistes.

### 2.3.2. Autres

Différents projets académiques et/ou industriels sont menés pour répondre au mieux à certains besoins des seniors. Pour ce faire, il est possible de les monitorer directement en mesurant leurs paramètres physiologiques ou indirectement en surveillant l'environnement dans lequel ils évoluent. Parmi les projets qui s'intéressent au suivi de la santé du senior directement nous pouvons citer Silver@Home qui consiste à développer un détecteur de chutes portatif pour les seniors. Ce capteur met l'accent sur (i) une optimisation de ses performances pour garantir une longue autonomie, (ii) sa capacité à être utilisé en dehors du domicile grâce au réseau LoRaWAN. Le consortium menant le projet est constitué du Laboratoire Traitement du Signal et de l'Image (LTSI Inserm U1099 – Université de Rennes 1) et des entreprises AZNetwork et RF-TRACK. Ce même consortium mène un deuxième projet, ACCORDS, dont l'objectif est de détecter la fragilisation des seniors. Pour y parvenir, différents paramètres physiologiques sont suivis et croisés avec le niveau d'activité physique du senior afin de pouvoir anticiper une éventuelle fragilisation. Le projet FOOT-TEST (Piau, n.d.) s'intéresse également à la détection de la fragilité des seniors par le développement d'une semelle intelligente. Celle-ci va enregistrer la vitesse de déplacement et l'évolution du poids de la personne. Ce projet est mené par un consortium constitué du Laboratoire d'Analyse et

d'Architecture des Systèmes (LAAS-CNRS), du CHU de Toulouse, d'INTESENS et de Medicauteurs.

D'autres projets cherchent à surveiller le senior indirectement à travers son environnement comme PROSAFE qui grâce à un ensemble de capteurs de présence permet d'analyser le comportement du senior et de détecter un état d'immobilité anormale. Un système d'alarme permet de prévenir l'équipe soignante en cas d'incident. En plus des capteurs de présence, PROSAFE peut utiliser d'autres types de dispositifs comme des capteurs de pression sur le sol, des capteurs de contact magnétique d'ouvertures (portes, fenêtres), des capteurs de température et d'humidité, etc. (Bonhomme, n.d.). Le projet est mené par le LAAS-CNRS avec l'appui du département R&D d'EDF.

Le projet ARPEGE prône une approche alliant à la fois des données acquises via des capteurs, à savoir une balance, un capteur de vitesse de marche non portatif et un capteur mesurant la force de pression de la main, ainsi que des données obtenues grâce à des questionnaires (Jaber 2014). Ceci permet de quantifier plus facilement certains aspects de la fragilité comme l'épuisement ou les dépenses énergétiques.

Le monitoring des seniors ne se limite pas à leurs domiciles mais peut s'étendre aux établissements d'hébergement pour personnes âgées dépendantes (EHPAD). Le projet E-monitor'âge cherche à assister les surveillants des EHPADs la nuit en détectant de manière automatique des situations d'inconfort ou de risque. Pour ce faire, des capteurs non portatifs et non invasifs sont installés au sein des établissements comme les détecteurs de mouvements ou l'utilisation d'appareils du quotidien comme les télévisions (temps d'allumage, changement de chaînes) ou les téléphones (nombre d'appels, durée). Porté par LEGRAND, ce projet associe le centre de transfert CISTEME (Limoges), les PME Atys Concept (base de données/Interface Homme-Machine), EMKA Electronique (électronique embarquée), E-NI (valorisation et gestion des données), CAIRPOL (capteur), le Pôle Capteurs et le laboratoire Prisme (Université d'Orléans), l'institut de recherche XLIM (Université de Limoges), ESIGETEL et HAVAE-CHU (Limoges), ainsi que DomusVi qui gère des maisons de retraite médicalisées et des EHPAD en France.

## 2.4. Conclusion

Nombreuses sont les solutions destinées aux seniors qui visent à leur permettre de continuer à vivre chez eux dans de bonnes conditions. Si les solutions de téléassistance dominent le marché destiné aux personnes âgées, d'autres permettent un suivi de l'état de santé.

Moins axé sur une solution technologique, « Veiller sur mes parents » ("La téléassistance pour les personnes âgées avec Veiller sur mes parents" n.d.) est un service proposé par La Poste dans lequel le facteur rend visite aux personnes âgées à leur domicile selon une fréquence qui varie entre 1 et 6 jours par semaine. L'objectif de ces visites est de maintenir un lien social avec les seniors. Une prestation de téléassistance, comme celles détaillées en section 2.2.1, est également fournie afin de les aider en cas de besoin. Ce service ne fournit pas de solutions connectées permettant le suivi des seniors à distance.

La majorité des solutions actuelles se limitent à quelques capteurs seulement et ne profitent pas du nombre croissant d'objets connectés commercialisés. La fiabilité des mesures est très rarement mentionnée dans les solutions commercialisées.

## Chapitre 3 – Interopérabilité



### 3.1. Introduction

L'interopérabilité est définie par l'IEEE, *Institute of Electrical and Electronics Engineers*, comme « la capacité de deux systèmes ou plus à s'échanger une donnée et à utiliser la donnée qui a été échangée » ("IEEE Standard Computer Dictionary: A Compilation of IEEE Standard Computer Glossaries" 1991). Un suivi de santé ne peut se faire que si la donnée mesurée et enregistrée est échangée entre différents systèmes pour être analysée. De même, le format de la donnée doit être compris par les deux parties traitant cette donnée. De ce fait, l'interopérabilité est un élément fondamental dans le domaine de la santé, et plus généralement dans les systèmes informatiques. Plus généralement, d'après le *McKinsey Global Institute*, l'interopérabilité est nécessaire pour créer 40% de la plus-value qui peut être générée grâce aux objets connectés (Manyika, J. et al. 2015). De plus, sur les 11.1 milliards de dollars américains générés par l'impact des objets connectés, la part de l'interopérabilité représente 4 milliards de dollars (Manyika, J. et al. 2015).

L'interopérabilité diffère de la compatibilité au sens où la première, comme indiqué précédemment, concerne la communication entre deux systèmes, alors que la seconde concerne les éléments d'un même système. A titre d'exemple, un navigateur est compatible avec un système d'exploitation, alors qu'un système d'exploitation A est interopérable avec un système d'exploitation B.

### 3.2. Protocoles de communication

Afin que la donnée puisse être interprétée, il est nécessaire qu'elle soit structurée. Ceci se fait par l'utilisation d'un protocole de communication. Il en existe deux types :

- protocole standard : protocole dont les spécifications sont accessibles publiquement afin d'aider les fabricants à commercialiser des produits interopérables avec ceux d'autres fabricants ;
- protocole propriétaire : protocole, souvent fermé, développé par un fabricant pour ses propres capteurs et écosystèmes sans la volonté de partager ses spécifications avec d'autres fabricants.

#### 3.2.1. Protocole Standard

Dans le domaine de la santé personnelle, le protocole standard est le protocole ISO/IEEE 11073 (Schmitt et al. 2007). Il résulte de la fusion de plusieurs standards de ce domaine depuis les années 80, parmi lesquels nous pouvons citer ISO/TC215, CEN/TC251, IEEE 1073. Il est promu par l'alliance de la santé connectée personnelle (PCHA : *Personal Connected Health Alliance*). Il s'agit d'une association à but non lucratif formée par *Continua*, *mHealth Summit* et *Healthcare Information and Management Systems Society* (HIMSS). Son objectif est de promouvoir des solutions de santé connectée personnalisées et interopérables en *Plug-and-Play*. Le protocole ISO/IEEE 11073 possède un socle générique (ISO/IEEE 11073-20601) qui se décline en 15 profils spécialisés listés dans le Tableau 3.1.

Tableau 3.1. Liste des profils du protocole ISO/IEEE 11073.

Profil	Capteur	Disponible sur le marché français
ISO/IEEE 11073-10404	Oxymètre de pouls	Oui
ISO/IEEE 11073-10407	Tensiomètre	Oui
ISO/IEEE 11073-10408	Thermomètre	Oui
ISO/IEEE 11073-10415	Balance	Oui
ISO/IEEE 11073-10417	Glucomètre	Non
ISO/IEEE 11073-10420	Analyseur de composition corporelle	Oui

ISO/IEEE 11073-10421	Spiromètre	Non
ISO/IEEE 11073-10441	Moniteur d'activité physique	Oui
ISO/IEEE 11073-10442	Equipement de fitness	Non
ISO/IEEE 11073-10471	Concentrateur d'activités de la vie autonome	Non
ISO/IEEE 11073-10472	Pilulier	Non
ISO/IEEE 11073-10406	ECG de base (1 à 3 dérivations)	Non
ISO/IEEE 11073-10413	Moniteur de fréquence respiratoire	Non
ISO/IEEE 11073-10418	Capteur de taux de prothrombine	Non
ISO/IEEE 11073-10419	Pompe à insuline	Non

L'ISO/IEEE 11073 fonctionne selon une structure *Manager – Agent*. Un *Agent* est le capteur capable de prendre une mesure ou d'effectuer une action, alors qu'un *Manager* est l'appareil ou le concentrateur recevant les mesures des *Agents* ou leur demandant d'appliquer une action.

Afin qu'un appareil puisse être certifié Continua, attestant ainsi d'être conforme aux spécifications du protocole ISO/IEEE 11073, il doit passer par les 4 étapes illustrées Figure 3.1 :

- préparer (Figure 3.1 – ①) : il s'agit de l'étape du développement de l'appareil ;
- soumettre (Figure 3.1 – ②) : le fabricant soumet l'appareil développé au consortium Continua pour vérification ;
- tester (Figure 3.1 – ③) : Continua s'assure que l'appareil respecte les spécifications du standard et qu'il est interopérable avec les autres capteurs certifiés ;
- certifier (Figure 3.1 – ④) : si l'appareil répond aux exigences du protocole, il se voit décerner la certification du protocole ISO/IEEE 11073.

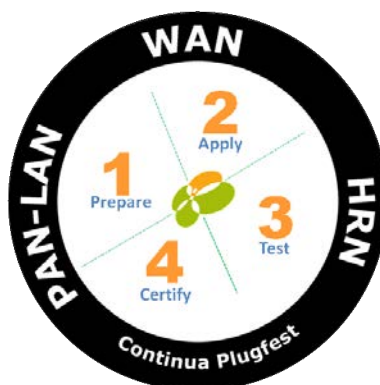


Figure 3.1. Processus de certification des dispositifs utilisant le protocole standard ISO/IEEE 11073 (Continua Health Alliance 2014).

Le protocole standard présente plusieurs avantages. Tout d'abord, il permet aux fabricants de s'assurer que leurs produits, logiciels ou appareils, sont interopérables et qu'ils vont fonctionner avec tous les autres produits implémentant le même protocole. Les utilisateurs peuvent alors remplacer un capteur par un autre en ayant l'assurance qu'il va fonctionner. Un autre avantage est la prise en charge par défaut de ce protocole par certains systèmes comme Android. De plus, les fabricants n'ont pas besoin d'allouer de ressources pour le développement d'un protocole de communication.

Dans un premier temps, nous avons analysé la liste des produits certifiés par l'alliance Continua qui compte 121 capteurs (cf. Annexe A). Comme indiqué ci-dessus, les capteurs

certifiés disponibles en France ne représentent que 6 profils (précisés dans le Tableau 3.1) sur les 15 profils que répertorie l'ISO/IEEE 11073. De plus, 55% des produits certifiés sont des managers, donc incapables d'effectuer une quelconque mesure. Sur les 45% d'appareils restants, 80% sont des agents, donc des capteurs à proprement parler, et 20% sont des kits de développement permettant à des entreprises ou à des individus de mettre au point leurs propres appareils. Globalement, Fujitsu Limited est le fabricant ayant certifié le plus grand nombre de capteurs (n = 15), suivi par Sharp (n = 10), Roche (n = 9), A&D Medical (n = 7) et Brunel (n = 7). Le type d'agent le plus certifié est le glucomètre (n = 17), vient ensuite l'oxymètre et le tensiomètre (n = 10 chacun) puis la balance (n = 8). Sur les 121 capteurs certifiés Continua, seuls 53% sont commercialisés. Le mode de connexion le plus répandu est le Bluetooth. Il représente 70% des capteurs (57% pour le Bluetooth classique et 13% pour le Bluetooth Low Energy – BLE).

Un autre point à considérer est la date de certification. La Figure 3.2 montre le déclin du nombre des appareils certifiés entre 2009 et 2018, avec, en bleu (traits pointillés), la courbe reflétant le nombre des agents, et en rouge (tirets) celle de l'ensemble des dispositifs (managers + agents).

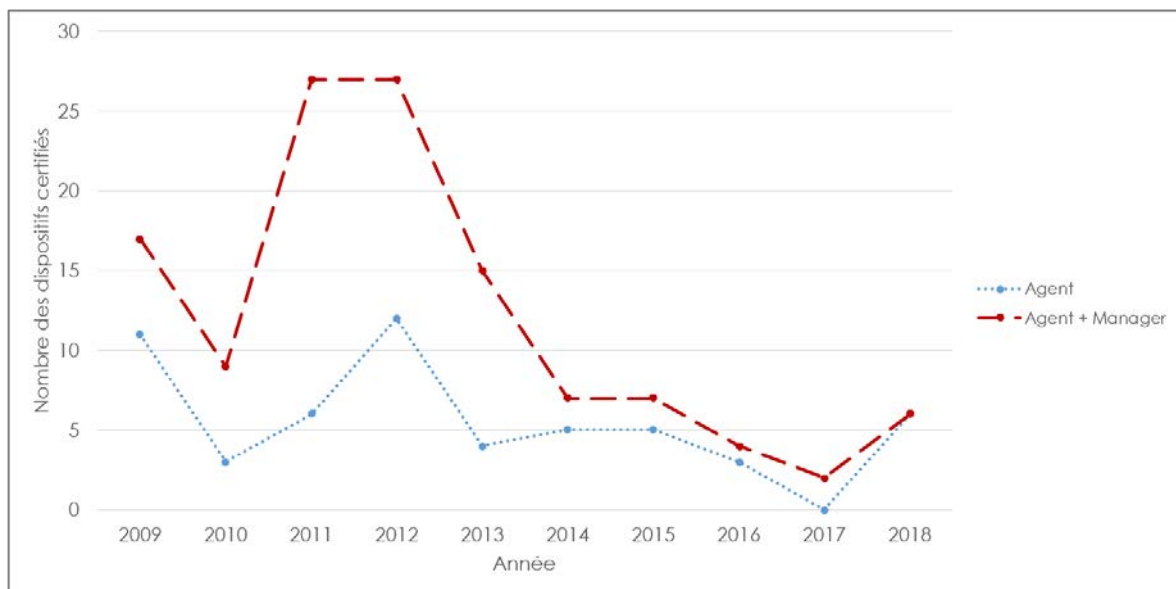


Figure 3.2. Le nombre de dispositifs certifiés depuis 2009. En rouge (tirets), le nombre des dispositifs (manager + agent), en bleu (pointillés), le nombre des agents seulement.

En parallèle, le nombre de capteurs connectés, appelés communément *Internet of Things* (IoT), croît de façon exponentielle comme le montre la Figure 3.3 ("IoT: Number of Connected Devices Worldwide 2012-2025" n.d.). Il est passé de 15,41 milliards d'unités en 2015 à 23,14 milliards en 2018 avec une estimation de 75,44 milliards d'unités en 2025.

Malgré une augmentation du nombre global des objets connectés, celui des capteurs certifiés interopérables suivant la norme ISO/IEEE 11073 ne cesse de chuter. Ceci pourrait s'expliquer par la volonté des fabricants de favoriser des protocoles propriétaires fermés afin de maintenir leurs utilisateurs dans leurs propres écosystèmes pour mieux exploiter leurs données. Un autre élément qui pénalise l'adoption du protocole standard est le cycle de certification. Celui-ci permet de garantir une interopérabilité entre tous les appareils certifiés. Toutefois, il est susceptible d'engendrer un retard dans la commercialisation des capteurs, un



surcoût de la production ainsi qu'une évolution du protocole moins rapide que celle des concurrents utilisant leurs propres protocoles. De plus, les profils existants ne couvrent pas toutes les variétés de capteurs et la mise au point d'un nouveau profil exige du temps.

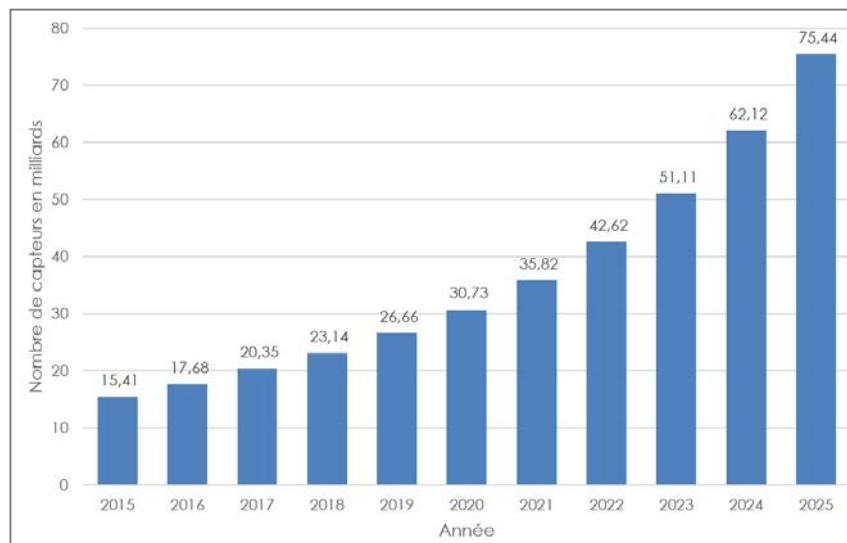


Figure 3.3. Evolution du nombre des objets connectés entre 2015 et 2025 (en milliards).

### 3.2.2. Protocole Propriétaire

Un protocole propriétaire est un protocole souvent fermé, sans documentation publique, qui permet de garantir au fabricant un accès privilégié aux données de ses capteurs. Une fois celles-ci récupérées, il peut les rendre accessibles ou non à d'autres fabricants ou à des développeurs tiers. En utilisant un capteur implémentant un protocole propriétaire, l'utilisateur n'a aucune garantie sur l'interopérabilité de ce dernier avec d'autres plateformes que celle de son fabricant. Un second inconvénient de ce protocole est le manque de données variées dans un contexte multimodal pour effectuer un suivi précis de la santé de l'utilisateur, dans la mesure où aucun fabricant ne produit l'ensemble des dispositifs nécessaires pour un suivi de santé complet. De ce fait, l'adoption des protocoles propriétaires peut empêcher l'échange de données entre les différents dispositifs impliqués. Ce point sera détaillé dans le chapitre 5.

Dans certains cas, les fabricants peuvent mettre à la disposition des développeurs des outils comme des kits de développement logiciel (SDK : *Software Development Kit*) ou des interfaces de programmation (API : *Application Programming Interface*) leur permettant d'accéder aux données des utilisateurs. Toutefois, cette solution n'est pas durable. A titre d'exemple, lorsque la société Microsoft a cessé la commercialisation de son bracelet de fitness Microsoft Band 2 (ZDNet 2016), elle a retiré de son site Internet le SDK permettant aux développeurs d'accéder aux données du capteur. De plus, les fabricants préfèrent adopter les protocoles des géants du web, les GAFAM (Google, Apple, Facebook, Amazon, Microsoft), plutôt que d'implémenter le protocole standard afin de rendre leurs produits compatibles avec ceux des GAFAM et éviter d'être marginalisés sur le marché. Lorsqu'Apple a lancé son produit HomeKit dédié aux systèmes domotiques, de nombreux fabricants ont aussitôt adopté son protocole. Le même effet de domino a été constaté lorsque Google et Apple ont lancé, respectivement, Fit et Health, des plateformes dédiées à la santé et au bien-être.

D'un autre côté, un protocole propriétaire offre une certaine flexibilité au fabricant lui permettant d'intégrer rapidement de nouvelles fonctions, d'accélérer le déploiement de mises à jour ou la mise au point d'un nouveau type de capteur. Quant à un éventuel surcoût, celui-ci pourrait exister si le fabricant adopte un protocole développé par un autre fabricant (comme ceux des GAFAM).

Selon la définition IEEE de l'interopérabilité, un capteur est, par défaut, interopérable avec son application smartphone et avec l'écosystème du fabricant puisque les deux parties peuvent échanger les données mesurées et les utiliser, qu'ils utilisent un protocole standard ou propriétaire pour effectuer cette communication. De ce fait, nous souhaitons introduire ici la notion d'**interopérabilité ouverte**. Un capteur ouvertement interopérable est un capteur capable de communiquer avec d'autres systèmes que ceux de son fabricant.

### 3.3. Catégories des capteurs

Il existe deux catégories principales de capteurs de santé :

- les dispositifs médicaux (DM) ;
- les dispositifs de bien-être.

#### 3.3.1. Dispositif médical

En France et plus généralement dans l'Union Européenne, un dispositif médical (DM) est un appareil certifié par la directive européenne 93/42/CEE qui vise à garantir un niveau élevé de protection pour la santé et la sécurité humaines (*Council Directive 93/42/EEC of 14 June 1993 Concerning Medical Devices 1993, OJ L:42*). Elle définit quatre classes, classes I, IIa, IIb, III, par ordre de criticité :

- Classe I : elle regroupe les DM ayant un faible risque sur la sécurité des patients comme les dispositifs non invasifs ou les instruments chirurgicaux réutilisables (fauteuils roulants, scalpels, lunettes correctrices, ...)
- Classe IIa : elle regroupe les DM présentant un risque moyen comme les instruments de diagnostic ou les dispositifs invasifs (lentilles de contact, couronne dentaire, prothèse auditive, appareil d'échographie, ...)
- Classe IIb : elle regroupe les DM comportant un risque élevé comme les implants chirurgicaux à long terme, les dispositifs de contraception, les systèmes de radiothérapie
- Classe III : elle regroupe les DM ayant un risque très élevé comme les stents, les prothèses de hanche ou les implants cardiaques.

Les dispositifs des trois dernières classes nécessitent d'être certifiés par un organisme de notification. La certification des dispositifs de classe I se fait en auto-certification.

Un nouveau règlement, le règlement 2017/745 sur les dispositifs médicaux, est entré en vigueur le 26 mai 2017. Il élargit la portée de la directive 93/42/CEE en modifiant le champ d'application des dispositifs et en étendant son application à des dispositifs non médicaux comme les lentilles de contact. Il durcit également les règles de classification des dispositifs de santé. Ce nouveau règlement deviendra obligatoire pour les dispositifs médicaux à partir du 26 mai 2020, et à partir du 26 mai 2022 pour les dispositifs médicaux de diagnostic in vitro.

#### 3.3.2. Dispositif de bien-être

Selon le CDRH (*Center for Devices and Radiological Health*), la branche responsable de la certification des dispositifs médicaux de la FDA (*Food and Drug Administration*), les dispositifs de bien-être sont destinés uniquement à une utilisation générale de bien-être et présentent un très faible risque pour la sécurité des usagers. Plusieurs études ont montré le faible niveau de fiabilité de certains capteurs de bien-être (Robert Wang et al. 2017). Le développement de ce type de capteurs par les fabricants leur permet de s'affranchir de la procédure de

marquage CE médical nécessaire à la mise sur le marché des dispositifs médicaux. Toutefois, l'utilisation de dispositifs de bien-être dans un but de suivi de l'état de santé peut parfois s'imposer en l'absence d'un équivalent médical.

### 3.4. Etat de l'art

#### 3.4.1. Capteurs

Nous avons analysé 92 capteurs de santé listés dans le Tableau 8.2 en Annexe B. Le choix de ces appareils a été fait de manière à pouvoir monitorer le plus grand nombre de constantes physiologiques (poids, tension artérielle, fréquence cardiaque, ...). Nous avons constaté que seulement 6,50% de ces capteurs implémentent le protocole standard ISO/IEEE 11073, le protocole dédié aux capteurs de santé personnelle. Seuls 47,83% des capteurs sont interopérables, soit avec un SDK soit avec une API, offrant la possibilité aux autres fabricants de pouvoir récupérer les données mesurées par leurs produits. Cette récupération peut se faire soit directement depuis le capteur, soit depuis les serveurs du fabricant une fois que celui-ci a récupéré les données depuis le capteur. D'un point de vue connectivité, 14,13% des capteurs accèdent directement à Internet grâce à une connexion Wi-Fi alors que 83,70% d'entre eux utilisent le Bluetooth pour communiquer avec une application smartphone. Cette dernière transmet généralement les données mesurées au fabricant. Les 2,17% restants utilisent le port audio jack des smartphones.

Il n'y a pas de relations ou de règles entre la catégorie des capteurs (médical ou bien-être) et le type de protocole de communication qu'ils implémentent (standard ou propriétaire). Cependant, nous remarquons une domination des protocoles propriétaires à la fois pour les dispositifs médicaux et pour ceux de bien-être. Il apparaît donc difficile d'effectuer un suivi efficace de la santé d'une personne sans l'utilisation à la fois des dispositifs médicaux et de bien-être implémentant aussi bien le protocole standard que des protocoles propriétaires.

La Figure 3.4 résume les caractéristiques principales des capteurs étudiés en termes d'interopérabilité et de mode de connectivité.

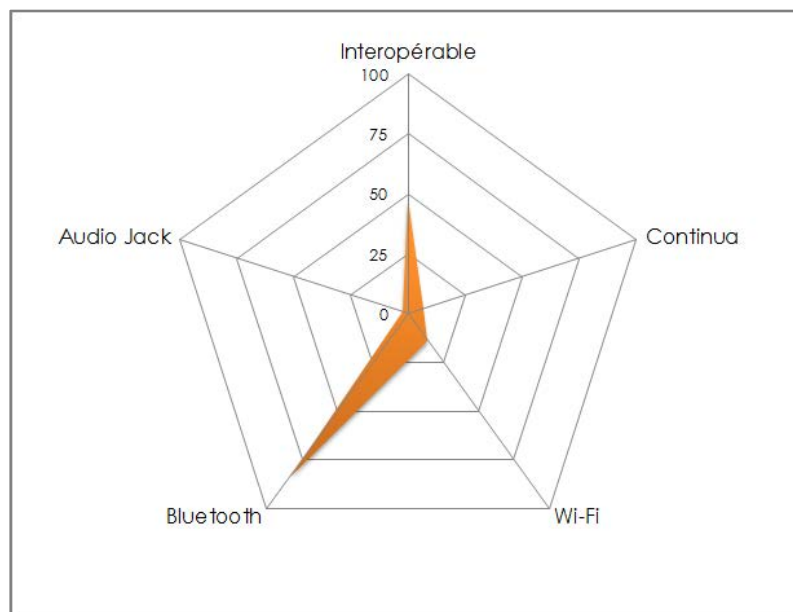


Figure 3.4. Sur 92 capteurs de santé, seule la moitié est interopérable. Le mode de connectivité principal est le Bluetooth.

### 3.4.2. Travaux similaires

Plusieurs études ont cherché à améliorer l'interopérabilité des capteurs de santé (Hofer, Schumacher, and Bromuri 2015; Ramirez-Ramirez et al. 2015; Mihaylov et al. 2015; Catarinucci et al. 2015; Rahmani et al. 2015; Gay and Leijdekkers 2015). Hofer *et al.* ont proposé un système de santé interopérable, nommé COMPASS, pour le monitoring de maladies respiratoires (Hofer, Schumacher, and Bromuri 2015). Ils ont développé une architecture client-serveur type REST avec un mécanisme de souscription et de publication tournant sur un appareil Android. Leur objectif était d'améliorer la qualité des soins en recueillant et en analysant les données de capteurs dans un contexte de monitoring de longue durée. Les données récupérées étaient envoyées sur un serveur distant pour stockage et analyse. Les auteurs ont utilisé un prototype multi-capteurs fabriqué par Biovotion, qui mesure plusieurs signes vitaux comme l'oxygénation du sang, la fréquence cardiaque, la température de la peau et le nombre de pas effectués. La communication entre le système COMPASS et le capteur se faisait en utilisant le protocole ISO/IEEE 11073 alors que celle entre ce système et le serveur distant s'effectuait via le protocole standard HL7 (Yuksel and Dogac 2011). Cependant, malgré l'augmentation du nombre des objets connectés commercialisés, COMPASS n'en a utilisé aucun. De plus, le seul dispositif implémenté est un prototype non disponible pour le grand public. Dans (Ramirez-Ramirez et al. 2015), Ramirez-Ramirez *et al.* ont développé une plateforme matérielle qui récupère les données des capteurs et les transmet à travers le cloud à l'équipe de recherche. Le capteur utilisé est un prototype qui mesure la température corporelle, détecte la chute de son utilisateur et qui implémente le protocole standard ISO/IEEE 11073. La plateforme communique ses données à un serveur distant en utilisant le protocole HL7. De façon similaire aux travaux de Hofer, Ramirez-Ramirez *et al.* n'ont utilisé aucun capteur grand public. Mihaylov *et al.* ont proposé une plateforme basée sur le cloud intégrant des services de maintien à domicile pour les seniors (Mihaylov et al. 2015). Leur étude visait à détecter des comportements anormaux dans la vie des seniors qui pourraient refléter un changement de leur état de santé. Pour ce faire, ils ont utilisé différents capteurs pour récupérer les données et les transmettre à un serveur distant pour analyse. Catarinucci *et al.* ont suggéré, quant à eux, un système pour du monitoring intra-hospitalier (Catarinucci et al. 2015). Il s'agit d'un réseau de capteurs sans-fil implémentant une architecture REST. Le système développé communiquait avec des prototypes utilisant le RFID pour transmettre les données. Dans (Rahmani et al. 2015), Rahmani *et al.* ont présenté le concept d'une passerelle intelligente e-santé qui sert d'intermédiaire entre des dispositifs médicaux installés à domicile, dans le cadre d'une hospitalisation à titre d'exemple, et l'hôpital. Celle-ci fonctionnait sur un appareil Pandaboard. Il s'agit d'un ordinateur de la taille d'une main qui tourne sous le système d'exploitation Ubuntu. De façon similaire aux travaux précédents, aucun capteur grand public n'a été utilisé. Quant à Gay et Leijdekkers (Gay and Leijdekkers 2015), ils ont développé une application Android qui, en plus de pouvoir communiquer avec des capteurs de santé, permet de se connecter à des services cloud comme Google Fit et Microsoft HealthVault, et ce en utilisant à la fois des protocoles standards et propriétaires.

Le Tableau 3.2 récapitule les caractéristiques principales de ces différentes études. Nous remarquons tout d'abord qu'une seule étude utilise des capteurs de santé déjà commercialisés, les autres se concentrant sur des capteurs de recherche ou développés en interne. A l'exception de Gay et Leijdekkers, l'ensemble de ces travaux est basé sur le protocole standard ISO/IEEE 11073 malgré le faible nombre de capteurs de santé qui l'implémente, comme nous l'avons vu (cf. Annexe A). De plus, dans chaque étude, les chercheurs ont dû implémenter chaque protocole utilisé, qu'il soit standard ou propriétaire, une méthode chronophage et coûteuse.

Tableau 3.2. Comparaison des études menées sur l'interopérabilité des capteurs de santé.

Référence	Capteurs commercialisés	Protocole Standard	Protocole Propriétaire	Fonctionne sur smartphone	Vie privée	Fiabilité des capteurs	Passerelle
Hofer 2015 (Hofer, Schumacher, and Bromuri 2015)		✓		✓	✓		✓
Ramirez-Ramirez 2015 (Ramirez-Ramirez et al. 2015)		✓					✓
Mihaylov 2015 (Mihaylov et al. 2015)		✓					✓
Catarinucci 2015 (Catarinucci et al. 2015)					✓		✓
Rahmani 2015 (Rahmani et al. 2015)		✓				✓	✓
Gay 2015 (Gay and Leijdekkers 2015)	✓	✓	✓	✓			

### 3.5. Matériels et Méthodes

#### 3.5.1. Preuve de concept

Puisque les capteurs implémentant le protocole standard sont minoritaires, à la fois en nombre et en diversité, un suivi de santé ne peut être effectué de manière complète et fiable sans avoir recours à des capteurs utilisant un protocole de communication propriétaire. De ce fait, nous avons voulu illustrer la possibilité d'utiliser à la fois un protocole standard et un protocole propriétaire dans une même application. Pour ce faire, nous avons développé une application, en tant que preuve de concept, intégrant quatre capteurs, détaillés dans le Tableau 3.3. Pour chaque dispositif, médical ou de bien-être, nous avons sélectionné un capteur utilisant le protocole standard et un autre utilisant un protocole propriétaire. Le nombre de capteurs utilisant le protocole standard étant limité, nous avons choisi les plus vendus sur le marché français à savoir la balance A&D UC-355PBT-Ci, un dispositif de bien-être, et le tensiomètre de bras A&D UA-767PBT-Ci dispositif médical. En ce qui concerne les capteurs avec des protocoles propriétaires, nous avons choisi le tensiomètre de poignet iHealth BP7, en tant que dispositif médical, et l'actimètre Microsoft Band 2 comme capteur de bien-être pour le suivi de l'activité physique.

L'application a été développée pour la plateforme Android en Java. Concernant l'implémentation, Android prend en charge nativement le protocole standard ISO/IEEE 11073 (pour la communication avec le tensiomètre A&D UA-767PBT-Ci et la balance A&D UC-355PBT-Ci). Quant aux données du tensiomètre iHealth, elles sont récupérées grâce à l'API que le fabricant met à la disposition des développeurs, et pour l'actimètre Microsoft Band 2, le protocole Microsoft a été intégré grâce au SDK fourni par ce même fabricant.

Tableau 3.3. Capteurs de santé utilisés dans la preuve de concept.

	Dispositif médical	Dispositif de bien-être
<b>Protocole standard</b>	A&D UA-767PBT-Ci Tensiomètre	A&D UC-355PBT-Ci Balance
<b>Protocole propriétaire</b>	iHealth BP7 Tensiomètre	Microsoft Band 2 Actimètre

Les deux tensiomètres permettent de récupérer la tension artérielle systolique et diastolique, ainsi que la fréquence cardiaque. La balance renvoie le poids et l'actimètre rend le nombre de pas, les calories brûlées, l'altitude, la distance parcourue ainsi que la fréquence cardiaque. L'application développée permet également de sauvegarder l'historique des mesures et de le restituer. La Figure 3.5 représente l'interface graphique avec les dernières mesures effectuées.

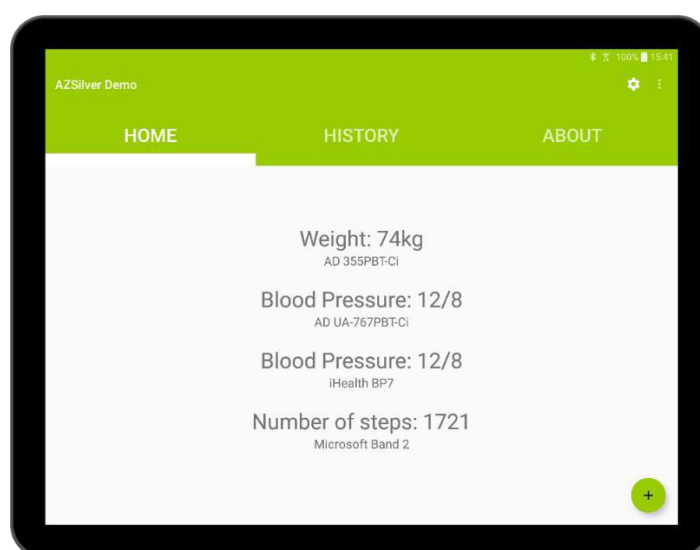


Figure 3.5. Capture d'écran de la preuve de concept.

Cette preuve de concept illustre la possibilité d'effectuer un suivi de l'état de santé en utilisant à la fois des dispositifs médicaux et de bien-être, implémentant aussi bien des protocoles standard que propriétaires. L'intégration des nombreux protocoles de communication utilisés par les capteurs de santé est à la fois coûteuse et chronophage. C'est pourquoi nous avons donc voulu développer une passerelle, sous forme de bibliothèque logicielle (cf. Figure 3.6), destinée aux développeurs, aux fournisseurs de service ainsi qu'aux fabricants. Elle a pour objectif de faire abstraction des différents protocoles de communication et de permettre à son utilisateur de se concentrer sur le traitement et l'analyse des données au lieu d'avoir à implémenter les protocoles de communication.

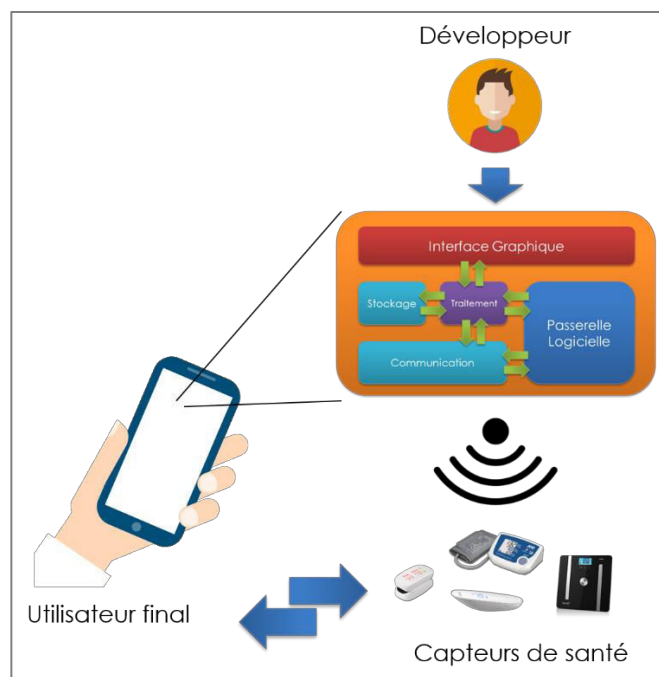


Figure 3.6. Illustration de l'utilisation de la passerelle logicielle dans une application mobile.

### 3.5.2. Passerelle logicielle

Implémenter à chaque développement les différents protocoles de communication est coûteux, à la fois en temps et en ressources humaines. Afin d'encourager l'interopérabilité dans les systèmes de suivi de santé, nous avons développé une bibliothèque logicielle, qui s'intègre dans le développement d'une application en lui conférant la capacité de communiquer avec des capteurs de santé de différents modèles, produits par plusieurs fabricants et implémentant à la fois des protocoles standard et propriétaires.

Au cours de cette section, nous développerons l'architecture de cette bibliothèque ainsi que son mode de fonctionnement. Dans la description de la passerelle, il est important de distinguer l'utilisateur de la passerelle et l'utilisateur final. Le premier correspond à celui qui va utiliser la passerelle dans le développement d'une application de santé. Il pourrait s'agir d'un développeur, d'une entreprise ou d'un fournisseur de service. L'utilisateur final correspond à celui qui va installer et utiliser l'application développée et mise à disposition par l'utilisateur de la passerelle.

#### 3.5.2.1. Spécifications de la passerelle

Les spécifications de la passerelle sont de trois ordres : légal, privatif et technique.

##### 3.5.2.1.1. Spécifications légales

Comme précisé précédemment, les capteurs de santé sont répartis en deux groupes : les dispositifs médicaux et ceux de bien-être. En France, toute donnée récupérée à partir d'un dispositif médical est considérée comme donnée médicale. De ce fait, seuls les hébergeurs de données de santé à caractère personnel sont habilités à la stocker. Cette certification ("L'agrément Des Hébergeurs de Données de Santé à Caractère Personnel | Esante.Gouv.Fr, Le Portail de l'ASIP Santé" 2011) assure un haut niveau de sécurité des données hébergées. Elle est délivrée par l'ASIP Santé, l'Agence nationale des Systèmes d'Information Partagés de Santé, chargée du développement des systèmes d'information dans le domaine médical.

Afin de déterminer si un hébergement de données de santé est nécessaire, la passerelle informe le développeur si les données récupérées proviennent d'un dispositif médical. Dans

ce cas, le développeur devra souscrire à un hébergement de données de santé. Le but de cette passerelle est de récupérer les données des capteurs et de les renvoyer au développeur. De ce fait, il est de sa responsabilité d'obtenir le consentement de l'utilisateur final pour récupérer ses données, les stocker pour une analyse postérieure et, si nécessaire, les transmettre à autrui de manière sécurisée.

#### 3.5.2.1.2. Spécifications privatives

Récupérer les données des capteurs de santé peut être effectué de deux manières : directement depuis le capteur ou à partir du cloud du fabricant, qui communique avec le capteur. Dans ce cas, il est impossible de contrôler l'identité de ceux qui accèdent aux données mesurées et, par conséquent, de protéger l'intimité de l'utilisateur final. Une récente étude menée par le Forbrukerradet, l'agence norvégienne pour la protection des consommateurs, a examiné les conditions de confidentialité de quatre fabricants de bracelets d'activité physique (Forbrukerradet 2016). Elle a conclu que tous les services fournis par ces fabricants collectent plus de données que nécessaire pour le traitement des données mentionnées et qu'aucun d'eux ne précise avec qui les données des utilisateurs sont partagées.

Afin d'assurer l'intimité de l'utilisateur final, la passerelle peut appliquer un filtre sur la liste des capteurs à utiliser en fonction du contexte. De ce fait, si l'utilisateur final souhaite s'assurer de la confidentialité de ses mesures, le développeur peut demander à la passerelle d'ignorer tous les capteurs communiquant sur Internet et de n'utiliser que les capteurs capables de transmettre directement les mesures effectuées. De cette manière, l'utilisateur final garde le contrôle de ses données puisqu'elles ne sont pas transmises à autrui.

#### 3.5.2.1.3. Spécifications techniques

La passerelle développée est capable de gérer à la fois les données mesurées en ligne et celles mesurées en « off », lorsque cette option est disponible. En effet, les utilisateurs sont parfois amenés à prendre leurs mesures sans utiliser leurs smartphones. A titre d'exemple, certains tensiomètres peuvent être utilisés sans smartphone puisque le résultat est affiché sur l'écran de l'appareil. Dans ce cas, les mesures sont sauvegardées dans l'appareil jusqu'à la prochaine synchronisation avec un smartphone. A ce moment-là, celui-ci télécharge du capteur les données enregistrées pour analyse ou simplement garder l'historique des mesures de l'utilisateur.

Un autre point à considérer est la fiabilité des données. Certains capteurs sont plus précis que d'autres. Par conséquent, lorsque plusieurs capteurs sont capables de mesurer le même type de données, la passerelle détermine lequel est le plus précis, comme détaillé en section 3.5.2.2.

Dans la section suivante, nous développons le mode de fonctionnement de la passerelle logicielle ainsi que les différentes règles qui régissent la sélection des capteurs.

### 3.5.2.2. Architecture de la passerelle

#### 3.5.2.2.1. Concept général

Les développeurs demandent à la passerelle l'acquisition d'une donnée, qui se charge d'établir la communication avec les capteurs disponibles.

Le nombre croissant de protocoles propriétaires implémentés par les capteurs de santé conduit à une hétérogénéité critique qui empêche les produits de différents fabricants de communiquer entre eux. Pour contourner ce problème, cette passerelle a été conçue pour manipuler des « types de données », comme un poids, une tension artérielle, une fréquence cardiaque et non des « capteurs spécifiques ». De ce fait, lorsqu'un développeur souhaite effectuer une mesure, il doit demander à la passerelle un type de donnée et non un modèle de capteur. Par exemple, il doit demander une « fréquence cardiaque » et non une mesure



à partir de l'oxymètre iHealth PO3M. C'est un choix délibéré dans la mesure où, dans le suivi de l'état de santé, c'est la donnée elle-même qui prévaut.

#### 3.5.2.2.2. Mode de fonctionnement

Dans cette section, nous détaillons le mécanisme de fonctionnement de la passerelle développée, suivant l'organigramme de la Figure 3.7.

Lorsqu'une mesure est demandée, la passerelle commence par déterminer la liste des capteurs capables d'effectuer cette mesure (Figure 3.7 – ①). Celle-ci est établie à partir de la base de données de la passerelle. Ensuite, l'utilisateur peut appliquer deux filtres sur cette liste. Le premier, qui concerne la vie privée, supprime de cette liste tout capteur communiquant ses données au fabricant ou sur Internet. Par conséquent, seuls les capteurs communiquant directement leurs données sont utilisés. Le deuxième filtre restreint l'utilisation des dispositifs médicaux ou ceux du bien-être selon le contexte. Si les deux types de dispositifs peuvent être utilisés, il ne faut pas appliquer ce filtre. Au contraire, si la passerelle est utilisée dans un but médical, seuls les dispositifs médicaux doivent être considérés. De façon similaire, si l'utilisateur souhaite utiliser seulement les dispositifs de bien-être pour des raisons réglementaires ou économiques, la passerelle peut ignorer les dispositifs médicaux.

La liste des capteurs est établie en fonction du matériel sur lequel tourne la passerelle. A titre d'exemple, si ce matériel ne prend pas en charge le BLE (*Bluetooth Low Energy*), tous les capteurs l'utilisant sont ignorés. De façon similaire, si une connexion Internet n'est pas disponible, tous les capteurs communiquant avec Internet sont ignorés.

Une fois établie, cette liste est triée en fonction de la fiabilité des capteurs. En effet, tous les capteurs ne sont pas équivalents en termes de précision. Ils sont alors ordonnés de manière à ce que le capteur le plus précis soit utilisé en premier. Tout d'abord, les capteurs sont triés en fonction de leurs types. Par exemple, il est reconnu qu'un tensiomètre de bras est plus précis qu'un tensiomètre de poignet (Mancia et al. 2013), ce dernier ayant tendance à surestimer la mesure de la tension artérielle (Palatini et al. 2004). De ce fait, la passerelle organise les tensiomètres de bras avant ceux de poignet. Si aucune étude n'a permis d'établir de telles règles pour d'autres types de capteurs, cette étape est omise. Ensuite, les capteurs sont triés en fonction de leurs caractéristiques techniques fournies par les fabricants. Si deux appareils sont équivalents, celui offrant une communication directe est privilégié. Si plusieurs capteurs se trouvent dans cette configuration, celui ne nécessitant pas d'intervention de l'utilisateur est favorisé. En dernier recours, les capteurs sont utilisés en fonction de l'ordre de leur intégration dans la passerelle : les capteurs enregistrés les premiers sont ceux utilisés en priorité.

Un autre point à prendre en considération est la continuité des mesures. En effet, il est parfois nécessaire d'effectuer un suivi continu sur une période donnée. De ce fait, lorsque l'utilisateur requiert une mesure en continu, seuls les capteurs capables d'effectuer cette mesure sont récupérés de la base de données, puis triés selon les critères mentionnés précédemment. A titre d'exemple, une fréquence cardiaque peut être mesurée en continu grâce à un oxymètre alors qu'avec un tensiomètre la mesure est possible mais discontinue.

Une fois que la liste des capteurs à utiliser prête, le service de recherche de la passerelle est activé. Celui-ci va parcourir cette liste jusqu'à ce qu'une mesure puisse être récupérée (Figure 3.7 - ②). Le dispositif le plus précis est utilisé en premier. Pour chaque capteur, ce service va déterminer le SDK ou l'API approprié pour communiquer. Le SDK utilisé pourrait être fourni par le fabricant du capteur ou correspondre à une implémentation propre à la passerelle. Puis, selon la technologie de communication utilisée par le capteur, nous distinguons trois processus :

- si le capteur utilise le Wi-Fi (Figure 3.7 - ③), une requête web est lancée pour récupérer les données. Celle-ci peut être destinée au cloud du fabricant ou au capteur lui-même ;
- si le capteur utilise le BLE (Figure 3.7 - ④), la passerelle balaye l'environnement à sa recherche ;
- si le capteur utilise une connexion Bluetooth classique (Figure 3.7 - ⑤), la passerelle le recherche parmi les appareils jumelés du matériel sur lequel elle tourne.

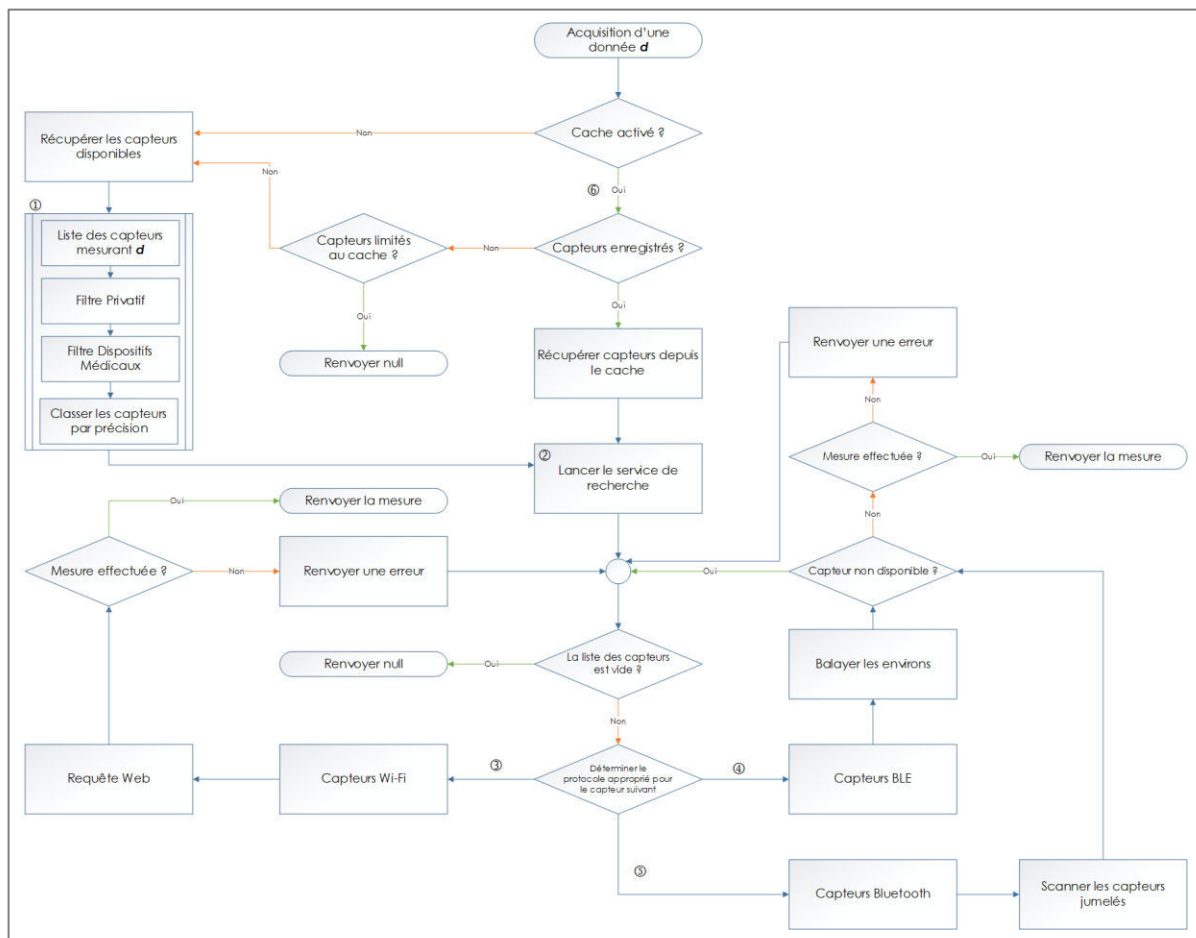


Figure 3.7. Diagramme décrivant le fonctionnement de la passerelle pour récupérer des données.

Lorsque la connexion avec le capteur est établie, la mesure est effectuée puis renvoyée à l'utilisateur final. Si la connexion a été établie sans récupération de données, suite à un dysfonctionnement par exemple, une notification est renvoyée et la passerelle procède à l'utilisation du capteur suivant sur la liste établie précédemment. Il est nécessaire d'informer l'utilisateur que la mesure n'a pas pu être récupérée malgré la liaison établie parce que le capteur pourrait être en état de dysfonctionnement. Dans le cas où le capteur nécessite une activation manuelle, la passerelle notifie le développeur que l'utilisateur final doit effectuer une action vis-à-vis du capteur. Dans ce cas, il revient au développeur de demander à l'utilisateur final, via l'interface graphique de l'application, d'activer le dispositif utilisé. Si aucun capteur n'a été trouvé pour effectuer la mesure, la passerelle renvoie un objet nul.

Lorsqu'un capteur communiquant sur Internet est utilisé pour la première fois, une notification est envoyée à l'utilisateur final l'informant que ses données sont hébergées par une tierce

entité. Ce choix lui permet d'être conscient que ses données sont accessibles à quelqu'un d'autre.

Pour optimiser les performances de la passerelle, une fonction « cache » est disponible (Figure 3.7 - ©). Elle permet de sauvegarder les capteurs utilisés lors des précédentes sessions. Si le cache est activé, la passerelle essaie d'établir la connexion avec le dernier capteur utilisé avant de lancer le service de recherche. Si cette connexion échoue, la passerelle établit la liste de capteurs à utiliser comme indiqué précédemment. Si les besoins de l'application de santé sont limités, les capteurs à utiliser peuvent être pré-chargés dans la mémoire cache. Il est également possible de restreindre la passerelle à utiliser uniquement ces capteurs-là. Toute interaction entre la passerelle et l'application du développeur se fait de manière asynchrone de façon à éviter tout blocage de l'interface utilisateur.

La passerelle possède une base de données pré-remplie avec les données nécessaires à son fonctionnement, comprenant, entre autres, les types des capteurs, leurs modèles, les protocoles de communication qu'ils utilisent ainsi que la liste des types de données qu'ils peuvent mesurer. Ces capteurs sont détaillés en section 3.6.

#### 3.5.2.2.3. Composants

La passerelle possède un certain nombre de composants illustrés en Figure 3.8. Elle est développée sous forme d'une bibliothèque logicielle s'intégrant dans le développement d'applications tierces. Le service de communication est le composant servant d'interface entre la passerelle et les autres applications. Lorsqu'un développeur demande à la passerelle d'effectuer une mesure, comme détaillé dans la section 3.5.2.2.2, la requête passe via ce composant. Lorsque la mesure est récupérée, c'est le service de communication qui la renvoie au développeur.

Comme mentionné dans la section 3.5.2.2.1, lorsqu'une donnée est requise, elle l'est en tant que type de donnée. De ce fait, la passerelle a besoin de déterminer quel capteur est capable de mesurer ce type de donnée. Un composant sémantique gère cette problématique et transmet au gestionnaire de périphériques, lorsque c'est nécessaire, une liste des capteurs en capacité d'effectuer la mesure demandée. Le gestionnaire de périphériques gère le processus de mesure. Il commence par appliquer les filtres décrits précédemment, si nécessaire, puis il trie les capteurs en fonction de leur fiabilité avant de lancer le service de recherche afin de déterminer quel capteur est utilisé par l'utilisateur final. Il permet également d'identifier le bon SDK ou API à utiliser en fonction du capteur. Certains dispositifs nécessitent une authentification avant de pouvoir être utilisés. Ainsi, le gestionnaire de périphériques peut communiquer avec le gestionnaire d'identifiants afin d'obtenir le nom d'utilisateur et le mot de passe à utiliser. Le gestionnaire d'identifiants sauvegarde les identifiants fournis par le développeur de l'application utilisant la passerelle. La communication entre le gestionnaire de périphériques et les capteurs passe par la couche matérielle du système d'exploitation qui héberge la passerelle.

Un composant de mise à jour est également présent afin de mettre à jour les capteurs. Quant à la mise à jour de la passerelle, pour ajouter de nouveaux dispositifs par exemple, le développeur devra la mettre à jour pendant la phase de développement, comme il le ferait pour toute bibliothèque logicielle utilisée.

#### 3.5.2.2.4. Résultat de sortie

Si aucune connexion ne peut être établie avec un capteur pour effectuer la mesure requise, un objet nul est renvoyé. Dans le cas contraire, un objet « mesure » est renvoyé contenant les détails suivants sur la mesure :

- type : le type de la donnée mesurée (poids, tension artérielle, ...) ;
- valeur : la valeur de la donnée ;

- unité : l'unité de la donnée mesurée (kg pour le poids, mmHg pour la tension artérielle, ...) ;
- temps : l'heure à laquelle la mesure a été effectuée. Si le capteur renvoie une date et une heure précise, celles-ci sont utilisées, sinon, c'est l'heure courante qui est utilisée, donnée par le Network Time Protocol (NTP) afin de s'assurer que le temps réel est utilisé. Ceci permet de savoir si la mesure a été effectuée sur le moment ou s'il s'agit d'une mesure sauvegardée ;
- résolution : la fiabilité du capteur, indiquée par le fabricant dans les caractéristiques techniques ;
- confidentialité : il s'agit d'un opérateur booléen indiquant si la mesure est communiquée par le capteur directement (true) ou si elle provient du cloud du fabricant (false) ;
- donnée médicale : il s'agit d'un opérateur booléen indiquant s'il s'agit d'une donnée médicale et, par conséquent, si un hébergement de données de santé est nécessaire pour la stocker.

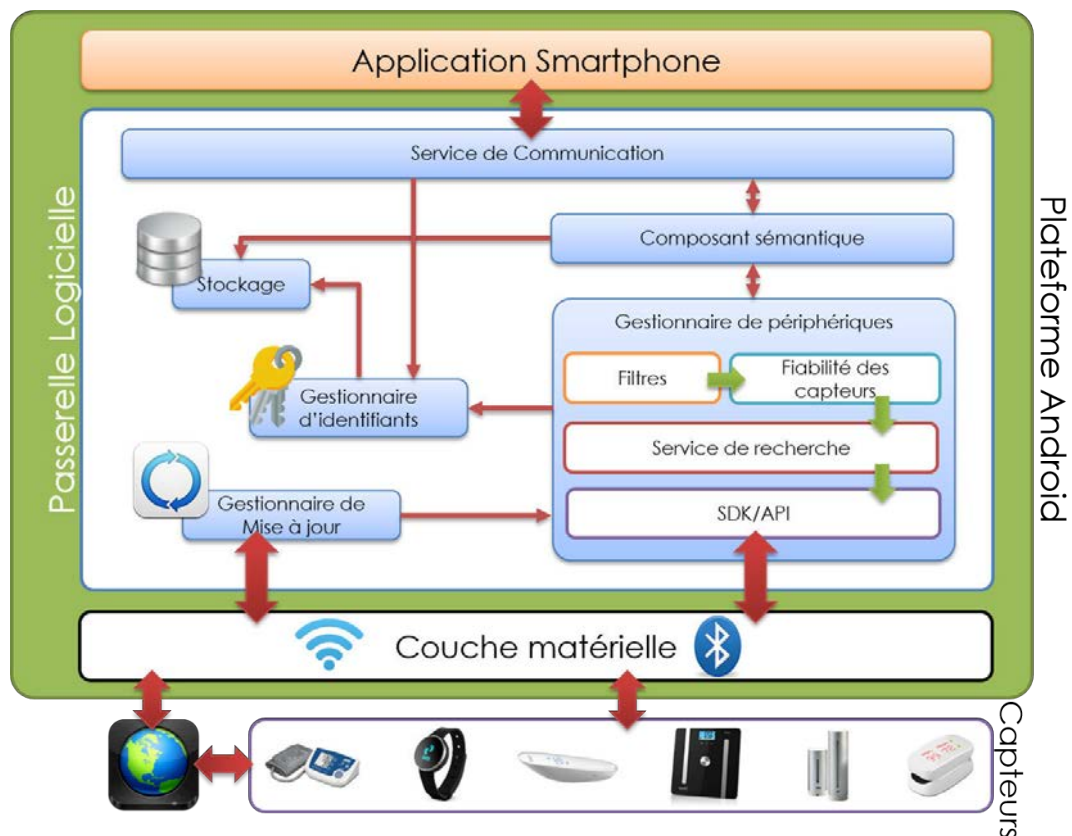


Figure 3.8. Diagramme des composants constituant la passerelle.

Un développeur utilisant la passerelle peut obtenir une instance du type du capteur utilisé pour effectuer la mesure. Celui-ci lui donne accès aux informations suivantes :

- type du capteur : balance, tensiomètre, oxymètre, ... ;
- le modèle du capteur ;
- le niveau de batterie.

Si une mesure est requise en continue ou si la mesure est sous forme d'un tableau de valeurs, le résultat de la mesure est renvoyé à chaque fois qu'une nouvelle valeur est disponible. La période pendant laquelle la mesure est active peut être soit prédéterminée au démarrage, soit arrêtée manuellement par l'utilisateur si celui-ci estime qu'il est nécessaire de l'arrêter.

### 3.6. Résultats

Le système d'exploitation choisi pour notre développement est Android et le langage utilisé Java. Le logiciel preuve de concept et la passerelle sont compatibles à partir de la version Android KitKat 4.4 (API 19), les versions précédentes n'étant plus officiellement supportées (Hofer, Schumacher, and Bromuri 2015). Nous avons pu vérifier que la passerelle est interopérable avec les six capteurs que nous avons à notre disposition et détaillés dans le Tableau 3.4. Nous avons choisi ces capteurs dans le but d'effectuer ultérieurement un suivi de l'hypertension artérielle comme cela sera présenté dans le chapitre 5. La passerelle comprend les capteurs qui ont été utilisés dans le PoC à l'exception de l'actimètre Microsoft Band 2. Nous l'avons remplacé par un actimètre iHealth parce que Microsoft a mis fin à son support pour ce capteur et a retiré son SDK de son site Internet (ZDNet 2016). Nous avons ajouté à ces capteurs un oxymètre et une station de météo.

Tableau 3.4. Les capteurs interopérables avec la passerelle.

N°	Fabricant	Type	Modèle	Communication		Catégorie
				Technologie	Protocole	
1	A&D	Balance	UC-355PBT-Ci	Bluetooth	Standard	Bien-être
2	A&D	Tensiomètre	UA-767PBT-Ci	Bluetooth	Standard	Médical
3	iHealth	Tensiomètre	BP7	Bluetooth	Propriétaire	Médical
4	iHealth	Oxymètre	PO3M	Bluetooth	Propriétaire	Médical
5	iHealth	Actimètre	AM3S	Bluetooth	Propriétaire	Bien-être
6	Netatmo	Station de météo	Station de météo	Wi-Fi	Propriétaire	Bien-être

Avec cet ensemble de capteurs, la passerelle peut mesurer vingt-quatre types de données décrits dans le Tableau 3.5. Pour tester la passerelle développée, nous l'avons implémentée dans une application Android pour effectuer des mesures de santé, comme le feraient d'autres développeurs. Cette application sauvegarde les données mesurées dans une base de données locale et les affiche sous forme de graphique.

Le protocole standard ISO/IEEE 11073 est pris en charge par défaut par Android via la classe BluetoothHealth, présente à partir d'Android 4.0 (API 14). Il existe une bibliothèque logicielle, Signove Antidote, qui implémente le protocole ISO/IEEE 11073. Toutefois, celle-ci n'est plus maintenue depuis 5 ans. Nous avons donc choisi d'utiliser l'implémentation Android pour communiquer en utilisant ce protocole. Cela présente l'avantage d'alléger la passerelle en évitant d'embarquer une dépendance logicielle supplémentaire.

Les données de la station de météo de Netatmo sont lues à partir du cloud de Netatmo grâce à l'API fournie par le fabricant. Quant aux capteurs iHealth, la passerelle logicielle utilise le SDK mis à disposition par iHealth pour pouvoir récupérer les mesures enregistrées. Contrairement à l'API utilisée par la preuve de concept, le SDK permet une communication directe avec les capteurs. Ceci permet d'acquérir des mesures en temps réel, alors qu'en récupérant les données depuis le cloud du fabricant, il faut attendre que le capteur synchronise ses données pour les transmettre au fabricant. De plus, récupérer les données à travers le cloud oblige l'utilisateur à manipuler deux applications : la première est celle du fabricant afin d'effectuer la mesure, la deuxième étant celle mise au point par le

développeur. Cette utilisation de deux applications dégrade l'expérience utilisateur ce qui justifie l'utilisation du SDK.

Un autre intérêt d'une communication directe avec les capteurs est la possibilité d'avoir des données sur le capteur utilisé comme le niveau de batterie. De plus, cette communication permet de préserver la vie privée des utilisateurs puisque les données ne transitent pas par Internet.

Contrairement au protocole standard, les protocoles propriétaires nécessitent généralement des identifiants développeur pour pouvoir se connecter aux capteurs ou récupérer les données depuis le cloud du fabricant. Ceci permet au fabricant de contrôler qui accède et utilise son protocole. Netatmo requiert en plus les identifiants de l'utilisateur final qui devra les fournir à travers l'interface graphique de l'application du développeur. Ce dernier communique l'ensemble des identifiants au gestionnaire d'identifiants de la passerelle à travers SharedPreferences. Il s'agit d'une interface clé-valeur pour sauvegarder des données dans un contexte donnée. Une fois compilée, l'application et la passerelle partagent le même contexte, elles peuvent donc accéder aux mêmes données. La mémoire « cache » de la passerelle est également basée sur l'interface SharedPreferences. La base de données utilisée pour sauvegarder l'ensemble des données nécessaires à son fonctionnement est SQLite, intégrée par défaut par Android. Les communications asynchrones sont réalisées avec IntentService. Il s'agit d'un composant créé pour réaliser des tâches de longue durée. Il présente l'avantage de s'arrêter tout seul lorsque ses tâches sont accomplies, optimisant ainsi la consommation des ressources matérielles de l'appareil utilisé. La communication entre les différents composants de la passerelle passe par l'interface ResultReceiver.

Concernant l'octroi des permissions nécessaires au fonctionnement de toute application sur Android, depuis l'API 23 (Android Marshmallow 6.0), l'utilisateur d'un appareil accorde les permissions au cours de l'utilisation d'une application et non plus lors de son installation. Afin de respecter la vie privée de l'utilisateur, la passerelle a été conçue de manière à demander uniquement les autorisations lorsque c'est nécessaire au lieu de demander l'ensemble des autorisations en une seule fois.

Tableau 3.5. Données mesurées via la passerelle sur deux tablettes : Samsung Galaxy Tab S2 (Android 6.0.1) et Google Nexus 7 (Android 5.1.1). En vert, les mesures effectuées avec succès, en rouge, les mesures échouées. La colonne Capteurs fait référence à la Tableau 3.4.

Type de donnée	Unité de mesure	Capteurs (cf. Tableau 3.4)	Galaxy Tab S2 (avec Internet)	Galaxy Tab S2 (sans Internet)	Nexus 7 (sans BLE)
Poids	Kg	1			
Tension artérielle systolique	mmHg	2, 3			
Tension artérielle diastolique	mmHg	2, 3			
Fréquence cardiaque	Battements par minute	3, 4			
Saturation du sang en oxygène	%	4			
Onde de pouls	-	3			
Arythmie	Booléen	3			
Stabilité hémodynamique	Booléen	3			
Nombre de pas	Pas	5			
Calories brûlées	kCalories	5			
Calories brûlées totales (incluant le	kCalories	5			

métabolisme de base)					
Etat de sommeil	-	5			
Bruit	dB	6			
CO2	Partie par million	6			
Pression	mBar	6			
Humidité	%	6			
Température	Degré Celsius	6			
Orientation du vent	Degré	6			
Vitesse du vent	Km/h	6			
Orientation de la rafale	Degré	6			
Force de la rafale	Km/h	6			
Quantité actuelle de pluie	Mm	6			
Quantité de pluie sur une heure	Mm	6			
Quantité de pluie sur 24 heures	Mm	6			

Le Tableau 3.6 détaille le nombre de lignes de code qu'un développeur a besoin d'écrire lorsqu'il utilise la passerelle pour implémenter un protocole spécifique en comparaison à une implémentation complète du protocole. La passerelle possède une taille de 778,8 Ko.

L'application développée a été testée sur deux tablettes : une Samsung Galaxy Tab S2 opérant sous Android 6.0.1 et testée avec et sans une connexion Internet, et une Google Nexus 7 opérant sous Android 5.1.1 avec une connexion Internet active. L'utilisation de deux avec différentes configurations et contraintes matérielles permet de tester l'adaptation de la passerelle selon le matériel utilisé. Les vingt-quatre types de données ont pu être mesurés. Le Tableau 3.5 montre le résultat de chaque mesure. Une couleur verte signifie que la mesure a été effectuée avec succès, une couleur rouge indique un échec dû à un matériel non adapté. La tablette Nexus 7 n'a pas le matériel nécessaire pour établir des connexions avec des capteurs utilisant le Bluetooth Low Energy (BLE). De ce fait, la passerelle est incapable de récupérer les mesures de l'oxymètre et ceux de l'actimètre iHealth. Quant à la tablette Samsung, en absence d'une connexion Internet, la passerelle est incapable de récupérer les données du capteur Netatmo qui est un capteur basé sur le cloud. Avec une connexion Internet pour la tablette Samsung, la passerelle est capable de récupérer les mesures de l'ensemble des capteurs intégrés. La Figure 3.9 montre les mesures de la fréquence cardiaque prises via la passerelle.

Tableau 3.6. Effort d'implémentation informatique (nombre Ligne de Code) en utilisant la passerelle en comparaison d'une implémentation manuelle.

Protocole	Passerelle (LdC)	Java (LdC)	Ratio
ISO/IEEE 11073	32	717	4,46%
iHealth	39	158	24,68%
Netatmo	41	733	5,59%
<b>Les 3 protocoles</b>	<b>44</b>	<b>1608</b>	<b>2,74%</b>

### 3.7. Discussion

Nous avons choisi la plateforme Android parce que 84,82% des smartphones l'utilisent ("Smartphone OS Market Share Worldwide 2009-2016 | Statistic" 2017). La Figure 3.10 illustre

l'évolution des plateformes mobiles depuis 2009. Parmi les 92 capteurs répertoriés, 95% des capteurs de santé utilisent le Bluetooth et/ou le Wi-Fi pour communiquer. En conséquence, nous avons choisi de nous concentrer sur ces deux technologies sans-fil. D'autres modes de communication existent mais sont moins répandus que le Bluetooth ou le Wi-Fi. A titre d'exemple, l'infra-rouge est utilisé par peu de capteurs, tout comme la technologie sans fil ANT.

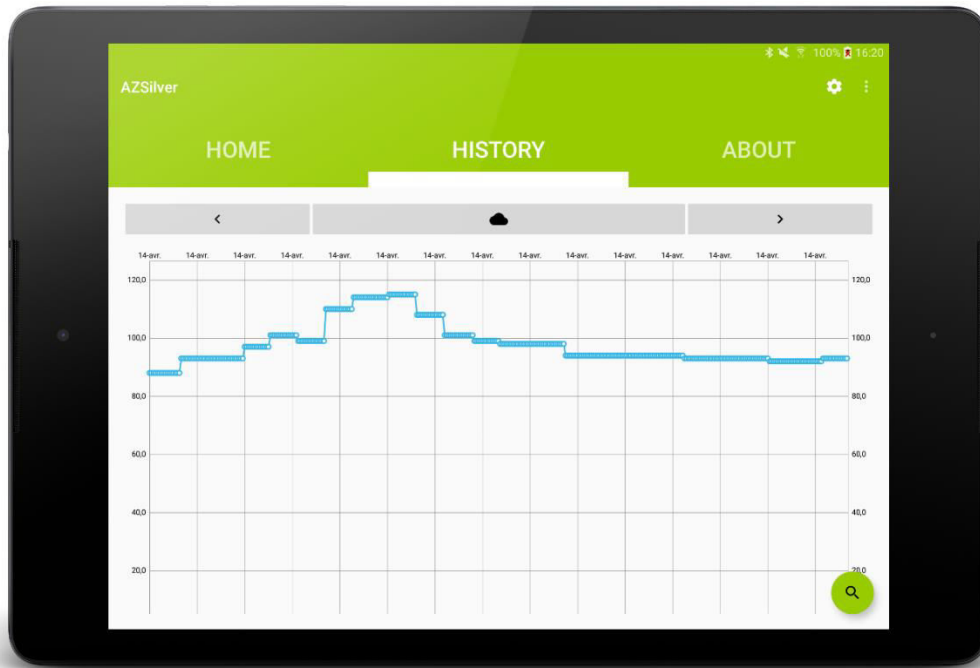


Figure 3.9. Exemple de graphique pour l'affichage de mesures de la fréquence cardiaque.

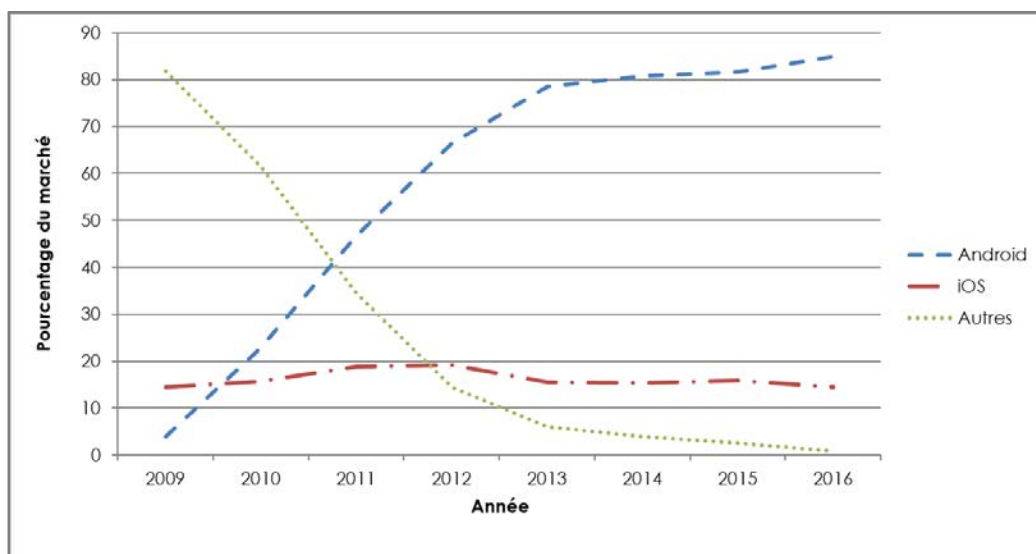


Figure 3.10. Evolution de la plateforme Android en comparaison d'autres plateformes mobiles.



Actuellement, la passerelle ne considère pas d'autres sources de données autres que les capteurs comme les dossiers informatisés (Google Fit, Apple Health, ...) parce que ces solutions ne permettent pas de connaître la catégorie des mesures enregistrées (médicale ou de bien-être) ni le capteur utilisé pour effectuer la mesure, sa précision, etc.

L'application que nous avons développée peut être considérée comme une alternative qui permet à l'utilisateur final de récupérer ses mesures depuis les capteurs et de les stocker localement sur son smartphone.

Quant à l'effort d'implémentation, la passerelle évite à un développeur de devoir ré-implémenter par lui-même les protocoles intégrés. Cet atout est d'autant plus important que le nombre de protocoles implémentés augmente. Comme détaillé dans le Tableau 3.6, en utilisant la passerelle, seulement 2,74% de l'effort d'implémentation total est nécessaire en comparaison avec la non-utilisation de la passerelle. Bien que l'implémentation puisse différer d'une personne à une autre, ce pourcentage permet de quantifier l'effort d'implémentation. Le listing 1 de la Figure 3.11 montre le code informatique nécessaire pour acquérir un type de données et le listing 2 montre celui permettant la lecture de la mesure.

```
1 CommunicationService nManager = new CommunicationService(this, mHandler);
2 nManager.requestMeasure(CommunicationService.TYPE_TEMPERATURE);
```

Listing 1. Exemple du code nécessaire pour acquérir une donnée grâce à la passerelle.

```
1 private Handler mHandler = new Handler() {
2     @Override
3     public void handleMessage(Message msg) {
4         switch (msg.what) {
5             case SensorsManager.MEASURE_OK:
6                 Measure nMeasure = Parcels.unwrap(((Bundle) msg.obj).getParcelable(Measure.MEASURE));
7                 Log.d(App.TAG, "Final result: " + nMeasure.getValue() + nMeasure.getUnit());
8                 break;
9         }
10    }
11};
```

Listing 2. Exemple du code nécessaire pour lire une donnée mesurée via la passerelle.

Figure 3.11. Exemple du code nécessaire pour utiliser la passerelle.

Nous avons analysé 250 applications présentes sur le Google Play et qui peuvent être obtenues avec le mot-clé « suivi de santé ». Nous en avons exclu 18 parce qu'elles ne relevaient pas du domaine de la santé (suivi de l'état des batteries et des serveurs). Sur les 232 applications restantes, nous avons considéré seulement celles comptabilisant plus de 10 000 téléchargements. Sur un total de 115 applications, 45% communiquent avec au moins un capteur de santé (balance, tensiomètre, ...). La taille moyenne de ces applications est de 33,51 Mo. Par conséquent, la passerelle représente seulement 2,3% de la taille d'une application, ce qui est insignifiant au regard de l'effort d'implémentation rendu.

De par le nombre réduit de capteurs actuellement répertoriés dans la passerelle, la passerelle peut récupérer une mesure rapidement. Toutefois, avec l'augmentation du nombre de dispositifs intégrés, le temps nécessaire pour déterminer le capteur adéquat à utiliser peut devenir important. Pour cette raison, nous avons ajouté une mémoire « cache » dans laquelle la passerelle sauvegarde les derniers capteurs utilisés afin de les réutiliser, évitant ainsi de devoir rechercher le capteur adéquat. Le développeur a également la possibilité de charger à l'avance dans cette mémoire les capteurs que ses utilisateurs sont susceptibles d'utiliser. Actuellement, la passerelle a besoin de 0,045 seconde pour déterminer le capteur adéquat à utiliser. Le temps nécessaire pour récupérer la mesure dépend du capteur et si son activation est manuelle ou automatique. En effet, les capteurs n° 1 (balance

A&D), n° 2 (tensiomètre A&D) et n° 4 (oxymètre iHealth) nécessitent une activation manuelle par l'utilisateur afin d'effectuer la mesure. Pour le capteur n° 3 (tensiomètre iHealth), la passerelle nécessite approximativement 37 secondes pour effectuer la mesure. Ce délai est normal et dû au temps nécessaire pour gonfler puis dégonfler le brassard. Quant au capteur n°5 (actimètre iHealth), il nécessite 5,6 secondes pour établir une connexion et récupérer les données. La station météo (capteur n°6) nécessite 0,412 seconde pour récupérer les mesures. La passerelle développée permet donc de faire abstraction des différents protocoles de communication sans que cela n'impacte significativement le délai nécessaire à l'obtention de la mesure.

Afin d'assurer un code facile à entretenir, nous avons utilisé un ensemble d'outils d'analyse de code. Le premier, Checkstyle, permet de s'assurer que le code de la passerelle respecte les conventions de programmation. Ceci permet à quiconque souhaitant utiliser la passerelle de comprendre facilement son fonctionnement et de l'entretenir. Le logiciel PMD permet également de garantir un code clair et lisible. Lint, l'outil utilisé par Android Studio pour analyser le code informatique, est également utilisé pour détecter si les recommandations d'implémentation ont été suivies.

### 3.8. Conclusion

A travers ce travail sur l'interopérabilité, nous avons pu dresser un bilan de l'état actuel du marché des capteurs de santé personnelle. Celui-ci est dominé par des dispositifs implémentant des protocoles de communication propriétaires. Afin d'effectuer un suivi efficace et aussi complet que possible, il est indispensable de considérer ces appareils en plus de ceux utilisant le protocole standard ISO/IEEE 11073. Nous avons montré à travers une preuve de concept qu'il est possible de combiner ces deux types de protocoles dans un seul et même logiciel. Nous avons alors développé une passerelle, sous forme d'une bibliothèque logicielle, qu'un développeur ou fournisseur de service peut utiliser afin d'améliorer l'interopérabilité de son application avec un ensemble varié de capteurs sans avoir à se soucier de l'implémentation de chaque type de protocole de communication. Cette passerelle prend également en compte les caractéristiques du matériel utilisé, la réglementation des données ainsi que la vie privée des utilisateurs.

En perspective, nous envisageons d'augmenter le nombre de dispositifs intégrés par la passerelle et d'étendre son développement à d'autres plateformes qu'Android tel qu'iOS. Cette extension peut être limitée par la disponibilité des SDK. En effet, certains fabricants choisissent de développer des SDK compatibles avec certaines plateformes uniquement. Quant aux API, leur utilisation se faisant par requêtes web, n'importe quelle plateforme connectée à Internet pourra les utiliser. Actuellement, la passerelle décide de l'ordre des capteurs à utiliser en fonction de leur type et des caractéristiques techniques fournies par le fabricant. Puisque la fiabilité des capteurs pourraient différer entre fabricants, il est important de mener une étude afin de quantifier la précision de ces capteurs vis-à-vis un gold standard. A titre d'exemple, une étude a démontré qu'un capteur Fitbit Charge HR est moins précis qu'un Polar H7 pour mesurer la fréquence cardiaque (Q. Wang et al. 2014). Il est également à préciser que la fiabilité ne dépend pas uniquement du dispositif (fiabilité intrinsèque), mais dépend également de la manière dont l'utilisateur l'utilise (fiabilité extrinsèque). Au cours du chapitre suivant, nous nous intéressons à la fiabilité extrinsèque à travers l'exemple du tensiomètre de poignet.



## Chapitre 4 – Fiabilité



## 4.1. Introduction

Afin de garantir un suivi de santé fiable, il est important de connaître la précision des données recueillies pour ce suivi. Cette précision dépend de deux paramètres. Le premier est intrinsèque au capteur utilisé et dépend de sa fabrication, le deuxième est extrinsèque et dépend de l'utilisateur et de la façon dont il utilise le capteur. De par leur certification, il est raisonnable de considérer les dispositifs médicaux suffisamment fiables pour être utilisés dans le suivi de l'état de santé alors que les capteurs de bien-être ne présentent aucune garantie de précision. Il est donc important de comparer la fiabilité des capteurs à une vérité-terrain et non de se référer aux caractéristiques techniques fournies par les fabricants. En effet, diverses études ont montré que la fiabilité des capteurs peut varier selon les fabricants.

Dans ce chapitre, nous commencerons par discuter ces deux types de fiabilité (intrinsèque/extrinsèque) avant de présenter notre contribution sur la fiabilité extrinsèque.

Concernant les dispositifs permettant de mesurer des données cardiaques, Wagner *et al.* (Robert Wang *et al.* 2017) ont étudié le lecteur de fréquence cardiaque de deux montres (Apple Watch et Basis Peak), de deux bracelets connectés (Fitbit Charge HR et Mio Fuse) ainsi que d'une ceinture abdominale (Polar H7). L'étude menée sur 50 participants, adultes et sains, consistait à enregistrer la fréquence cardiaque mesurée par ces capteurs parallèlement à celle mesurée par un électrocardiogramme. Les participants utilisaient un tapis roulant à différentes vitesses pendant l'enregistrement afin de refléter des activités physiques de différentes intensités. Les auteurs ont conclu que la ceinture Polar H7 est la plus fiable, présentant un taux de corrélation de 99% avec l'ECG de référence. Apple Watch et Mio Fuse viennent en deuxième position (91%) suivis par Fitbit Charge HR (84%) puis par Basis Peak (83%). Dans une autre étude, Gorny *et al.* (Gorny *et al.* 2017) ont testé la fiabilité du capteur cardiaque du Fitbit Charge HR sur 10 participants en le comparant aux mesures enregistrées par la ceinture abdominale Polar H6. Les auteurs ont conclu que le bracelet Fitbit nécessite des améliorations en termes de précision avant de pouvoir être utilisé dans un cadre d'exercices d'intensité modérée à intense.

D'autres études se sont intéressées aux dispositifs permettant de quantifier les dépenses énergétiques comme celle de Murakami *et al.* (Murakami *et al.* 2016) qui ont étudié la précision des calories brûlées calculées par 12 actimètres dont 8 destinés au grand public (Jawbone Up24, Fitbit Flex, Misfit Shine, Epson Pulsence PS-100, Garmin Vivofit, Tanita AM-160, Omron CaloriScan HJA-403C, Withings Pulse O<sub>2</sub>) et 4 pour la recherche (Omron Active style Pro HJA-350IT, Panasonic Actimarker EW4800, Suzuken Lifecorder Ex, ActiGraph GT3X). Les chercheurs ont recruté 19 volontaires (9 hommes et 10 femmes) sains et non-obèses âgés de 21 à 50 ans. Après avoir porté l'ensemble des capteurs comme illustré sur la Figure 4.1, les participants ont effectué deux scénarios. Au cours du premier, d'une durée de 24 heures, la précision des capteurs a été quantifiée grâce à un protocole standardisé dans une chambre métabolique<sup>1</sup>, alors que le deuxième scénario, qui a duré 8 jours, a permis de quantifier la précision des capteurs grâce à la méthode de l'eau doublement marquée<sup>2</sup> (DLW: *Doubly Labeled Water*) en situation de vie quotidienne (sans protocole). En moyenne, la chambre métabolique a enregistré une dépense énergétique de 2093 ± 304 kilocalories/jour dans des conditions contrôlées, alors que la DLW a enregistré 2314,4 ± 312,6 kilocalories/jour dans des

---

<sup>1</sup> Une chambre métabolique ou calorimétrique est une chambre hermétique dont l'atmosphère (température, taux d'humidité, pression, ...) est contrôlée et qui permet par calorimétrie indirecte de quantifier les dépenses énergétiques à partir du volume d'oxygène consommé et celui de dioxyde carbone produit.

<sup>2</sup> L'eau doublement marquée consiste à ingérer des isotopes stables (deutérium H<sup>2</sup> et oxygène O<sup>18</sup>) avec l'eau qui vont se répartir dans le corps humain. Leur élimination dans les urines fournit une mesure de production de dioxyde de carbone et ainsi une dépense énergétique.

conditions de vie non contrôlées. Lorsque les mesures sont effectuées selon un protocole bien précis, la différence des valeurs enregistrées par rapport à celle de la chambre métabolique variait de -278 kilocalories/jour à +204 kilocalories/jour. Alors que lorsque les calories brûlées sont enregistrées en conditions libres, les capteurs ont systématiquement sous-estimé les dépenses énergétiques, avec des valeurs qui variaient de -590 kilocalories/jour à -69 kilocalories/jour. Les chercheurs ont conclu que cette sous-estimation pouvait être due à l'incapacité de ces capteurs à détecter la position des individus (debout, assis, ...) mais également au non-port des actimètres à certains moments de la journée (douche, recharge, ...).

Concernant les tensiomètres, Wang *et al.* (Q. Wang *et al.* 2014) se sont intéressés à la fiabilité du tensiomètre de poignet iHealth BP7. Trente-trois participants ont été recrutés pour cette étude (dont 22 hommes, moyenne d'âge  $48,5 \pm 11,8$  ans). Le test de validation du tensiomètre s'est déroulé selon les recommandations de la société européenne d'hypertension. La différence moyenne entre les mesures du tensiomètre iHealth et celles prises manuellement par un expert de la tension artérielle était de  $-0,7 \pm 6,9$  mmHg pour la tension artérielle systolique et de  $-1,0 \pm 5,1$  mmHg pour la tension artérielle diastolique. Les chercheurs en ont conclu que le capteur iHealth BP7 pouvait être recommandé pour l'auto-mesure dans une population adulte. De façon similaire à l'étude précédente et en suivant le même protocole de mesure, Kang *et al.* (Kang *et al.* 2014) ont déterminé que la différence moyenne entre les mesures du tensiomètre AVITA BPM15S et celles prises manuellement était de  $1,5 \pm 4,4$  mmHg pour la tension artérielle systolique et de  $-1,6 \pm 4,5$  mmHg pour la tension artérielle diastolique. Là aussi, ils ont conclu que le dispositif AVITA BPM15S pouvait également être utilisé à domicile dans le cadre de l'auto-mesure.



Figure 4.1. Un volontaire portant les 12 actimètres utilisés dans l'étude de Murakami *et al.* (Murakami *et al.* 2016).

Pour ce qui relève de la fiabilité extrinsèque, il est nécessaire de sensibiliser et de guider l'utilisateur afin de minimiser l'erreur engendrée par une mauvaise manipulation du dispositif. D'après les instructions des fabricants, un tensiomètre de poignet doit être à 2 cm de la

jointure de la main, la paume de la main vers le haut, il doit être positionné à l'endroit de façon à ce que le logo ou l'affichage soit lisible pour l'utilisateur, et se trouver au niveau du cœur, ce qui correspond à un angle entre 10° et 30° par rapport à un plan horizontal comme une table. Une étude menée par Deutsch *et al.* (Deutsch *et al.* 2014), se servant de ce type de tensiomètre (Omron RS6), a permis de conclure que le capteur de positionnement d'un tensiomètre de poignet était une fonction importante dans l'amélioration de la précision de la mesure, et que l'appareil pourrait être recommandé pour des mesures tensionnelles à domicile, un endroit où la fiabilité et la précision d'un dispositif sont de rigueur. En manipulant cet appareil, nous avons constaté que le capteur de positionnement intégré (i) n'empêche pas le tensiomètre d'effectuer une mesure lorsqu'un mauvais angle est détecté comme illustré en Figure 4.2, (ii) ne permet pas de détecter certaines positions comme celles décrites dans la Figure 4.3. Dans la position A, le tensiomètre est à l'envers, c'est-à-dire le logo du fabricant n'est pas lisible par l'utilisateur. Dans la position B, il est du mauvais côté du bras, alors que la position C représente un tensiomètre loin de la jointure de la main. Or, afin de mesurer la tension artérielle correctement, le tensiomètre doit être bien positionné.



Figure 4.2. Le tensiomètre de poignet Omron RS6. Deux flèches sur l'écran indiquent que l'utilisateur doit baisser son bras. Le zéro indique que le tensiomètre est en train de mesurer la tension artérielle.

Généralement, un fabricant de tensiomètres produit les deux types de tensiomètres, de bras et de poignet. Toutefois, le tensiomètre de poignet ayant tendance à surestimer la mesure de la tension (Palatini *et al.* 2004), la société européenne de cardiologie et d'autres sociétés savantes recommandent l'utilisation d'un tensiomètre de bras (Mancia *et al.* 2013). Malgré la commercialisation des deux types de capteurs, à notre connaissance, les recherches actuelles sur le (télé)suivi de la tension artérielle sont basées sur l'utilisation d'un tensiomètre de bras conformément aux recommandations des sociétés savantes. Parmi ces recherches, nous pouvons citer Wagner *et al.* qui ont utilisé le tensiomètre de bras Microlife BP A100 pour mener une étude dans laquelle des patientes enceintes et diabétiques prenaient elles-mêmes leur tension artérielle (Stefan Wagner, Kamper, *et al.* 2013). Dans une deuxième étude (Stefan Wagner, Buus, *et al.* 2013), ils ont utilisé le tensiomètre de bras A&D UA-767PBT



pour mesurer l'adhérence des patients hypertendus à un système d'auto-mesure de la tension artérielle. Dans un travail similaire (Evans et al. 2015), Evans et al. ont utilisé le même modèle de tensiomètre pour évaluer l'adhérence d'une population de seniors aux systèmes de suivi de santé à distance. Dans (Kusk et al. 2013), Kusk et al. ont également intégré le tensiomètre A&D dans le développement d'un système multimodal dont l'objectif est d'aider les patients à effectuer une mesure de tension artérielle conformément aux recommandations internationales, comme décrit dans le chapitre suivant.

Toutefois, un tensiomètre de poignet est simple et plus facile d'utilisation qu'un tensiomètre de bras. Nous avons analysé 130 tensiomètres, dont 52 tensiomètres de poignet, accessibles au grand public sur le site français d'Amazon. Le prix moyen d'un tensiomètre de poignet est de  $29,18 \pm 14,92$  € contre  $48,18 \pm 35,10$  € pour un tensiomètre de bras, le rendant plus abordable pour le grand public et donc plus attractif. Il est donc important de s'assurer du bon positionnement d'un tel dispositif accessible au grand public.

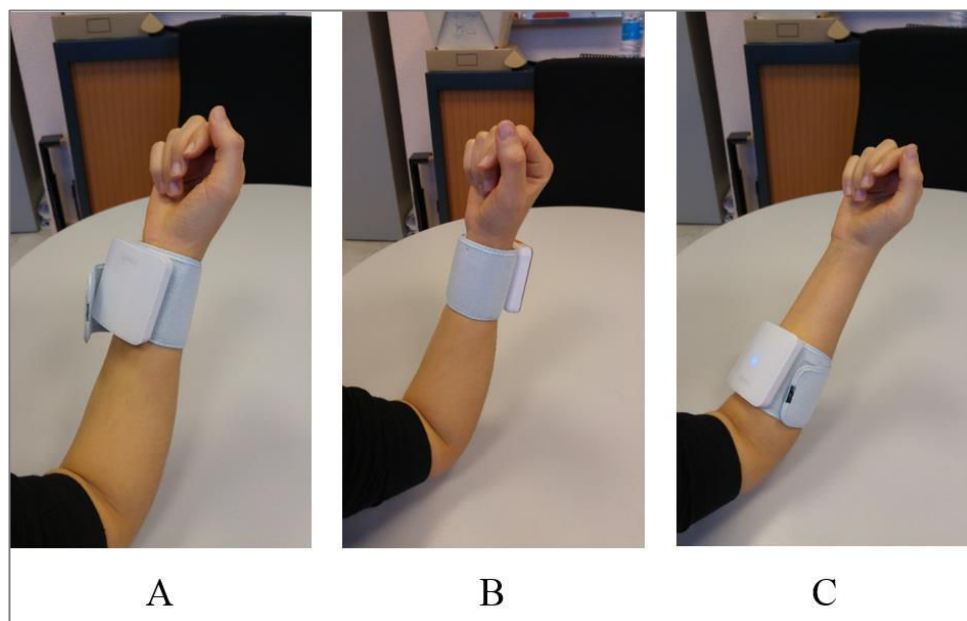


Figure 4.3. A, B et C représentent des positions incorrectes que le tensiomètre de poignet ne peut pas détecter. Sur la photo de gauche (A), le tensiomètre est positionné à l'envers. Sur celle du centre (B), le dispositif est sur le mauvais côté du bras et, sur la figure de droite (C), il est trop loin du poignet.

Au cours de ce chapitre, nous proposons d'améliorer cette détection en combinant un tensiomètre de poignet avec une montre connectée (cf. Figure 4.4) intégrant un système de référence de cap et d'attitude (AHRS : *Attitude and Heading Reference System*) afin d'aider l'utilisateur à positionner correctement son dispositif et, par conséquent, à effectuer une mesure de la tension artérielle dans des conditions appropriées. Nous comparons la solution développée à ce que les fabricants utilisent actuellement à savoir l'utilisation d'un tensiomètre avec un smartphone.



Figure 4.4. Le système développé pour guider l'utilisateur à positionner correctement un tensiomètre de poignet à l'aide d'une montre connectée.

## 4.2. Matériels et Méthodes

### 4.2.1. Matériels

Le tensiomètre de poignet iHealth BP7 a été utilisé pour notre développement. Il s'agit d'un dispositif médical certifié. Alors que le marché des capteurs connectés ne cesse de croître, les fabricants ont tendance à privilégier leurs propres protocoles au lieu d'adopter les standards du domaine, comme cela a été largement expliqué dans le chapitre 3. L'implémentation de protocoles propriétaires ne rend pas le capteur nécessairement interopérable avec des systèmes tiers. Or, tout l'intérêt du suivi de l'état de santé réside dans l'utilisation de capteurs de différents fabricants. Le tensiomètre iHealth BP7 est un capteur ouvertement interopérable puisque son fabricant met à la disposition des développeurs un SDK permettant de communiquer directement avec le capteur, mais également d'accéder à d'autres fonctionnalités comme l'activer, lire l'historique des mesures, récupérer le niveau des piles, etc. Cette communication directe permet en plus de protéger la vie privée des utilisateurs puisqu'elle empêche la transmission de leurs données à autrui, principalement sur Internet.

En plus du tensiomètre, nous avons utilisé une montre connectée Huawei Watch 2 (HW2). Il s'agit d'une montre propulsée par une puce CPU Qualcomm Snapdragon Wear 2100 cadencée à 1.2 GHz et faisant tourner le système d'exploitation « Wear 2.0 by Google » anciennement connu sous Android Wear. Parmi les capteurs intégrés à la montre, nous avons un capteur de fréquence cardiaque, une puce GPS/GLONASS pour le positionnement géographique, un accéléromètre, un magnétomètre et un gyroscope. La montre est équipée d'une batterie de 420 mAh et peut communiquer par Bluetooth et/ou Wi-Fi. De ce fait, il est possible de l'utiliser en totale autonomie du smartphone. Actuellement, la majorité de montres connectées ne peuvent fonctionner qu'en étant associées à un smartphone.

Pour notre application, la montre a deux rôles. Le premier consiste à disposer des capteurs nécessaires au calcul de l'orientation, à savoir l'accéléromètre et le magnétomètre. En effet, le tensiomètre utilisé ne permet pas d'avoir une autre valeur que celle de l'angle par rapport à un plan horizontal. Son deuxième rôle consiste à l'utiliser pour contrôler le tensiomètre et afficher le résultat puisque ce dernier ne possède pas d'écran.

### 4.2.2. Méthodes

Comme décrit précédemment, améliorer la mesure de la tension artérielle nécessite de déterminer si le tensiomètre de poignet est correctement positionné. De manière usuelle, le tensiomètre iHealth BP7 fonctionne comme suit : une fois positionné sur le bras, l'utilisateur démarre l'application sur son smartphone afin de se connecter au tensiomètre. Ce dernier va donc transmettre l'angle mesuré à l'application. Lorsque celui-ci est dans un intervalle donné, l'application permet à l'utilisateur d'activer le tensiomètre en cliquant le bouton « Continuer » comme indiqué sur la Figure 4.5. Toutefois, lorsque le tensiomètre est dans certaines positions (comme celles de la Figure 4.3), l'utilisateur peut continuer à prendre sa mesure alors que l'appareil est mal positionné. De plus, la documentation du SDK destinée aux développeurs mentionne que l'angle fourni par le tensiomètre a une valeur qui varie entre  $0^\circ$  et  $90^\circ$  sans pour autant préciser quel intervalle est considéré comme cliniquement valable pour prendre sa tension artérielle. De ce fait, un développeur qui crée une application pourra permettre l'activation du tensiomètre alors que l'angle du dispositif est incorrect. Pour prévenir une prise de mesure tensionnelle erronée due à une mauvaise position du tensiomètre, il est indispensable de connaître sa position. Pour ce faire, nous calculons son orientation tridimensionnelle. Celle-ci peut être obtenue par la fusion d'au moins deux capteurs : l'accéléromètre et le magnétomètre dont dispose la montre. Le gyroscope peut également être ajouté pour plus de précision. Le tensiomètre ne possédant pas les capteurs nécessaires pour calculer son orientation et donc empêcher une prise de tension artérielle dans une mauvaise position, nous combinons donc la montre et le tensiomètre comme illustré sur la Figure 4.4 pour la déterminer. Nous considérons ainsi les deux dispositifs comme un seul dispositif capable d'une part d'effectuer une mesure tensionnelle grâce au tensiomètre, et d'autre part de déterminer sa position grâce à l'accéléromètre et le magnétomètre de la montre.

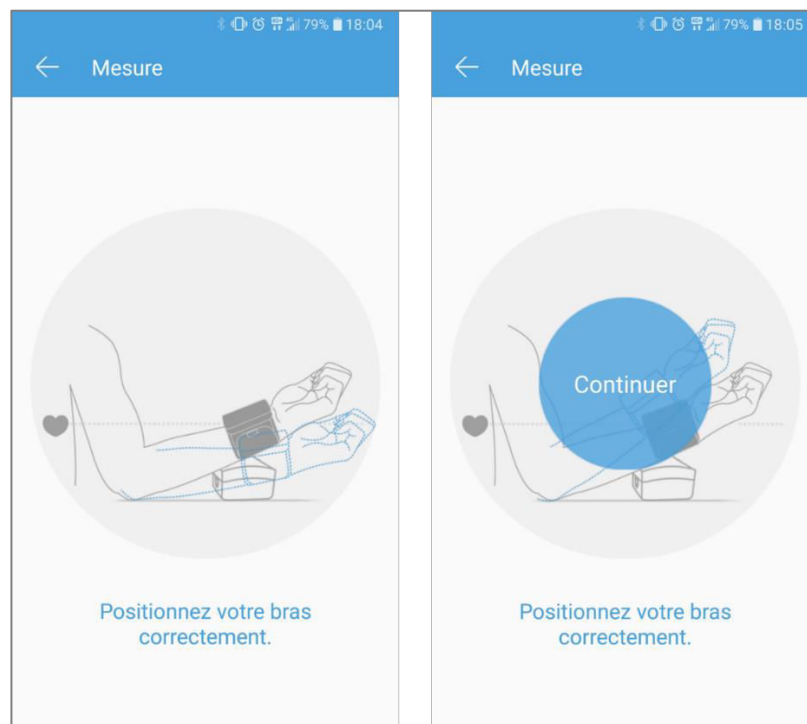


Figure 4.5. Captures d'écran de l'application iHealth permettant l'utilisation du tensiomètre iHealth BP7. Le bouton « Continuer » n'apparaît que si le tensiomètre est à un angle précis.

Dans la littérature, il existe différents algorithmes pour calculer l'orientation. Dans (Michel et al. 2015), Michel *et al.* ont comparé la précision de plusieurs de ces algorithmes (Madgwick, Harrison, and Vaidyanathan 2011; Mahony, Hamel, and Pflimlin 2008; Fourati et al. 2011; Choukroun, Bar-Itzhack, and Oshman 2006; Martin and Salaün 2010; Renaudin et al. 2014) selon les trois axes : le lacet, le tangage et le roulis, comme illustré Figure 4.6. La différence d'angle des quaternions a également été calculée selon la formule suivante (Huynh 2009) :

$$\theta = \cos^{-1}(2(q_1 \cdot q_2)^2 - 1) \quad (4.1)$$

où  $q_1$  et  $q_2$  sont deux quaternions différents. Les auteurs ont choisi d'utiliser cette métrique afin d'éviter les erreurs dues au blocage de cardan.

Cette comparaison est détaillée dans le Tableau 4.1. Les auteurs ont conclu que, globalement, l'algorithme de Fourati (Fourati et al. 2011) et celui de Martin (Martin and Salaün 2010) sont les plus précis. Concernant la consommation énergétique des appareils fonctionnant avec des batteries, les auteurs de cette étude recommandent l'utilisation de l'algorithme de Madgwick qui requiert trois capteurs : un accéléromètre, un gyroscope et un magnétomètre.

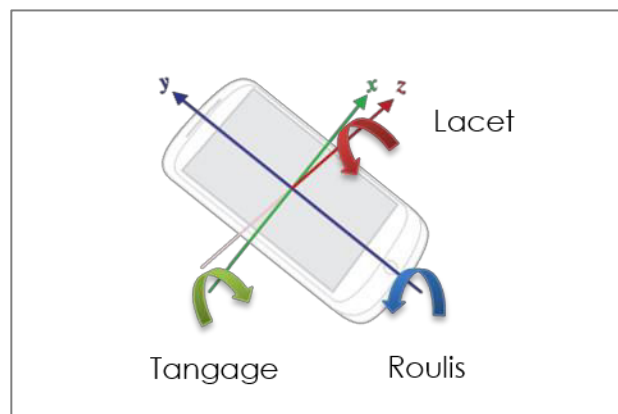


Figure 4.6. Les trois axes permettant de calculer l'orientation de l'appareil.

Tableau 4.1. Comparaison de l'attitude calculée par chaque algorithme. QAD fait référence à la différence d'angle des quaternions, MAE à l'erreur moyenne absolue et STD à l'écart type. Extrait de (Michel et al. 2015)

	QAD		Lacet		Tangage		Roulis	
	MAE	STD	MAE	STD	MAE	STD	MAE	STD
Android	9,47°	5,15°	11,4°	15,2°	1,32°	0,98°	4,90°	7,07°
Mahony	5,26°	4,57°	8,54°	12,9°	2,16°	2,34°	7,64°	10,7°
Madgwick	6,05°	5,53°	7,58°	12,3°	2,33°	2,38°	9,03°	9,72°
Fourati	4,72°	2,44°	6,2°	9,97°	1,24°	1,12°	5,66°	8,19°
Choukroun	5,50°	2,44°	9,06°	12,4°	2,84°	3,21°	9,19°	12,4°
Martin	4,80°	2,52°	8,37°	11,8°	2,11°	2,62°	8,83°	12,1°
Renaudin	5,40°	2,14°	6,20°	6,96°	1,47°	1,62°	3,61°	4,48°

Puisque le gyroscope consomme plus d'énergie que l'accéléromètre ou le magnétomètre, nous avons voulu comparer la consommation électrique de l'algorithme de Madgwick, nécessitant à la fois un accéléromètre, un gyroscope et un magnétomètre, avec la

consommation de l'algorithme Android<sup>3</sup> qui utilise uniquement un accéléromètre et un magnétomètre. Nous avons utilisé l'outil *Battery Historian*, un logiciel développé par Google, qui estime la consommation électrique des capteurs dans un smartphone Android. Même si cet outil fournit une estimation très approximative, il peut être considéré pour évaluer les performances relatives de ces deux algorithmes. Le Tableau 4.2 montre la consommation moyenne mesurée sur 10 minutes. Les mesures ont été répétées trois fois. Nous avons constaté que l'algorithme Android utilise 70% d'énergie de moins que celui de Madgwick. Ceci est dû à l'absence de gyroscope. Pour notre développement, nous avons alors retenu l'algorithme Android pour estimer l'orientation du tensiomètre afin de maximiser la durée de la batterie, dans la mesure où la différence de précision entre les deux méthodes n'est que de 3,42°, ce qui est acceptable pour des mouvements humains. Par conséquent, l'algorithme Android a été programmé sur la montre connectée.

Tableau 4.2. Consommation énergétique des algorithmes de Madgwick et Android sur une période de 10 minutes. Les valeurs sont exprimées en milliampère heure (mAh).

	Madgwick	Android
Consommation électrique (mAh)	0,209	0,0556
Relative au plus grand	1	0,27

A partir de la gravité et du champ magnétique, mesurés par l'accéléromètre et le magnétomètre respectivement, cet algorithme Android renvoie les trois angles d'Euler permettant de déterminer la position de l'appareil, à savoir le lacet, le roulis et le tangage. D'après les instructions des fabricants des tensiomètres de poignet, une bonne position correspond à un tangage entre 10° et 30° et à un roulis entre -5° et 5°. Il est ainsi possible de détecter lorsque le tensiomètre est bien positionné et d'éviter ainsi de prendre des mesures dans les deux positions A et B de la Figure 4.3. Le capteur de positionnement intégré dans les tensiomètres actuels mesure le tangage.

Nous avons souhaité évaluer notre développement et voir de quelle manière le grand public allait s'approprier le système proposé. Pour ce faire, nous avons mené une expérimentation au cours de laquelle nous avons demandé aux participants de porter la montre et le tensiomètre de poignet au niveau du même bras.

L'acceptabilité du système a été étudiée à partir d'un questionnaire basé sur l'échelle de Liekert (Liekert Scale : LS-2:2) défini de la façon suivante :

- 2 : tout à fait en désaccord,
- 1 : en désaccord,
- 0 : ni en accord ni en désaccord,
- 1 : en accord,
- 2 : tout à fait en accord.

L'analyse statistique a été effectuée suivant une analyse de la variance (ANOVA).

<sup>3</sup> L'algorithme Android désigne l'algorithme implémenté par le système d'exploitation Android pour calculer l'orientation de l'appareil en deux étapes. La première consiste à calculer la matrice de rotation à partir des vecteurs gravité et champs magnétique avec la fonction *getRotationMatrix(...)*. La deuxième étape renvoie les angles d'Euler à partir de la matrice de rotation avec la fonction *getOrientation(...)*.



Figure 4.7. La façon dont les participants ont positionné naturellement le tensiomètre et la montre connectée.

### 4.3. Résultats

Nous avons développé une application Android Wear pour la montre HW2. Celle-ci implémente l'algorithme d'Android pour calculer l'orientation de l'appareil grâce à l'accéléromètre et le magnétomètre de la montre. L'application intègre le SDK d'iHealth afin de communiquer directement avec le tensiomètre de poignet. Nous avons également développé une application Android pour smartphone. Celle-ci utilise uniquement l'angle du tensiomètre pour déterminer sa position. Cette application sert simplement de référence pour comparaison avec l'utilisation usuelle du tensiomètre puisqu'elle reprend le même principe de fonctionnement que l'application fournie par le fabricant du tensiomètre. Nous avons utilisé un smartphone LG G4 équipé d'une puce CPU Qualcomm Snapdragon 808 avec une mémoire vive de 3 Go. Le smartphone et le tensiomètre communiquent en Bluetooth. L'expérimentation a été conduite sur 30 individus (moyenne d'âge  $31,63 \pm 8,89$  ans, 46,70% hommes), parmi lesquels 96,70% possèdent un smartphone et 33,34% portent une montre, montre connectée dans un tiers des cas.

Avant de démarrer l'expérimentation, nous avons questionné les participants sur leurs connaissances en matière de tensiomètres. Sur les 30 participants, cinq possèdent un tensiomètre (4 tensiomètres de poignet, 1 tensiomètre de bras). Sur les quatre individus ayant déjà un tensiomètre de poignet, deux ne savent pas le positionner correctement. Sur l'ensemble des participants, 66,70% ont indiqué préférer utiliser un tensiomètre de poignet plutôt qu'un tensiomètre de bras s'ils avaient à en acquérir un. Les raisons motivant ce choix sont variées : « il est plus petit », « il est plus facile à utiliser », « il est moins cher ». Aucune corrélation significative n'a été trouvée entre le choix du tensiomètre et l'âge ( $p=0,465$ ), le sexe ( $p=0,804$ ) et le niveau d'éducation ( $p=0,785$ ).

Après leur avoir expliqué comment se servir du système et quelles sont les recommandations des fabricants pour utiliser un tensiomètre de poignet, les participants ont testé deux scénarios. Le premier consistait à utiliser le tensiomètre de poignet avec le smartphone. C'est la méthode implémentée actuellement par les fabricants dans leurs tensiomètres. Quant au

deuxième scénario, il consistait à utiliser le tensiomètre avec la montre connectée, le but étant de déterminer si une montre connectée, placée sur le même bras que le tensiomètre, pouvait fournir une meilleure expérience et un guidage plus précis lors de la mesure de la tension artérielle afin d'aider l'utilisateur à positionner correctement le tensiomètre de poignet. Pour ce scénario, nous avons commencé par demander aux participants de porter la montre puis nous leur avons demandé de mettre en place le tensiomètre sans indications supplémentaires.

Suite à cette expérimentation, les participants ont répondu à plusieurs questions sur leur perception de la solution développée. Nous avons observé que 96,70% d'entre eux jugeaient utile d'être guidés pour positionner correctement le tensiomètre, que ce soit avec le smartphone ou la montre. Avant le début de l'expérimentation, tous les participants ont reçu oralement les instructions nécessaires à la bonne utilisation du tensiomètre. Malgré cela, lorsqu'il leur a été demandé de les citer à nouveau à la fin de l'expérimentation, 83,34% ont été incapables de le faire. Ceci a confirmé notre conviction de la nécessité de les guider dans une mesure tensionnelle.

Quant aux scénarios testés, 83,33% des participants ont préféré utiliser la montre connectée pour contrôler le tensiomètre au lieu du smartphone. Aucune corrélation significative n'a été trouvée entre ce choix et l'âge ( $p=0,24$ ), le sexe ( $p=0,833$ ) et le niveau d'éducation ( $p=0,684$ ). L'interface graphique, de la montre et du smartphone, utilisait des flèches pour guider les participants à bien positionner leurs bras. Bien que l'écart-type ne nous permette pas d'affirmer une différence significative entre les deux méthodes, l'utilisation de la montre ( $LS_{-2;2} = 1,067 \pm 0,944$ ) semble être globalement mieux appréciée que celle du smartphone ( $LS_{-2;2} = 0,7 \pm 0,988$ ). Plusieurs raisons ont été évoquées par les participants pour justifier leur préférence pour la montre, comme « *moins d'appareils à manipuler alors que je porte déjà une montre* » ou « *c'est plus intuitif d'ajuster mon bras en ayant les indications sur la montre elle-même* ».

#### 4.4. Discussion

L'algorithme AHRS implémenté a détecté facilement les positions A et B décrites dans la Figure 4.3. Ce résultat a été validé qualitativement par un observateur lors du développement puis confirmé lors de l'expérimentation. La montre connectée n'a pas activé le tensiomètre dans ces deux positions erronées. Ceci a été rendu possible par la fusion des données provenant de l'accéléromètre et du magnétomètre. La position C de la Figure 4.3 ne peut pas être détectée avec des algorithmes AHRS. Toutefois, nous avons remarqué que, lorsque la montre est utilisée pour effectuer une mesure, les participants ont naturellement positionné le tensiomètre très près de la montre, comme on peut le voir sur la Figure 4.7, offrant ainsi une solution relativement naturelle et intuitive à ce problème. Puisqu'un certain nombre de fabricants produisent à la fois des actimètres (sous forme de bracelets ou de montres) et des tensiomètres, d'un point de vue réalisation, nous pourrions très bien envisager l'ajout d'un interrupteur physique qui relierait le tensiomètre à l'actimètre. Dans ce cas, lorsque le premier serait mal positionné, donc loin de l'actimètre, l'interrupteur pourrait l'empêcher de s'activer. La Figure 4.8 illustre ce concept.

Quant à l'acceptabilité de la solution proposée, une majorité des participants ont conclu que le scénario de la montre connectée était plus agréable que celui du smartphone. L'analyse statistique a confirmé que ce choix n'est pas influencé par l'âge, le sexe ou le niveau d'éducation.

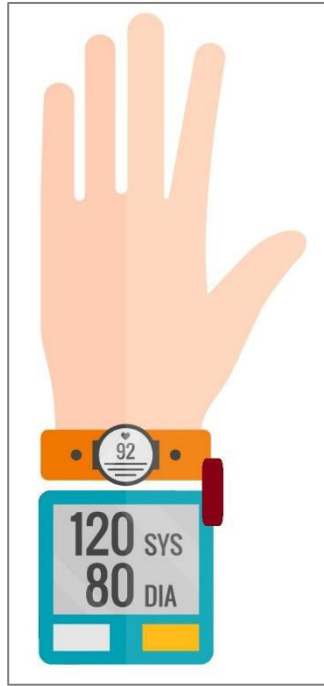


Figure 4.8. Illustration du principe d'un interrupteur physique entre un actimètre et un tensiomètre de poignet.

Les études menées sur le tensiomètre de poignet portent essentiellement sur l'évaluation de la précision intrinsèque de l'appareil comme nous l'avons détaillé dans la section 4.1 de ce chapitre. L'étude menée par Deutsch *et al.* (Deutsch *et al.* 2014) montre l'intérêt du capteur de position intégré à certains tensiomètres de poignet mais sans considérer ses limites. Nous suggérons donc que les tensiomètres de poignet puissent déterminer une orientation tridimensionnelle et non un simple angle. L'utilisation d'une montre connectée s'est avérée nécessaire dans la mesure où les tensiomètres de poignet n'embarquent pas les capteurs nécessaires à déterminer leur orientation, à savoir un accéléromètre et un magnétomètre. Cette méthode pourrait s'appliquer à tous les modèles commercialisés de tensiomètres de poignet. Dans le cas d'un tensiomètre non connecté, la montre servira de simple guide pour le bon positionnement. Dans le cas d'un dispositif connecté, la montre permettra également d'activer le dispositif.

A terme, les fabricants de tensiomètres pourraient embarquer un tel algorithme dans leurs capteurs afin de mieux guider leurs usagers sans avoir besoin d'une montre connectée ou d'un smartphone, et ce sans surcoût significatif.





## Chapitre 5 – Suivi de l'état de santé



## 5.1. Introduction

La relation médecin-patient est en cours de transformation, le patient devenant acteur de sa propre santé notamment dans le suivi de sa maladie. Cette transformation est rendue possible notamment grâce aux objets connectés dont le nombre croît exponentiellement, et conduit à un changement dans la manière dont la médecine est pratiquée, ainsi qu'à l'apparition du mouvement médecine-4P (prédictive, personnalisée, préventive et participative). Ce courant, soutenu par un nombre de scientifiques comme Elias Zerhouni, ancien directeur de l'*American National Institute of Health*, ou Leroy Hood, président de l'*Institute for Systems Biology*, vise à assurer une prévention personnalisée plutôt que de guérir les maladies (Hood and Flores 2012). Ce nouveau schéma vise à engager les individus dans une démarche d'auto-mesure, connue sous le terme *Quantified-Self*, qui consiste à enregistrer tout type de données, qu'elles soient physiologiques comme la fréquence cardiaque ou environnementales comme la qualité de l'air (Swan 2013). A partir d'un ensemble de capteurs, les individus peuvent s'auto-surveiller (Kim, Wineinger, and Steinhubl 2016). D'une part, cette quantification de l'état de santé est une opportunité pour aider les patients à adopter une meilleure hygiène de vie, et, d'autre part, elle peut les aider à améliorer leurs traitements en partageant leurs données de santé avec leurs médecins (i) en temps-réel et (ii) à distance (Appelboom et al. 2014).

Dans le chapitre précédent, nous avons souligné l'importance de guider l'utilisateur dans l'utilisation d'un capteur de santé afin d'améliorer la fiabilité de la mesure enregistrée. Toutefois, ceci n'est pas toujours suffisant. En effet, certaines données médicales doivent être prises dans des conditions bien particulières qui ne relèvent ni de la fabrication du capteur (fiabilité intrinsèque) ni de sa manipulation par l'utilisateur (fiabilité extrinsèque). Pour illustrer l'importance de contextualiser une donnée médicale, nous avons choisi de nous focaliser sur la mesure de la tension artérielle. Il s'agit d'une mesure importante qui permet de surveiller l'hypertension ainsi que d'autres maladies cardiaques. Elle est constituée de deux variables : la tension artérielle systolique (TAS), et la tension artérielle diastolique (TAD). La TAS reflète la pression sanguine engendrée contre la paroi des artères lorsque le cœur se contracte, alors que la TAD reflète la pression sanguine lorsque le cœur est au repos (American Heart Association 2017). La tension artérielle s'exprime comme suit : TAS/TAD mmHg. Elle est catégorisée en fonction de sa criticité, comme précisé dans le Tableau 5.1.

Tableau 5.1. Classification de la tension artérielle.

Catégorie Tension Artérielle	TAS (mmHg)		TAD (mmHg)
Faible tension artérielle	< 90	Et	< 60
Tension artérielle normale	90 -120	Et	60 – 80
Préhypertension	120 – 139	Ou	80 – 89
Hypertension Stage 1	140 – 159	Ou	90 – 99
Hypertension Stage 2	160 – 179	Ou	100 – 109
Hypertension Critique	> 180	Ou	> 110

Selon l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS), l'hypertension est à l'origine de différents troubles cardiovasculaires, de maladies ischémiques, d'insuffisances cardiaque et rénale et serait à l'origine de 7,1 millions de décès prématurés mondialement (Whitworth and World Health Organization, International Society of Hypertension Writing Group 2003). Contrôler et traiter l'hypertension peut réduire le risque d'accident vasculaire cérébral de 40% et le risque d'infarctus du myocarde de 15% (Collins et al. 1990). La Figure 5.1 montre la valeur des marchés de l'hypertension au niveau mondial. Ce marché génère le revenu le plus élevé aux Etats-Unis d'Amérique avec 109 millions de dollars, suivis par la Chine (28 millions de dollars) et

l'Allemagne (23 millions de dollars). Les revenus générés en France sont de 18,5 millions de dollars.

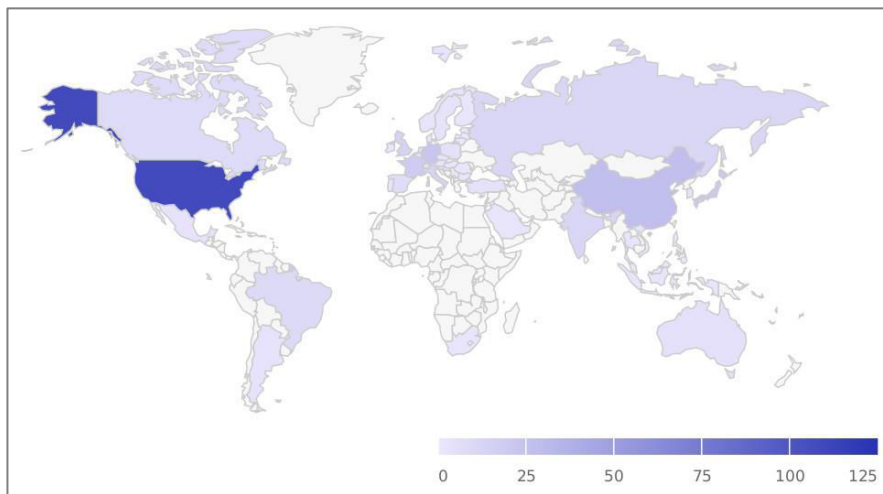


Figure 5.1. Comparaison de la valeur du marché économique de l'hypertension. Extrait de ("Hypertension - Worldwide | Statista Market Forecast" n.d.)

L'auto-mesure de la tension artérielle présente l'avantage de ne pas être influencée par l'effet blouse blanche et l'effet masqué. L'effet blouse blanche affecte 13% des individus sains et jusqu'à 32% des patients hypertendus (Mancia et al. 2013). Il provoque une élévation de la tension artérielle de 10/5 mmHg en moyenne lorsque celle-ci est mesurée par un praticien (Mancia et al. 2013; National Clinical Guideline Centre (UK) 2011). Considérer ce syndrome est vital dans l'établissement du diagnostic de l'hypertension. En effet, prescrire des médicaments contre l'hypertension à des individus sains ou donner une posologie plus importante que nécessaire à des patients hypertendus pourrait provoquer une détérioration de leur santé. Une surveillance à long-terme des effets négatifs des médicaments contre l'hypertension a montré que 9,3% des patients hypertendus ont dû interrompre leurs traitements médicamenteux suite à des effets indésirables sévères, et que 23,4% d'entre eux l'ont fait suite à une possibilité d'effets secondaires (Curb et al. 1985). Quant à l'effet masqué, il a une prévalence de 13% (Fagard and Cornelissen 2007). Contrairement à l'effet blouse blanche, il provoque une baisse de la tension artérielle lorsque cette dernière est prise par un praticien, entraînant ainsi une difficulté à établir un bon diagnostic. En effet, la tension artérielle est fluctuante d'un moment à un autre et d'une journée à une autre. Ainsi, une personne peut passer l'essentiel de son temps en hypertension et avoir les risques précédemment décrits mais se trouver dans une période de tension normale lors de la consultation, expliquant ainsi l'effet masqué de l'hypertension.

L'auto-suivi semble permettre également une amélioration de la gestion de l'hypertension (Kim, Wineinger, and Steinhubl 2016) et une augmentation de la qualité de vie des patients (Seto et al. 2012). En utilisant des capteurs destinés au grand public, les patients peuvent mesurer et suivre l'évolution de leurs tensions artérielles à domicile permettant de confirmer un diagnostic d'hypertension, d'éviter une détérioration de leurs maladies cardiovasculaires ou de réduire les risques de rechutes. Nous avons vu dans le chapitre précédent que la fiabilité varie d'un capteur à un autre mais également en fonction de la manière dont l'utilisateur manipule le capteur. Toutefois, malgré l'utilisation de dispositifs fiables et en respectant les instructions des fabricants pour les manipuler, il est parfois difficile d'émettre un diagnostic fiable puisque la donnée mesurée n'est pas suffisante pour refléter l'état de santé

de l'utilisateur. Pour cela, il est important de déterminer les conditions dans lesquelles la mesure a été effectuée afin de garantir qu'elle soit médicalement valide (Stefan Wagner, Toftegaard, and Bertelsen 2012). En effet, un patient peut effectuer sa mesure dans des conditions contraires aux recommandations internationales. Dans ce chapitre nous détaillons les différents facteurs nécessaires à la bonne prise de la tension artérielle. Ces conditions ne dépendent pas de la fiabilité intrinsèque du tensiomètre, qu'il soit bras ou poignet, ni de la fiabilité extrinsèque influencée par la manière dont l'utilisateur manipule le dispositif. Il s'agit plutôt d'un ensemble de règles susceptibles d'influencer la tension artérielle. Nous expliquons quels types de capteurs peuvent être utilisés pour surveiller, voire contrôler, ces conditions. Nous nous concentrons sur les capteurs commercialisés et destinés au grand public.

## 5.2. Etat du marché

### 5.2.1. Tensiomètre électronique

Le tensiomètre électronique est un dispositif capable de mesurer les tensions artérielles systolique et diastolique grâce à un brassard placé sur le bras ou le poignet (Berger 2001). Les sociétés savantes recommandent l'utilisation d'un tensiomètre de bras parce qu'un tensiomètre de poignet tend à surestimer la valeur de la tension artérielle (Palatini et al. 2004). En 2015, la vente des tensiomètres, tout type confondu, a représenté une valeur de 707,5 millions de dollars aux Etats-Unis et de 326,8 millions en EU-5 (composée de la France, l'Allemagne, l'Italie, l'Espagne et le Royaume Uni). GlobalData estime que ces valeurs pourraient augmenter de 125% en 2022 ("Blood Pressure Monitor Market Size North America by Country 2022 | Forecast" n.d.; "Blood Pressure Monitors Market Revenue in the EU5 2008-2022 | Statistic" n.d.).

Nous avons recherché sur le site d'Amazon France les tensiomètres en vente grâce au mot-clé « tensiomètre ». Le site en compte 130 modèles, connectés et non connectés confondus. Nous avons choisi le site d'Amazon parce qu'il est leader du e-commerce en France avec 18,9% de part de marché ("Croissance de 10% Des Dépenses En Ligne En France - Français - Kantar Worldpanel" n.d.). Il devance de 10 points Cdiscount qui occupe la deuxième place. Sur les 130 dispositifs analysés, 60% sont des tensiomètres de bras (cf. Figure 5.2). Malgré le caractère critique de la mesure de la tension artérielle, seuls 46,15% sont certifiés dispositifs médicaux (tensiomètre de bras : 50%, tensiomètre de poignet : 40,38%). Quant aux fabricants, Omron et Beurer proposent le plus de modèles différents (15 tensiomètres chacun, bras et poignet confondus), suivis par Microlife (7 capteurs) et Braun (6 capteurs). Les tensiomètres sont regroupés globalement dans la catégorie « Hygiène et Santé » (75%) du site d'Amazon.

La transmission des données est un élément essentiel du télésuivi. Avant la démocratisation des capteurs connectés, cette transmission se faisait manuellement dans le sens où les patients transcrivaient eux-mêmes dans le système de télésuivi la mesure du capteur utilisé. Plusieurs études ont montré que cette transcription manuelle induit des erreurs. Dans ces études, les patients devaient noter sur un cahier la valeur mesurée par un tensiomètre sans savoir que celui-ci enregistrerait les mesures effectuées. Une comparaison est par la suite effectuée entre les valeurs enregistrées et les valeurs notées par les patients en se basant sur le temps de la mesure. Dans (Stefan Wagner, Buus, et al. 2013), 34,5% des participants n'ont pas réussi à rapporter correctement la tension artérielle mesurée. Parmi les erreurs remarquées par les auteurs figurent l'omission de rapporter une donnée, ne rapporter que la tension artérielle la plus faible ou rapporter une donnée différente de celle mesurée par le capteur. Mengden *et al.* ont mené une étude similaire dans laquelle 24% des participants n'ont pas réussi à transcrire correctement les valeurs de tension artérielle mesurées (Mengden et al. 1998). Un résultat similaire a été trouvé dans (Santamore et al. 2008) avec un taux avoisinant les 15% de transcriptions incorrectes. L'apparition de capteurs connectés et interopérables permet de pallier ce problème puisque la donnée est transmise

automatiquement après la mesure. De ce fait, nous nous intéressons plus précisément aux tensiomètres connectés. Un autre avantage de cette connectivité est la transmission quasi-instantanée des données à l'équipe soignante. Parmi les 130 tensiomètres étudiés, 28 sont connectés (soit 21,54%), c'est-à-dire capables de transmettre leurs données à un smartphone ou un ordinateur, parmi lesquels 89,29% sont certifiés dispositifs médicaux. Le prix moyen d'un tensiomètre de bras connecté est de 77,35€ ( $\pm 46,77\text{€}$ ), contre 50,23€ ( $\pm 18,38\text{€}$ ) pour un tensiomètre de poignet. Sur l'ensemble des tensiomètres connectés, 17,86% utilisent une connexion USB, les autres communiquent par Bluetooth.

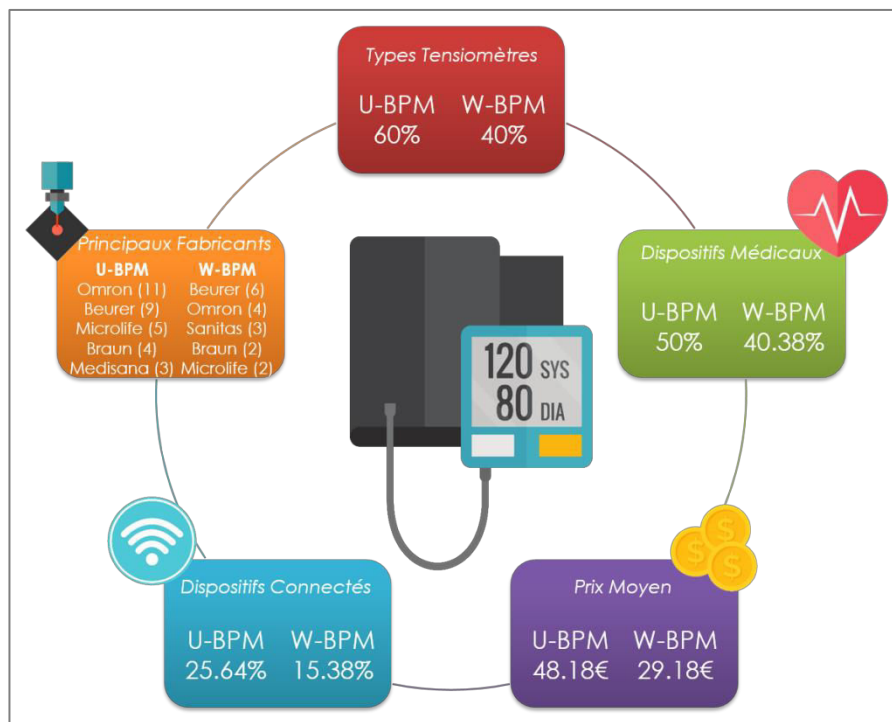


Figure 5.2. Vue globale du marché des tensiomètres électroniques. U-BPM désigne les tensiomètres de bras (Upper arm Blood Pressure Monitor) et W-BPM désigne les tensiomètres de poignet (Wrist Blood Pressure Monitor).

### 5.2.2. Recommandations internationales

Les recommandations internationales, établies par les sociétés savantes, détaillent plusieurs conditions à respecter lorsque l'on souhaite prendre une tension artérielle (Mancia et al. 2013; National Clinical Guideline Centre (UK) 2011; American Heart Association 2016b). Ces conditions sont les suivantes :

- mesurer la tension artérielle à température ambiante ;
- mesurer dans une pièce calme ;
- se reposer 5 minutes avant de prendre sa tension artérielle et ne pas bouger pendant la mesure ;
- ne pas effectuer une activité physique au cours des 30 minutes qui précèdent la mesure ;
- ne pas fumer, boire du café ou de l'alcool au cours des 30 minutes qui précèdent la mesure ;
- garder le dos droit pendant la mesure ;
- garder les jambes décroisées.

### 5.2.3. Communication des fabricants

Il est important que la communication des fabricants des tensiomètres soit en accord avec les recommandations internationales afin d'aider leurs utilisateurs à prendre correctement leurs mesures. Nous avons examiné le manuel d'utilisation des 28 tensiomètres connectés étudiés. La ligne « Manuel d'utilisation » dans le Tableau 5.2 reporte le nombre de manuels mentionnant une recommandation spécifique. Nous remarquons que la recommandation sur l'interdiction de fumer est la plus souvent mentionnée (64,29%) alors que seulement la moitié des manuels précise qu'il ne faut pas pratiquer une activité physique avant la mesure. De plus, aucun fabricant n'a mentionné la totalité des recommandations dans le guide d'utilisation de ses produits. Les recommandations les moins citées sont celles précisant que la mesure de la tension artérielle doit être effectuée dans une pièce calme à température ambiante.

La Figure 5.3 détaille le nombre de recommandations mentionnées par les manuels d'utilisation des tensiomètres. Nous constatons qu'un guide sur 28 (3,7%) ne mentionne aucune des 9 recommandations citées dans le Tableau 5.2, et qu'aucun guide ne les mentionne toutes. Dans 18,52% des manuels d'utilisation, seule une recommandation est mentionnée. Il s'agit soit du repos (40%) soit du fait qu'il ne faut pas croiser les jambes durant la mesure (60%). Un seul manuel (3,7%) précise à la fois la recommandation sur le repos et celle sur la prise de mesure dans une pièce calme. Une majorité des manuels (33,33%) mentionne seulement trois recommandations sous forme d'une combinaison de (i) se reposer avant une mesure, (ii) ne pas fumer, boire de l'alcool ou du café avant une mesure, (iii) garder le dos droit pendant la mesure, et (iv) garder les jambes décroisées. Dans les manuels mentionnant plus de quatre recommandations, les plus mentionnées (par ordre d'importance) sont l'interdiction de fumer (91,67%), l'interdiction de boire de l'alcool (83,33%), l'interdiction de boire du café ou de pratiquer une activité physique (75% chacune), la recommandation sur le repos (66,67%), sur la température (58,34%), sur le bruit et la posture (50% chacune). Celle la moins précisée est la recommandation sur le croisement des jambes (33,34%).

Tableau 5.2. Respect des recommandations sur la mesure de la tension artérielle par les manuels d'utilisation des 28 tensiomètres connectés étudiés.

	Température	Bruit	Repos	Activité physique	Fumer	Boire alcool	Boire café	Dos droit	Jambes décroisées
<b>Manuels d'utilisation</b>	25%	25%	53.37%	50%	64.29%	39.29%	53.57%	28.57%	32.14%

Tous les manuels d'utilisation précisent les différents seuils de l'hypertension comme mentionnés dans le Tableau 5.1. Toutefois, 91,30% ne mentionnent pas l'hypotension. En effet, la valeur optimale de la tension artérielle est entre 90 et 120 mmHg pour la tension systolique, et entre 60 et 80 mmHg pour la tension diastolique. Une valeur de tension artérielle en-dessous de 90/60 est considérée comme basse et dangereuse pour la santé. Ces manuels indiquent majoritairement que la valeur optimale est en dessous de 120/80 mmHg sans prendre en considération les valeurs basses. Les guides d'utilisation qui précisent les valeurs d'une tension artérielle basse, donc inférieure à 90/60 mmHg, ne représentent que 8,70% des capteurs.

Nous avons également analysé les sites web des fabricants. Bien que globalement ils respectent toutes les recommandations des sociétés savantes dans leurs images publicitaires, nous en avons identifiées deux qui ne sont pas en conformité avec ces recommandations.



Dans la première image, la personne se tient mollement en mesurant sa tension artérielle alors qu'elle devrait garder son dos droit. Quant à la deuxième image, elle représente une personne mesurant sa tension artérielle assise sur ses jambes. Cette posture est incorrecte puisque la personne doit garder ses jambes décroisées pendant la mesure.

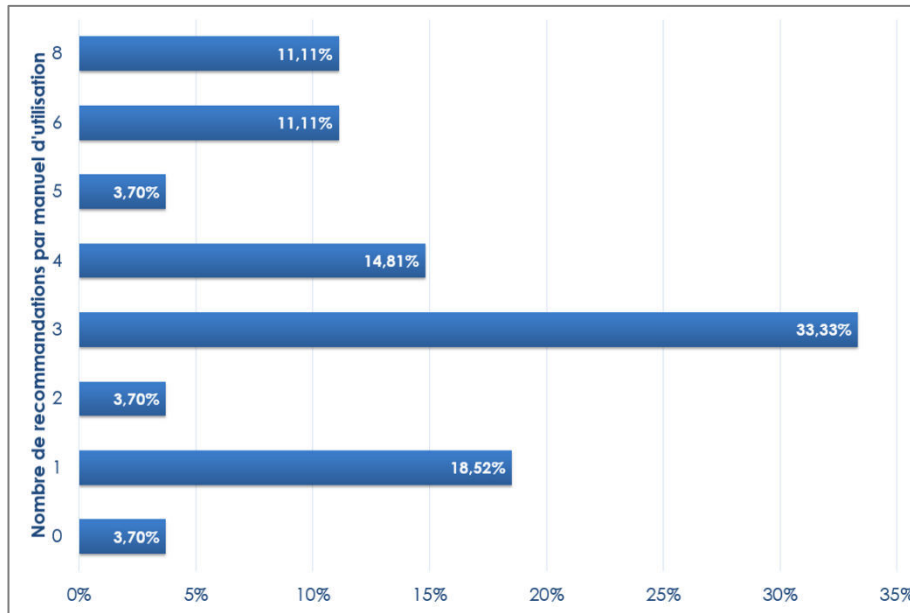


Figure 5.3. Nombre de recommandations sur la mesure de la tension artérielle mentionnées dans les manuels d'utilisation d'un tensiomètre.

#### 5.2.4. Système multimodal

Prendre sa tension artérielle selon les recommandations des sociétés savantes est primordial afin de garantir une validation clinique de la mesure. Toutefois, satisfaire toutes ces conditions peut s'avérer difficile notamment pour les non professionnels de santé. De plus, les capteurs actuels ne permettent pas de s'assurer que la mesure respecte bien les recommandations (Stefan Wagner, Toffegaard, and Bertelsen 2012). Wagner *et al.* (Stefan Wagner, Buus, et al. 2013) ont mené une étude sur 113 patients leur demandant de mesurer leur tension artérielle selon les recommandations internationales. Ces patients ont utilisé un système capable de vérifier si ces recommandations étaient respectées. Les auteurs ont conclu qu'aucun sujet ne les avait pleinement respectées. Avec l'augmentation du nombre de capteurs connectés et leur diversité, il devient possible de surveiller les conditions dans lesquelles une mesure est faite et par conséquent, de vérifier sa validité vis-à-vis des normes internationales. Par conséquent, ces capteurs offrent le potentiel de guider les patients pour effectuer une mesure valide de la tension artérielle.

Dans la suite de cette section, nous déterminons quels sont les capteurs susceptibles d'aider les patients à respecter les recommandations mentionnées dans le Tableau 5.2, puisqu'il s'agit des recommandations les plus répandues. Ensuite, nous discutons de l'implémentation d'un tel système au regard de la situation actuelle du marché.

Tout d'abord, la tension artérielle doit être prise à température ambiante. Il est possible de vérifier cette condition grâce à des capteurs domotiques comme le Fibaro Motion Sensor (Department n.d.) ou à une station météo comme celle de Netatmo ("Netatmo Weather | Weather Station - Rain and Wind Gauge" n.d.). Il s'agit d'un système constitué d'un module intérieur principal combiné à un ou plusieurs modules intérieurs secondaires ainsi qu'un

module extérieur. Le module principal communique par Wi-Fi. D'autre part, la tension artérielle doit être mesurée dans un environnement calme, ce qui est vérifiable grâce à n'importe quel appareil programmable disposant d'un microphone. La troisième recommandation est d'être au repos pendant la mesure et de ne pas effectuer d'activité sportive dans les 30 minutes précédant la mesure. Les montres connectées et les actimètres sont des appareils portatifs intégrant un accéléromètre et donc capables de détecter si les utilisateurs ont pratiqué une activité physique avant la mesure. Parmi ces appareils, nous pouvons citer iHealth Wave (troot n.d.), Fitbit Charge ("Fitbit Charge 2™ Bracelet d'activité avec suivi de la fréquence cardiaque" n.d.) et Apple Watch ("Watch" n.d.). Quant à la condition de ne pas fumer, des boîtes de cigarettes connectées ("Smoking-Stopper Silver" n.d.) ou des cigarettes électroniques ("Enovap | The First Intelligent E-Cigarette" n.d.) peuvent révéler quand l'utilisateur a fumé pour la dernière fois. De plus, Akyazi *et al.* (Akyazi *et al.* 2017) ont développé une application qui tourne sur une montre connectée qui est capable de détecter une action de fumer avec une fiabilité de 96%, à condition que la montre soit portée sur le même bras que celui utilisé pour fumer. Pour la détection de boissons alcoolisées et/ou caféinées, une bouteille connectée peut être utilisée. Les bouteilles connectées sont capables d'analyser leurs contenus afin d'identifier ce que l'utilisateur boit. Jusqu'à récemment, un tel appareil était encore en développement ("Vessyl" 2017). Toutefois, l'entreprise à l'origine de ce produit n'existe plus. Quant à la posture de l'utilisateur, des capteurs comme UpRight Go ("UpRightGo | Posture Training on the Go" n.d.), illustré sur la Figure 5.4, peuvent informer son porteur lorsqu'il ne se tient pas droit. En revanche, actuellement, aucun capteur commercialisé ne permet de détecter si la personne croise ou non les jambes.

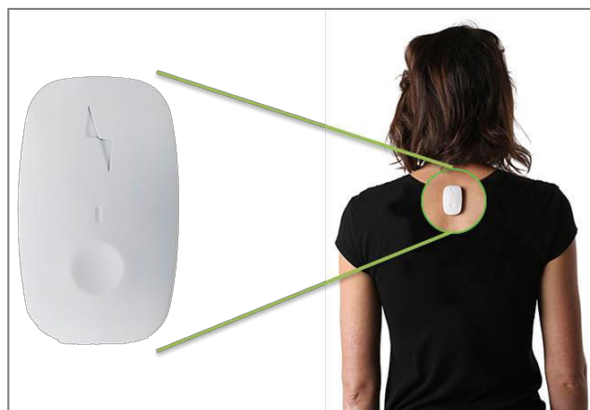


Figure 5.4. Le capteur UpRight Go.

En combinant ces types de capteurs, il devient alors possible de guider l'utilisateur dans la mesure de la tension artérielle tout en se conformant aux recommandations des sociétés savantes. Pour une implémentation pratique d'un tel système, il est important de prendre en considération la situation actuelle du marché. La température peut être mesurée avec des thermostats connectés, qui sont de plus en plus présents dans les foyers ("North America Smart Thermostat Market by Technology 2012-2022 | Statistic" n.d.). L'absence de bruit pendant la mesure peut être vérifiée avec un smartphone ou une tablette. Quant aux capteurs d'activité physique ou actimètres, ils sont largement répandus. Gartner estime que 48,84 millions de bracelets connectés ont été vendus en 2018 ("Gartner Says Worldwide Wearable Device Sales to Grow 17 Percent in 2017" n.d.). Dans le cas des détecteurs de cigarettes, ils sont soit en cours de développement, soit non populaires (moins de 100 téléchargements pour ("Smoking-Stopper Silver" n.d.) sur le Google Play). Concernant les

bouteilles connectées, le fabricant Vessyl a fermé ses usines. Par conséquent, aucun capteur sur le marché ne peut vérifier si l'utilisateur a consommé de l'alcool ou du café avant la mesure. Quant à la détection de la posture de l'utilisateur, l'application smartphone du capteur UpRight Go a été téléchargée plus de 10 000 fois sur le Google Play. Récemment, le fabricant a levé plus d'un million de dollars grâce à une campagne de financement participatif sur le site Kickstarter. Ces éléments laissent penser que les utilisateurs sont prêts à adopter un tel dispositif.

De ce fait, au regard de l'état actuel du marché des capteurs, seuls la température, le bruit, le niveau d'activité physique et la posture peuvent être vérifiés aisément. L'apparition de nouveaux capteurs pourrait permettre de vérifier d'autres conditions pour une meilleure mesure de la tension artérielle.

### 5.2.5. Confidentialité

Dans le domaine de la santé et de la médecine, la confidentialité des données est un élément fondamental pour protéger la vie privée des patients. Avec le nombre croissant d'objets connectés, cette confidentialité lors des soins à domicile, ou plus généralement dans les systèmes de télémonitoring à distance, est devenue un réel challenge. En effet, le nouveau modèle économique de la majorité des fabricants de capteurs connectés est basé sur les données de leurs utilisateurs. Les fabricants privilégient donc la collecte de ces données avant d'autoriser les utilisateurs à les partager avec autrui, comme un médecin ou une infirmière. Par conséquent, la confidentialité ne peut être assurée puisque l'utilisateur ne contrôle pas qui accède à ses données.

L'interopérabilité ouverte, définie dans le chapitre 3, peut être une solution à ce problème. Il s'agit d'utiliser des dispositifs (i) ne nécessitant pas une connexion Internet, et (ii) capables de communiquer leurs données directement sans avoir besoin de passer par le cloud du fabricant. De cette manière, il est possible d'utiliser des capteurs connectés pour de l'auto-mesure sans qu'un tiers ait accès aux données du patient.

Sur les 28 capteurs connectés que nous avons analysés, seulement 4 (14,29%) sont interopérables sans avoir besoin d'une connexion Internet. Bien que ces quatre dispositifs utilisent des protocoles propriétaires, leurs fabricants mettent à la disposition des développeurs les SDK nécessaires pour leur permettre de communiquer directement avec les capteurs. Notons qu'aucun des 28 capteurs n'implémente le protocole standard ISO/IEEE 11073.

Bien évidemment, l'utilisation de capteurs non connectés est le meilleur moyen pour protéger la vie privée d'un patient. Toutefois, ces appareils ne sont pas adaptés pour du monitoring à domicile de par le risque d'erreurs de transcription manuelle évoquées précédemment (Fagard and Cornelissen 2007; Stefan Wagner, Buus, et al. 2013).

### 5.3. Etat de l'art

Différents travaux ont été menés sur le suivi de la tension artérielle à distance, certains utilisant des systèmes multimodaux (Santamore et al. 2008; Kusk et al. 2013; Lindahl et al. 2017) et d'autres non (Boman et al. 2014; Wijsman et al. 2016).

Santamore *et al.* ont développé un système pour monitorer le niveau d'activité physique et la tension artérielle (Santamore et al. 2008). Ils cherchaient à fournir un système adéquat et abordable pour le suivi de l'hypertension dans des zones mal équipées en infrastructure de santé. Les 321 participants de l'étude ont reçu un tensiomètre et un podomètre, le tensiomètre disposant d'une mémoire pour enregistrer les valeurs mesurées. Les données de la tension artérielle n'étaient pas transmises automatiquement puisque chaque patient devait les entrer manuellement sur une plateforme web, en plus du nombre de pas parcourus et le nombre de cigarettes fumées dans la journée. Cette transmission se faisait de

façon hebdomadaire. Une fois les données transmises de façon sécurisée, une équipe médicale les recevait et les vérifiait manuellement afin de s'assurer que les mesures tensionnelles étaient correctes. Durant leurs visites au cabinet médical, les patients apportaient leurs tensiomètres pour que les médecins téléchargeaient les données enregistrées. Celles-ci étaient comparées aux données transmises par les patients eux-mêmes sur Internet. Les auteurs ont conclu que les données transmises étaient similaires aux données enregistrées sur les tensiomètres avec un pourcentage d'erreurs inférieur à 1%, et par conséquent, un système de télémédecine pourrait constituer une méthode abordable pour suivre l'hypertension à distance.

Kusk *et al.* ont proposé un système de télémonitoring intégrant un moteur de règles (Kusk *et al.* 2013). Ils cherchaient à étudier l'acceptabilité d'un système de suivi de la tension artérielle à domicile. Les patients ont été équipés d'un tensiomètre, de deux capteurs de mouvement afin de vérifier que les patients ne bougeaient pas pendant la mesure ainsi que d'un microphone pour vérifier le niveau sonore. Une application smartphone a été développée pour communiquer avec l'ensemble de ces appareils et guider les patients dans la prise d'une tension artérielle en conformité avec les recommandations internationales. Lorsque l'utilisateur démarrait l'application, un compte à rebours d'une durée de 5 minutes commençait. Pendant cette période, l'application vérifiait que le niveau sonore de la pièce restait acceptable et que la personne ne bougeait pas. Après 5 minutes, si les deux conditions précédentes étaient respectées, l'utilisateur pouvait procéder à la mesure de sa tension artérielle. Ce système a été testé par 4 patients pendant 6 jours. Les auteurs ont conclu que les utilisateurs étaient susceptibles d'accepter une plus grande surveillance lors des actes d'auto-mesure.

Boman *et al.* ont mené une étude pour le développement d'un système de télésurveillance de la tension artérielle (Boman *et al.* 2014). Les auteurs cherchaient à déterminer si un tel système pouvait améliorer le contrôle de la tension artérielle. Ils ont utilisé un tensiomètre connecté dont les mesures ont été transmises directement sur Internet. Un total de 132 patients ont été recrutés et ont reçu des instructions de la part d'une infirmière leur expliquant comment ils devaient procéder pour effectuer une mesure de la tension artérielle. L'expérimentation a duré, en fonction des participants, en moyenne 487 jours. Les auteurs ont déterminé que la moyenne de la tension artérielle a diminué de 137/85 à 132/78 mmHg ( $p < 0.001$ ).

Dans (Wijsman *et al.* 2016), Wijsman *et al.* ont conduit une étude pour tester la faisabilité d'un télésuivi de la tension artérielle. L'étude, d'une durée de 6 mois, incluait 151 participants. Au cours de la première semaine, la tension artérielle était mesurée sur 4 jours, puis à un intervalle mensuel ou semi-mensuel. Les participants possédant un smartphone Android étaient équipés d'un tensiomètre connecté (A&D UA-767PBT), alors que ceux ayant un iPhone en avaient un non-connecté (Omron M6W ou M6AC). Ils devaient alors entrer manuellement les valeurs de la tension artérielle dans leurs smartphones. Les participants ont montré une bonne adhésion au système utilisé (jusqu'à 71.4%). Les auteurs en ont conclu que le télémonitoring représentait une façon fiable et prometteuse pour suivre des patients à distance.

Dans un autre travail (Lindahl *et al.* 2017), Lindahl *et al.* ont développé le système ValidAid. Il s'agit d'un système combinant un tensiomètre et une chaise équipée de capteurs de pression permettant de détecter le temps de repos, la posture et la position des jambes (cf. Figure 5.5). L'objectif de l'étude était de déterminer si un système multimodal pouvait aider les patients à mesurer leurs tensions artérielles selon les règles de l'art. Le système a été installé dans une salle d'attente dans un hôpital et a été testé sur 100 femmes enceintes. Les auteurs ont conclu que 93% des participantes se sont senties à l'aise en effectuant une mesure tensionnelle en autonomie, alors que 8% ont préféré une aide humaine lors de la prise de la

tension artérielle. Parmi les participantes, 69% ont gardé leurs jambes décroisées, 35% ont tenu une bonne posture, à savoir le dos droit et les jambes décroisées, et presque toutes se sont reposées de façon adéquate avant d'effectuer une mesure de la tension artérielle.

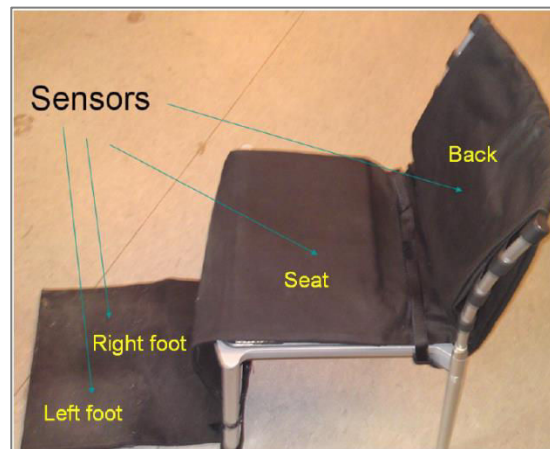


Figure 5.5. La chaise, utilisée dans le système ValidAid, est constituée de capteurs de pression permettant de détecter le temps de repos, la posture et la position des jambes (S. Wagner, Toftegaard, and Bertelsen 2011).

Le Tableau 5.3 récapitule les recommandations internationales prises en compte dans les précédentes études. Nous remarquons qu'aucun ne vérifie l'ensemble des conditions nécessaires à la mesure de la tension artérielle. De plus, dans (Lindahl et al. 2017), la posture de l'utilisateur a été vérifiée avec un matériel de recherche non accessible au grand public.

Tableau 5.3. Respect des recommandations sur la mesure de la tension artérielle par les études scientifiques actuelles.

	Capteurs connectés	Température	Bruit	Repos	Activité physique	Fumer	Boire alcool	Boire café	Dos droit	Jambes décroisées
Santamore 2008 (Santamore et al. 2008)				✓	✓	✓				
Kusk 2013 (Kusk et al. 2013)	✓		✓	✓						
Boman 2014 (Boman et al. 2014)	✓									
Wijsman 2016 (Wijsman et al. 2016)	✓									
Lindahl 2017 (Lindahl et al. 2017)	✓		✓	✓					✓	✓

## 5.4. Méthodes et Matériels

### 5.4.1. Méthodes

Comme cité précédemment, il est important de contextualiser la mesure de la tension artérielle afin de garantir sa validité clinique. Au regard de l'état actuel du marché, nous nous intéressons au suivi des paramètres suivants :

- température ;
- niveau sonore ;
- niveau d'activité physique ;
- fréquence cardiaque ;
- consommation de café et d'alcool ;
- repos pendant la mesure.

Tout d'abord, nous commençons par mesurer la température de la pièce (Figure 5.6 - ①). Selon la norme ISO 7730, le confort thermique se situe dans une plage entre 22°C et 24°C. Toutefois, selon le standard de la société américaine des ingénieurs du chauffage, de la réfrigération et de la climatisation (ASHRAE : *American Society of Heating, Refrigerating and Air-conditioning Engineers*), ASHRAE 55, le confort thermique dépend à la fois de la température et du taux d'humidité (*American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers 2013*). Puisque ce confort est propre à chacun, nous mesurons la température sur 24h afin d'apprendre des habitudes de l'utilisateur. Ensuite nous mesurons le niveau sonore de la pièce (Figure 5.6 - ②) qui doit être inférieur à 70 dB.

Quant au niveau d'activité physique de l'utilisateur (Figure 5.6 - ③), il est déterminé à partir de l'équivalent métabolique (MET : *Metabolic Equivalent of Task*) (Ainsworth et al. 1993). Le MET exprime la perte énergétique du corps par rapport à une activité donnée et est défini ainsi :

$$MET = \frac{\text{Calories brûlées}}{\text{Poids} \times \text{Durée}} \quad (5.1)$$

où *Poids* est le poids de l'utilisateur en kg et *Durée* est la durée de l'activité physique exprimée en heures. Les *calories brûlées* sont exprimées en kilocalories. A titre illustratif, le Tableau 5.4 donne l'équivalent métabolique de certaines activités physiques. Les recommandations internationales préconisent de mesurer la tension artérielle en absence d'activité sportive. Puisque le collège américain pour la médecine du sport considère que les activités légères ont un MET inférieur à 3 (Haskell et al. 2007), nous avons choisi de considérer ce seuil comme indicateur pour déterminer si l'utilisateur a pratiqué une activité sportive.

Tableau 5.4. Exemples de valeurs de MET pour plusieurs types d'activité physique (Haskell et al. 2007).

Activité physique	MET
S'asseoir	1,5
Marcher lentement	2
Marcher dynamiquement	5
Faire du vélo	6
Passer l'aspirateur	3 à 3,5
Faire du basketball	8
Nager	8 à 11

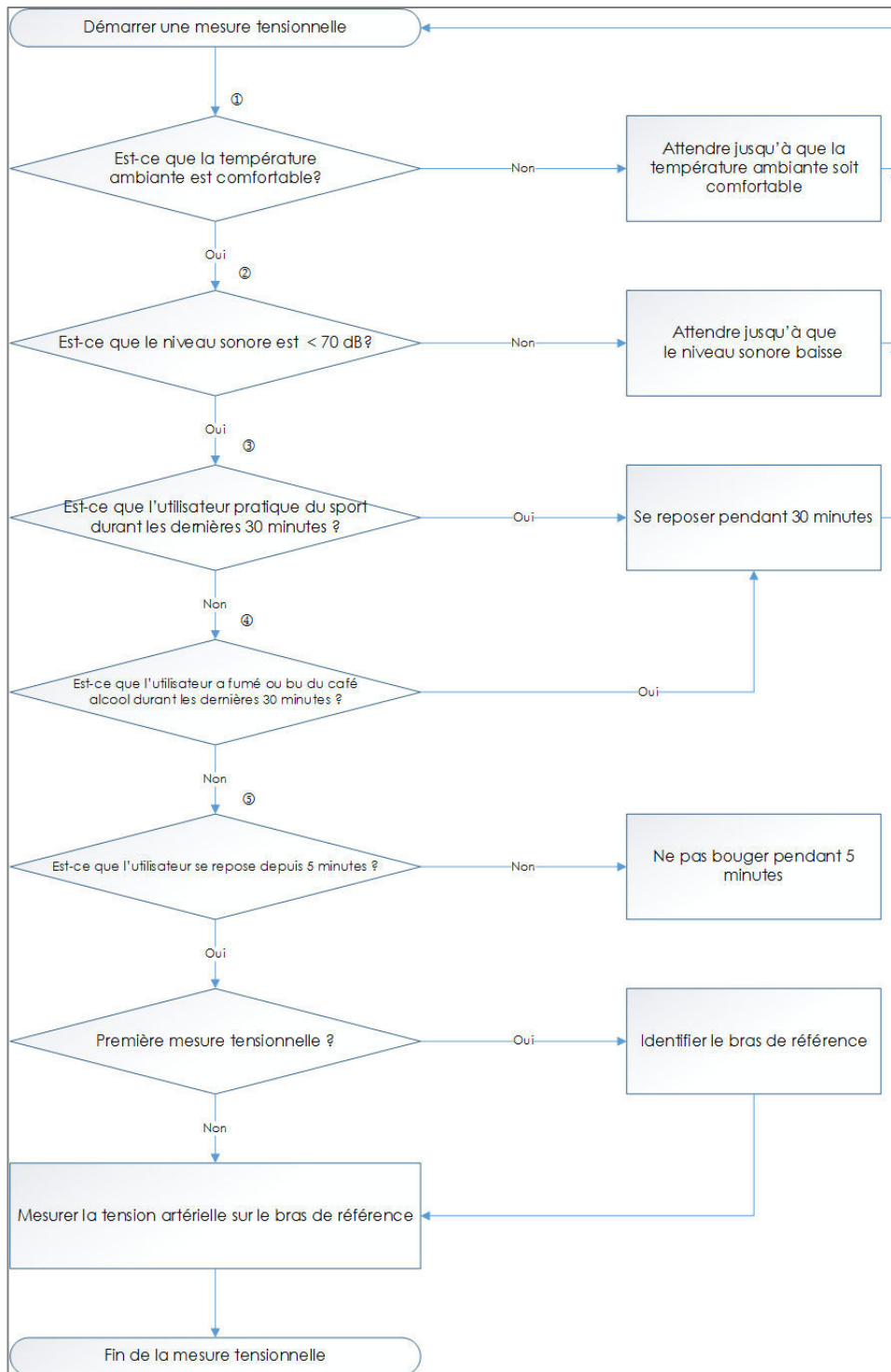


Figure 5.6. Organigramme décrivant les règles selon lesquelles la tension artérielle est mesurée.

Les calories brûlées sont la somme du métabolisme de base, BMR (*Basal Metabolic Rate*), et des dépenses énergétiques actives, AEE (*Active Energy Expenditure*), sur une période donnée. BMR reflète l'énergie que le corps brûle sans bouger via son métabolisme alors qu'AEE représente les calories brûlées par l'activité physique de l'utilisateur sans prendre en compte le métabolisme de base. Par conséquent, dans (5.2) les calories brûlées peuvent être exprimées ainsi :

$$\text{Calories brûlées} = AEE + BMR \times \text{Duré de l'activité} \quad (5.2)$$

Mesurer les dépenses énergétiques actives peut se faire facilement grâce aux actimètres portés par les utilisateurs alors que quantifier le métabolisme de base nécessite des conditions contrôlées comme la vitesse de l'utilisateur ou sa consommation en oxygène. Toutefois, pour un usage simplifié, le métabolisme de base peut être estimé grâce à des formules comme celle de Harris-Benedict (Henry 2005) :

$$BMR_{\text{Homme}} = 66.473 + 13.7516W + 5.0033S - 6.775A \quad (5.3)$$

$$BMR_{\text{Femme}} = 665.0955 + 9.5634W + 1.8496S - 4.6756A \quad (5.4)$$

où  $BMR$  est exprimé en kilocalories,  $W$  est le poids en kg,  $S$  la taille en cm et  $A$  l'âge en années.

Après la mesure du niveau d'activité physique de l'utilisateur, il lui est demandé s'il a fumé ou bu de l'alcool ou du café au cours des 30 minutes qui précèdent la mesure (Figure 5.6 - ④). Ensuite, sa fréquence cardiaque est vérifiée pour s'assurer qu'il est au repos (Figure 5.6 - ⑤). L'objectif de cette étape est de s'assurer que l'utilisateur respecte bien les 5 minutes de repos nécessaires avant la mesure, l'absence d'activité sportive sur les 30 dernières minutes étant vérifiée à partir de l'actimètre. La fréquence cardiaque de repos ( $RHR$  : *Resting Heart Rate*) varie selon les individus. Il est donc nécessaire de déterminer cette référence lors de la première utilisation du système de suivi. Pour ce faire, il est demandé à l'utilisateur de mesurer sa fréquence cardiaque pendant :

- 5 minutes de repos ;
- 5 minutes de marche dynamique (activité).

Ce protocole n'est effectué qu'une seule fois, au moment où l'usager utilise la solution de monitoring de l'hypertension pour la première fois. Afin de vérifier qu'il est bien respecté, il est recommandé de l'effectuer en présence d'un professionnel de santé. La fréquence cardiaque au repos doit être entre 60 et 100 battements par minute (bpm), alors que celle de la marche doit être supérieure à 100 bpm (Solan 2016; American Heart Association 2016a). Cet enregistrement, qui est utilisé comme référence pour la suite, est effectué avec un oxymètre. A chaque mesure de la tension artérielle, la fréquence cardiaque mesurée est comparée aux deux moyennes de référence (repos et activité) qui ont été déterminées par le protocole précédent :

$$\overline{RR} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n RR_i \quad (5.5)$$

L'utilisateur est considéré au repos si la différence entre sa fréquence cardiaque mesurée et sa référence de repos est inférieure à la différence entre sa fréquence cardiaque mesurée et sa référence d'activité.

La fréquence cardiaque est mesurée sur une durée de 5 minutes alors que les autres paramètres le sont sur 30 minutes. Lorsque l'ensemble des conditions sont réunies, la tension artérielle peut être mesurée. Elle doit l'être sur le bras de référence, celui présentant la tension systolique la plus élevée (Clark et al. 2012).

#### 5.4.2. Matériels

Le choix des capteurs à utiliser s'est fait en fonction de leur catégorie (médical ou bien-être), ainsi que de leur interopérabilité. Lorsque c'est possible, un dispositif médical est privilégié, et une communication en Bluetooth avec le capteur est préférée à une communication sur Internet. En effet, en privilégiant un dispositif ouvertement interopérable, nous pouvons obtenir une donnée en temps réel du capteur sans forcément avoir besoin d'une connexion Internet, alors que, généralement, les capteurs communiquant sur Internet ne garantissent



pas une donnée mesurée en temps réel. De plus, la vie privée de l'utilisateur est préservée puisque les données sont traitées localement sans passer par un quelconque serveur ou cloud.

La température de la pièce ainsi que le niveau sonore sont mesurés grâce à la station météo de Netatmo, décrite en section 5.2.4. L'appareil mesure la température, le taux d'humidité, le niveau du dioxyde de carbone (CO2) et le niveau sonore. Il renvoie automatiquement les mesures toutes les 10 minutes, ou instantanément sur commande manuelle.

Le niveau d'activité physique est mesuré avec l'actimètre iHealth AM3S. Il peut donner le nombre de pas, les dépenses énergétiques actives ainsi que le statut de sommeil (éveillé ou endormi). Par conséquent, il doit être porté en permanence. Le capteur peut renvoyer ces valeurs en temps réel mais également l'historique de mesures depuis la dernière synchronisation du capteur avec un smartphone. Ceci garantit un suivi continu de l'activité physique de l'utilisateur tout au long de la journée. L'historique est enregistré à une fréquence de 5 minutes. Le nombre de pas et les dépenses énergétiques actives sont mesurés de façon cumulative sur 24 heures. Pour obtenir ces valeurs sur 30 minutes, comme recommandé par les sociétés savantes, la différence de valeur est calculée entre l'instant  $t$  et l'instant  $t-30$  à partir des mesures enregistrées par l'actimètre. Le poids est mesuré avec la balance A&D UC-355 PBT-Ci.

Concernant la fréquence cardiaque, elle est mesurée grâce à l'oxymètre PO3M. Il s'agit d'un dispositif médical capable de mesurer deux types de valeurs : la fréquence cardiaque (en bpm) et la saturation du sang en oxygène (en %). Ce capteur permet aux développeurs d'accéder, en plus de ces deux valeurs, à l'onde de pouls. Celle-ci peut servir à la reconstruction du photopléthysmogramme (PPG) (O'Rourke, Pauca, and Jiang 2001). Il s'agit d'un signal comprenant à la fois une composante respiratoire et une composante cardiaque (Nakajima, Tamura, and Miike 1996). La Figure 5.7 montre un PPG après sa reconstruction à partir des ondes de pouls mesurées. Afin de déterminer quelle valeur est la plus précise, nous avons comparé à un électrocardiogramme (ECG) la fréquence cardiaque calculée à partir du PPG et celle donnée directement par le capteur. La comparaison a été effectuée avec le coefficient de corrélation de Pearson ( $R$ ) calculé de la façon suivante. Soit  $x_i, i = 1 \dots n$ , la fréquence cardiaque donnée par l'ECG, et  $y_i, i = 1 \dots n$ , la fréquence cardiaque, soit calculée à partir du PPG, soit donnée directement par l'oxymètre, le coefficient  $R$  s'écrit :

$$R = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}} \quad (5.6)$$

où  $n$  est le nombre d'échantillons des deux signaux  $x$  et  $y$  et  $\bar{\phantom{x}}$  représente la moyenne.

La Figure 5.8 montre la fréquence cardiaque enregistrée simultanément depuis un ECG, un PPG et directement par l'oxymètre. Nous constatons que la fréquence cardiaque calculée à partir du photopléthysmogramme présente une corrélation plus forte avec celle calculée à partir de l'ECG en comparaison à la fréquence cardiaque donnée directement par l'oxymètre ( $R = 0,9202$  et  $R = 0,6951$  respectivement). De plus, cette dernière présente approximativement un décalage de 11 secondes par rapport à la fréquence cardiaque de l'ECG, contrairement au PPG qui ne présente aucun décalage. Ce décalage est probablement dû au lissage appliqué par l'appareil. Par conséquent, nous avons choisi d'utiliser le signal PPG pour calculer la fréquence cardiaque.

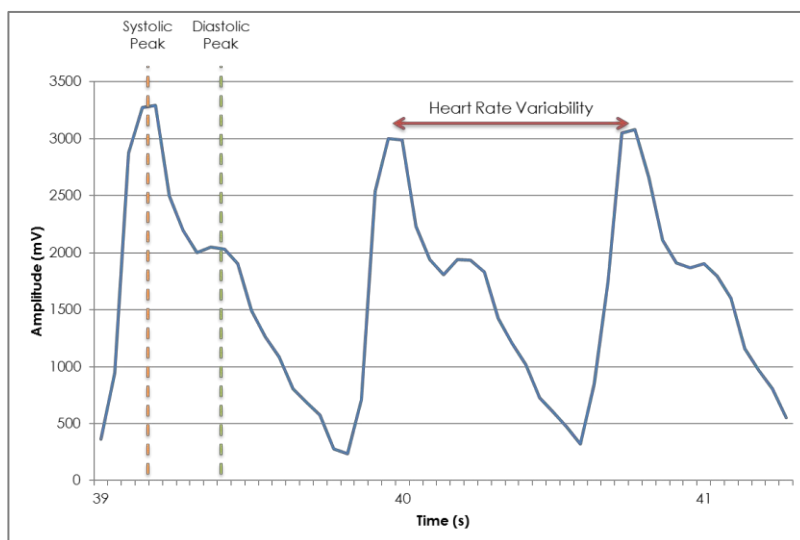


Figure 5.7. Exemple d'un photopléthysmogramme mesuré avec l'oxymètre iHealth PO3M.

Quant à la tension artérielle, elle est mesurée avec le tensiomètre de bras iHealth BP5. Il s'agit d'un dispositif médical qui mesure (i) la tension artérielle systolique, (ii) la tension artérielle diastolique et (iii) la fréquence cardiaque. Contrairement à un oxymètre, un tensiomètre ne peut pas enregistrer la fréquence cardiaque de manière continue. C'est la raison pour laquelle nous avons privilégié l'oxymètre pour cette mesure. Nous avons choisi d'utiliser un tensiomètre de bras et non un tensiomètre de poignet conformément aux recommandations des sociétés savantes (Mancia et al. 2013). En effet, un tensiomètre de poignet est susceptible de surestimer la mesure de la tension artérielle (Palatini et al. 2004). Quant aux paramètres non mesurables actuellement avec des capteurs, nous avons choisi de poser des questions « oui/non ». C'est le cas pour vérifier que l'utilisateur n'a pas fumé avant la mesure, ou s'il n'a pas pris de café ou d'alcool.

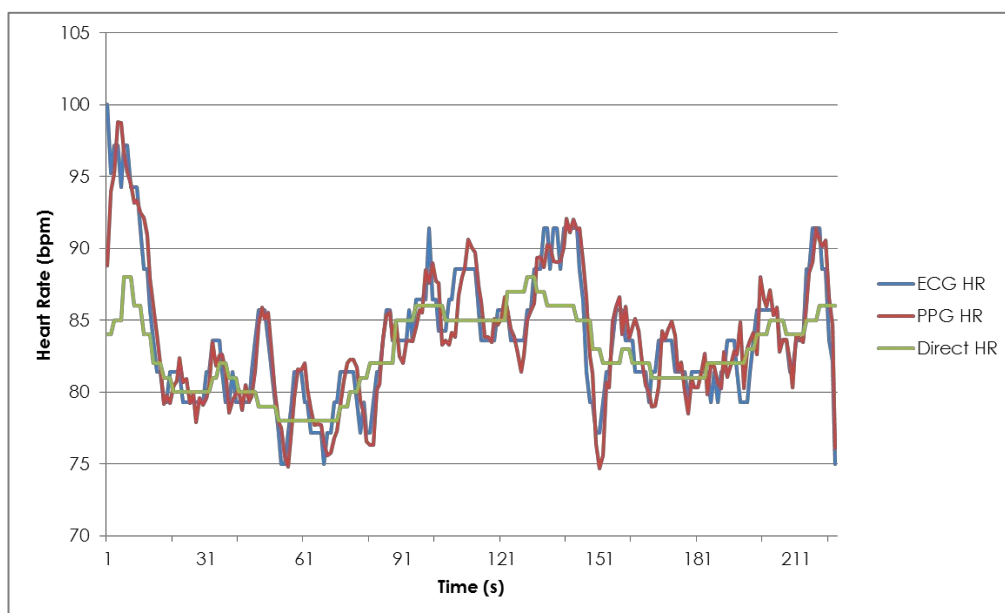


Figure 5.8. Comparaison des fréquences cardiaques (mesurées en bpm) calculées à partir de l'ECG en bleu, du PPG en rouge, obtenues directement par l'oxymètre en vert.

## 5.5. Résultats

Nombreuses sont les études qui ont démontré l'intérêt d'un suivi de la tension artérielle à domicile, notamment pour surveiller et traiter l'hypertension, l'effet le plus notable étant une baisse de la tension artérielle (AbuDagga, Resnick, and Alwan 2010). Ce suivi permet au patient de s'approprier sa maladie en devenant acteur de sa propre santé. Ces études reprennent souvent la transmission des mesures tensionnelles depuis le domicile du patient vers un professionnel de santé. Ces mesures sont effectuées avec un tensiomètre, qu'il soit connecté ou non. Au regard de notre étude, nous avons choisi de nous intéresser à l'utilisabilité et l'acceptabilité d'un système multi-capteurs. Pour cela, nous avons développé une application Android sous Java implémentant l'algorithme détaillé sur la Figure 5.6. Nous avons utilisé le SDK fourni par iHealth pour communiquer avec ses capteurs. Les développements effectués dans le chapitre 3 et 4 utilisaient une version du SDK qui était accessible sur le site Github. Depuis, un partenariat a été conclu avec iHealth nous donnant accès à la dernière version du SDK. Par conséquent, nous avons privilégié l'utilisation des capteurs iHealth.

Du fait de contraintes économiques et de temps, nous avons dû modifier les conditions d'expérimentation par rapport au développement initial. La solution développée pour l'expérimentation n'utilisait pas de capteur de température. Toutefois, l'expérimentation s'étant déroulée entre les mois d'août et de septembre, la météo a permis de respecter la condition de la température naturellement. Nous avons également dû remplacer le tensiomètre iHealth BP5 par un modèle moins coûteux, iHealth KN-550BT. Les deux capteurs sont des tensiomètres de bras mais le dernier n'est pas capable d'établir une connexion continue avec un appareil Android. Par conséquent, l'utilisateur pouvait activer le dispositif sans que le système de monitoring puisse l'en empêcher. De plus, pour transmettre les données mesurées depuis le tensiomètre, l'utilisateur devait activer manuellement l'envoi des mesures, le dispositif ne les transmettant pas automatiquement après la mesure. Nous avons également remplacé la balance A&D par un modèle plus abordable, l'iHealth H2S, qui diffère de la première par son mode de fonctionnement. En effet, si l'on utilise la balance A&D, celle-ci établit une connexion automatique avec la tablette Android et la mesure est transmise dès qu'elle est disponible. A contrario, pour récupérer le poids mesuré avec la balance iHealth, l'utilisateur doit établir la connexion manuellement depuis la tablette.

Au total, huit participants ont été recrutés dont la moitié étaient des patients hypertendus (moyenne d'âge  $55,88 \pm 17,72$  ans, 22,22% hommes, 33,33% à la retraite). La durée de l'expérimentation était de quatre semaines. Chaque participant était équipé d'une tablette Android (Samsung Galaxy Tab A 2016), d'une balance iHealth H2S, d'un actimètre iHealth AM4, d'un oxymètre iHealth PO3M et d'un tensiomètre iHealth KN-550BT. Il devait prendre sa tension artérielle pendant trois jours successifs par semaine dont un jour férié, et ce le matin (après le réveil) et le soir (avant de se coucher). A chaque phase de mesure, que nous appelons session de mesure, le tensiomètre devait être utilisé trois fois, à une minute d'intervalle entre deux mesures, les autres capteurs ne devant l'être qu'une seule fois ce qui conduit à 6 mesures par session. Chaque participant devait donc totaliser 24 sessions de mesures à la fin de l'expérimentation soit l'équivalent de 144 mesures (6 mesures par jour x 2 fois par jour x 3 jours par semaine x 4 semaines). Lors de la remise des capteurs, les participants ont reçu une brochure (cf. Annexe C) leur expliquant les conditions dans lesquelles une mesure tensionnelle doit être effectuée. A la fin de l'expérimentation, les participants ont répondu à un questionnaire destiné à évaluer l'acceptabilité de la solution fournie. Ce questionnaire comprenait des questions basées sur l'échelle de Liekert (Liekert Scale : LS-2.2) définie de la façon suivante :

-2 : tout à fait en désaccord,

-1 : en désaccord,

0 : ni en accord ni en désaccord,

1 : en accord,

2 : tout à fait en accord.

Sur l'ensemble des participants, 75% possédaient un smartphone, 37,5% possédaient une tablette, 37,5% possédaient les deux. Ceux ayant un smartphone étaient généralement à l'aise avec son utilisation (LS-2.2 :  $0,5 \pm 1,38$ ). Finalement, seules les données de quatre individus se sont avérées exploitables, les autres participants ayant abandonné le système dès la première semaine (3 d'entre eux), ou n'ayant pas utilisé correctement les capteurs conduisant ainsi à une perte des mesures (1 participant). Sur les quatre participants retenus, deux étaient des patients hypertendus et deux étaient des sujets normotensifs (ne présentant pas de pathologie de tension). Nous considérons par la suite comme jours de mesure ceux au cours desquels le tensiomètre a été utilisé.

Seul un sujet, normotensif, a correctement respecté l'ensemble du protocole, à savoir (i) mesuré sa tension artérielle trois jours par semaine dont un jour férié, (ii) pris trois mesures le matin et trois mesures le soir, (iii) utilisé l'ensemble des capteurs fournis, (iv) effectué les mesures pendant quatre semaines soit l'équivalent de douze jours de mesures. Ce même participant présentait une tension artérielle moyenne de 117,23 / 73,26 mmHg le matin et de 120,92 / 72,62 mmHg le soir. Concernant les mesures du matin, seules 38,46% des mesures étaient effectuées au repos, alors que ce chiffre est monté à 84,62% pour les mesures du soir. Comme précisé précédemment, ce participant a utilisé les quatre capteurs pour effectuer ses 24 sessions de mesures.

Le deuxième participant normotensif a pris sa tension artérielle pendant 20 jours successifs (pour un minimum de 12 jours attendus). Sa tension artérielle moyenne était de 122,4 / 80,63 mmHg le matin et de 112 / 76,72 mmHg le soir. S'il a totalisé un ensemble de 40 sessions de mesures (au lieu de 24), celles-ci se sont malheureusement avérées incomplètes, puisqu'il ne s'est pas servi des quatre capteurs à chaque session. En effet, il a utilisé l'actimètre pendant 47,61% des sessions et la balance pendant seulement 28,57%. L'oxymètre et le tensiomètre ont été utilisés à chaque session nous permettant de conclure que l'ensemble des mesures ont été effectuées au repos.

Quant au troisième participant, un sujet hypertendu, il a effectué 22 jours de mesures non successifs. Sa tension artérielle moyenne était de 130,23 / 86,59 mmHg le matin et de 119,52 / 74,30 mmHg le soir. Il totalise 31 sessions de mesures incomplètes dont 22 sessions le matin, et 9 sessions le soir. Il s'est très peu servi de l'actimètre (9,09%) et de la balance (27,27%), contrairement au tensiomètre et à l'oxymètre qui ont été utilisés à chaque session. Près de 18% des mesures prises le matin ont été enregistrées alors que la personne n'était pas au repos, un chiffre qui tombe à seulement 4,5% pour les mesures du soir.

Le quatrième participant, également un sujet hypertendu, a effectué 22 jours de mesures. Sa tension artérielle moyenne était de 142,73 / 86,24 mmHg le matin et de 137,52 / 81,88 mmHg le soir. Il totalise 39 sessions de mesures incomplètes dont 21 effectuées le matin. Contrairement au tensiomètre et à l'oxymètre qui ont servi à chaque session, l'actimètre et la balance n'ont servi qu'à la moitié des sessions (50% et 59,09% respectivement). Un tiers des mesures du matin ont été effectuées sans que le sujet n'ait été au repos, un chiffre qui baisse dans le cas des sessions du soir pour atteindre 13,64%.

En synthèse, les quatre participants ont effectué en moyenne 19 jours de mesure avec 5,4 mesures tensionnelles par jour (sur six mesures : trois le matin, trois le soir). Si le tensiomètre et l'oxymètre ont été utilisés à chaque session (même si la prise de tension n'a pas été réalisée 3 fois par session) par tous les participants, ce n'est pas le cas de l'actimètre et de la balance.

Tableau 5.5. Tensions artérielles moyennes des participants.

	Matin (TAS/TAD mmHg)	Soir (TAS/TAD mmHg)
Participants hypertendus (n=2)	136,47 / 86,41	128,51 / 78,09
Participants normotensifs (n=2)	119,82 / 76,95	116,46 / 74,67

Sur un total de 134 sessions de mesure, 35,14% ont été effectuées alors que la personne n'était pas au repos. Les participants sont souvent mieux reposés le soir avec seulement 8,39% de mesures non conformes aux recommandations des sociétés savantes. Le Tableau 5.5 détaille la tension artérielle moyenne des participants en fonction du moment de la prise de mesure, à savoir le matin ou le soir. Nous remarquons que celle des individus hypertendus est plus élevée le matin que le soir, contrairement à celle des participants normotensifs. Ceci est dû au traitement contre l'hypertension. En effet, les participants prennent leurs médicaments le matin lors de leur petit-déjeuner et donc l'effet s'estompe au bout de 24 heures, ce qui explique que la tension artérielle est plus basse le soir, due à l'effet du médicament.

Sur l'ensemble des mesures tensionnelles, 32,04% représentaient une tension artérielle normale, telle que définie dans le Tableau 5.1, 47,10% représentaient des mesures tensionnelles de préhypertension, le reste appartenant aux différents niveaux d'hypertension. Les Figure 5.9 et Figure 5.10 montrent ces données tensionnelles (systolique et diastolique, respectivement) au cours du temps pour les quatre sujets. L'ensemble des données de tension artérielle, d'activité physique, de poids et de fréquence cardiaque ont été relevées dans 35,90% des mesures. Au démarrage de l'expérimentation, il a été demandé aux participants d'effectuer leurs mesures de tension en respectant une minute d'intervalle entre deux mesures successives. Après analyse, il s'est avéré que ce temps était effectivement respecté, le temps moyen observé entre deux mesures étant de 2'06".

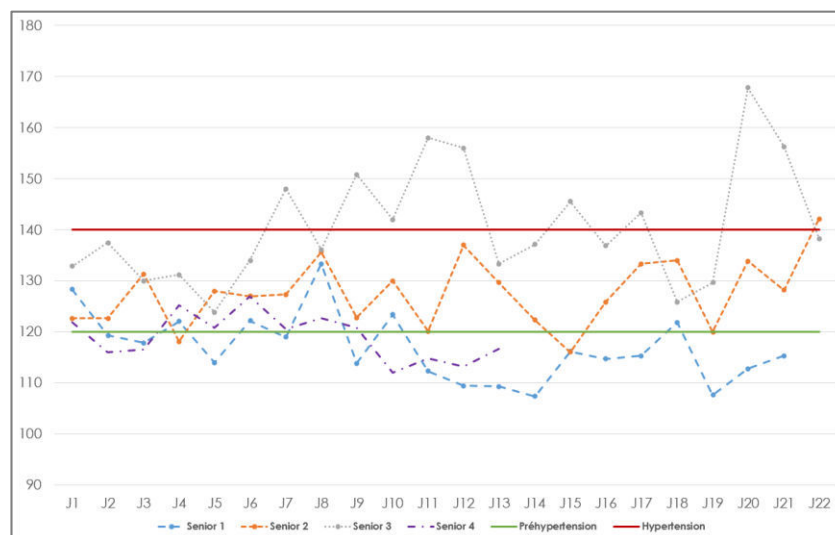


Figure 5.9. Comparaison de la tension artérielle systolique de quatre participants.

Malgré avoir expliqué aux participants les bonnes conditions pour effectuer une mesure tensionnelle avant le début de l'expérimentation et la distribution d'une brochure avec toutes les instructions, ils étaient incapables de les énumérer en totalité à la fin de l'étude. En

effet, seul le repos avant une mesure et la position assise ont été cités. Globalement, les utilisateurs ont été satisfaits du système et ont trouvé nécessaire d'être guidés dans la prise d'une mesure de la tension artérielle (LS-2;2 :  $1,25 \pm 1,04$ ). Toutefois, aucun participant ne serait prêt à investir dans un tel système (LS-2;2 :  $-0,38 \pm 1,69$ ). Quant à l'utilisation des capteurs, la balance est le capteur le plus simple à utiliser (LS-2;2 :  $1 \pm 1,41$ ), suivi par l'oxymètre (LS-2;2 :  $-0,13 \pm 1,64$ ) et le tensiomètre (LS-2;2 :  $-0,13 \pm 1,81$ ). L'actimètre vient en dernier (LS-2;2 :  $-0,25 \pm 1,75$ ).

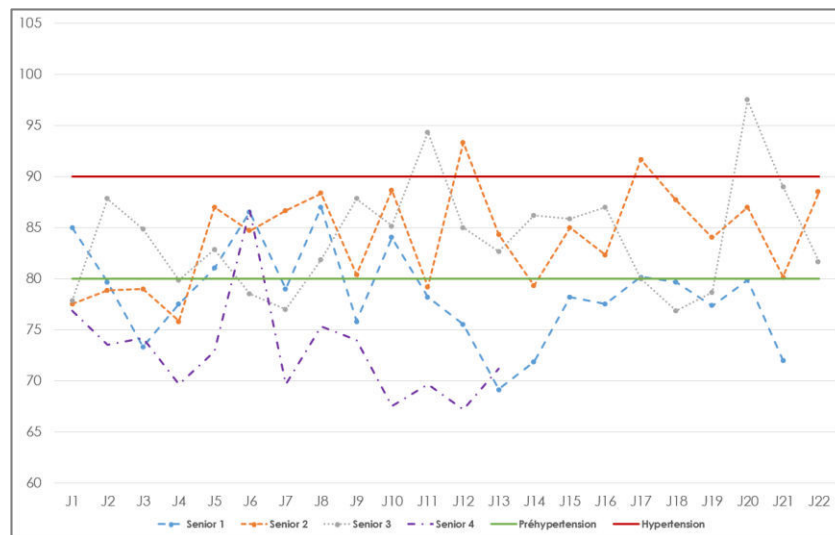


Figure 5.10. Comparaison de la tension artérielle diastolique de quatre participants.

## 5.6. Discussion

Malgré le nombre limité des participants, l'expérimentation menée a mis en lumière plusieurs éléments à considérer dans un système de monitoring. Le premier concerne les conditions dans lesquelles la tension artérielle doit être enregistrée. Bien qu'ils aient tous précisé que la tension artérielle doit être mesurée au repos, un tiers des sessions de mesures ne respectaient pas cette condition. De plus, aucun des participants n'a pu énumérer l'ensemble des règles à respecter, et ce malgré la distribution d'une brochure avec ces indications. Ceci montre l'intérêt d'utiliser un ensemble de capteurs capables d'indiquer à l'utilisateur s'il respecte bien ces conditions. Cependant, la multiplication des capteurs est un frein à l'acceptabilité et à l'appropriation du système par les usagers. En effet, aucun des participants de l'étude n'était prêt à investir dans un système multi-capteurs. Deux raisons principales ont été avancées, la première était le coût d'un tel système, la seconde était l'obligation de prendre de multiples mesures, ce qui reste contraignant. Une façon d'y remédier est le monitoring passif au cours duquel un capteur effectue des mesures à intervalles réguliers, ou en continu, sans demander une quelconque action à l'utilisateur. Une autre solution serait d'utiliser un seul capteur pour effectuer l'ensemble des mesures comme le propose Blocks (cf. Figure 5.11) (Inc n.d.). Il s'agit d'une montre dont le bracelet peut intégrer des capteurs, appelés modules, chacun ayant une fonction spécifique (mesurer la température, la pollution de l'air, la fréquence cardiaque, ...). En effectuant un monitoring en continu, la montre pourrait alerter son porteur du moment adéquat pour effectuer une mesure de la tension artérielle, à savoir lorsque toutes les bonnes conditions sont réunies. A l'heure actuelle, seuls six modules sont disponibles à la vente (module pour mesurer la température, module pour mesurer la fréquence cardiaque, module lampe de poche, module avec un bouton physique intégré, module GPS, module batterie).

Un autre point à prendre en considération est le choix des capteurs. Il ne suffit pas d'être interopérable, pour pouvoir être utilisé dans un système de monitoring, voire de télémonitoring. La transmission des mesures doit se faire automatiquement à la tablette sans que l'utilisateur n'ait à effectuer une ou plusieurs manipulations supplémentaires du capteur. Celui-ci doit également être ergonomique. En effet, trois participants ne se sont pas appropriés l'actimètre pour plusieurs raisons. Tout d'abord, pour afficher l'heure sur l'écran, le fabricant donne l'indice suivant : « Levez le poignet au-dessus de votre taille ou déclipsez le bracelet pour activer l'écran. Appuyez ou tournez votre poignet pour naviguer ». Or, cette instruction ne fonctionnait pas toujours. De plus, ces trois participants ont rapporté avoir l'impression que le capteur ne comptabilise pas l'ensemble de leurs activités, notamment en terme de nombre de pas. Ce sentiment de dysfonctionnement du capteur pourrait expliquer pourquoi l'un des participants ne l'a utilisé que pendant deux jours.

Dans la section 5.2.4, nous avons pu déterminer qu'avec l'état actuel du marché des capteurs, la posture peut être vérifiée. Lorsque nous avons analysé les capteurs capables de détecter la posture, aucun d'eux n'était ouvertement interopérable. De ce fait, intégrer un capteur fermé dans une solution de monitoring obligerait l'usager à utiliser deux applications sur la tablette rendant ainsi le suivi davantage contraignant. Une autre limite liée à l'utilisation de capteurs fermés est que le système de monitoring ne pourra pas accéder aux données de ces capteurs et, par conséquent, vérifier que la posture est bien respectée.

Notre étude pilote présente plusieurs limites. Lorsqu'un logiciel utilise des données provenant de dispositifs médicaux, et donc considéré comme données médicales, il doit être certifié comme logiciel médical pour pouvoir restituer une analyse de ces données à l'utilisateur. Faute d'avoir cette certification, le logiciel développé ne permettait pas aux participants de suivre la progression de leur tension artérielle. Il ne délivrait pas non plus de notifications pour les sensibiliser aux conditions de mesures non respectées et donc mieux les guider. Ce point aurait pu influencer le jugement des participants concernant le système de monitoring. De plus, le faible nombre d'individus n'était pas suffisant pour affirmer ou contester les différents détails que nous avons mentionnés. Il dégage néanmoins des points à considérer pour le développement d'un éventuel produit de suivi de pathologies.



Figure 5.11. Illustration de la montre Blocks ainsi que plusieurs de ses modules.

## 5.7. Conclusion

Ce travail a consisté à développer un système multimodal utilisant des capteurs grand public et considérant l'état actuel du marché des capteurs. Il offre aux utilisateurs un outil pour les guider dans la mesure de la tension artérielle selon les recommandations des sociétés savantes. Cependant, la multitude des capteurs est un frein à la généralisation de tels systèmes à la fois d'un point économique et ergonomique. Il est donc nécessaire de réduire le nombre de capteurs à utiliser, voire de les combiner dans un seul, d'une part, et de privilégier des dispositifs capables d'effectuer des mesures passives sans l'intervention de l'utilisateur d'autre part. La montre Blocks qui peut intégrer différents types de capteurs pourrait être une solution intéressante. Il faut néanmoins étudier la fiabilité intrinsèque de ce dispositif avant une éventuelle utilisation.





## Chapitre 6 – Système de télésuivi



## 6.1. Introduction

Notre objectif est de pouvoir effectuer un suivi de l'état de santé à distance dans un contexte de maintien à domicile, ce qui implique la transmission de la donnée mesurée du domicile du senior au médecin et/ou l'équipe soignante. Dans le chapitre 3, nous avons détaillé de quelle manière une mesure peut être récupérée depuis le capteur utilisé. Dans le chapitre 4, nous avons pu voir qu'il est possible d'améliorer une prise de mesure tensionnelle en guidant l'utilisateur dans l'utilisation du capteur. Cette amélioration peut également avoir lieu en monitorant le contexte de mesure comme nous l'avons détaillé dans le chapitre 5, ce qui permet de déterminer la validité clinique de la donnée. Dans ce chapitre, nous présentons le système de télésuivi à proprement parler qui nous conduira tout naturellement à la question de la protection des données que nous abordons sous l'angle du Règlement Général sur la Protection des Données (RGPD), nouveau règlement européen qui encadre la collecte et l'utilisation des données personnelles. Nous explorons également les différentes interfaces alternatives du système de télésuivi susceptibles de remplacer l'écran tactile du smartphone ou de la tablette.

## 6.2. Système de télésuivi

### 6.2.1. Concept général

Un système de télésuivi est composé de quatre éléments essentiels illustrés sur la Figure 6.1, décrits ci-dessous :

- une interface permettant à l'utilisateur d'interagir avec le système. Celle-ci peut être graphique, vocale ou tactile. Elle permet à l'utilisateur d'effectuer des actions, de consulter ses données ou d'en enregistrer ;
- des capteurs, portatifs ou non, qui mesurent des paramètres physiologiques et/ou environnementaux ;
- une passerelle qui communique à la fois avec les capteurs pour récupérer les données, avec le serveur distant à qui il va les transmettre pour stockage et avec l'interface pour que l'utilisateur puisse interagir avec le système. Très souvent, l'interface et la passerelle constituent un seul appareil ;
- le serveur, appelé communément « cloud ». Il s'agit d'ordinateurs qui vont recevoir les données mesurées depuis la passerelle à travers Internet pour les stocker et éventuellement les analyser et les distribuer aux personnes concernées.

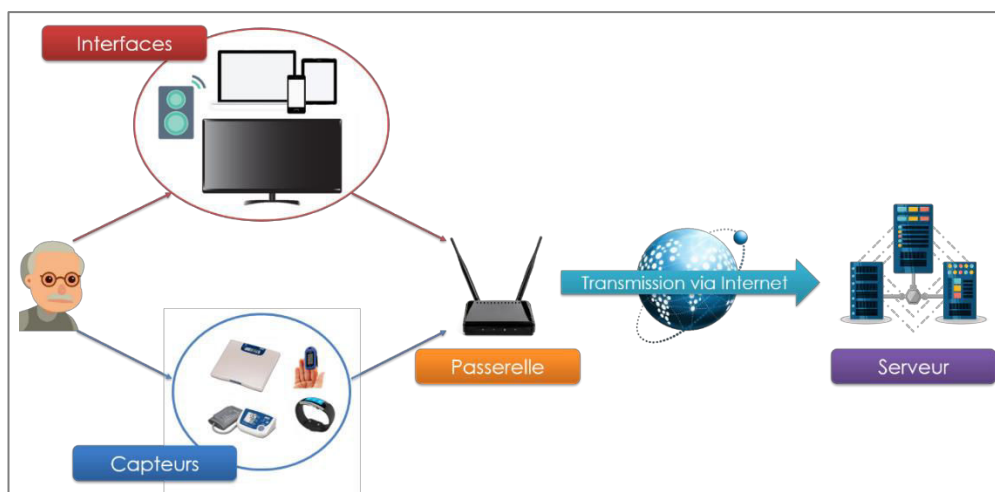


Figure 6.1. Architecture d'un système de télésuivi.

### 6.2.2. Description

Le système de télésuivi que nous avons développé (cf. Figure 6.2) est constitué d'une tablette Android qui communique avec les capteurs de santé pour récupérer les mesures du senior avant de les transmettre à un serveur distant. Comme précisé dans le chapitre 3, la réglementation française demande à ce que les données médicales soient hébergées par un hébergeur agréé de données de santé à caractère personnel. AZNetwork étant agréé depuis 2013, nous avons utilisé le serveur mis à notre disposition pour l'hébergement des données de santé. Quant au système d'acquisition et de transmission, nous avons choisi d'utiliser une tablette Android comme passerelle et interface principale pour plusieurs raisons. La tablette possède une interface plus grande qu'un smartphone, offrant ainsi une meilleure ergonomie aux personnes âgées pour interagir avec l'application proposée.



Figure 6.2. Fonctionnement du système de télésuivi développé.

Le choix du système d'exploitation s'est porté sur Android parce qu'il s'agit du système dominant sur le marché des tablettes (cf. Figure 6.3). De plus, Android étant un système open-source, il est possible de le modifier en fonction de l'évolution du système de télésuivi. Ajoutons que, d'un point de vue économique, les tablettes tournant sous Android offrent une plus large gamme en termes de prix que ses concurrents, rendant le système de télésuivi plus accessible aux seniors ayant des revenus modestes.

L'utilisation du système de télésuivi sur la tablette nécessite un code PIN différent de celui utilisé par Android pour déverrouiller l'appareil. De cette manière, si le senior souhaite prêter sa tablette à un parent ou un ami, il peut le faire sans craindre de compromettre la confidentialité de ses données de santé. Bien que les données soient transmises et stockées à distance, le système garde une copie en local sur la tablette afin que l'utilisateur puisse continuer à les consulter même en cas de coupure de la connexion Internet. Lorsque les mesures acquises sont transmises au serveur, le système de télésuivi récupère d'éventuels résultats d'analyses sur la tablette, et en informe l'utilisateur si c'est le cas. L'échange de données se fait en format JSON. La synchronisation des données se fait grâce à SyncAdapter. Il s'agit d'un composant du système Android qui se lance à intervalles réguliers, 12 heures dans le cas de notre développement, pour transmettre les nouvelles mesures au serveur distant et en récupérer les résultats d'analyse. Son utilisation permet au système Android d'optimiser la synchronisation en arrière-plan et donc la consommation énergétique de l'appareil utilisé. Nous avons également choisi d'implémenter un système de notifications

(Push notification) pour informer le senior des progrès sur l'état de sa santé ou pour lui prodiguer des conseils. Ce système est basé sur l'outil Firebase Cloud Messaging, développé par Google.

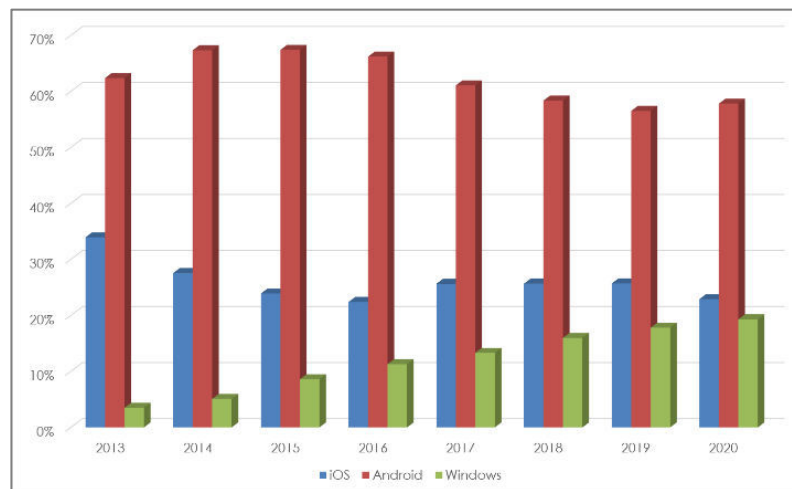


Figure 6.3. Répartition des systèmes d'exploitation destinés aux tablettes entre 2013 et 2020 ("Tablet OS Market Share Worldwide 2013-2020 | Statistic" n.d.).

Le serveur utilisé tourne sous Linux Debian Jessie sur lequel un serveur Apache et une base de données MariaDB ont été installés. Le langage utilisé est le PHP. La connexion entre le serveur et le client est sécurisée grâce au protocole TLS et se fait via un proxy inverse. L'utilisation d'un tel proxy permet d'une part de prévenir certaines attaques provenant d'Internet, et d'autre part de répartir la charge d'utilisation sur plusieurs serveurs web. Nous n'avons pas cherché à développer une interface permettant à l'équipe soignante d'y accéder parce que le produit EasyGoing a été développé par AZNetwork dans cette perspective. Il s'agit d'une plateforme qui donne la possibilité à différents professionnels de santé (médecin, infirmier, ...) de partager des données relatives à un patient.

Puisque les smartphones et les tablettes Android tournent sur la même version d'Android, le système de télésoin peut fonctionner sur les deux types d'appareils. Cependant, nous avons choisi de privilégier l'utilisation d'une tablette pour un meilleur confort.

### 6.2.3. Interface graphique pour seniors

Le développement d'une IHM, notamment graphique, destinée aux jeunes est relativement simple puisqu'ils ont grandi entourés des nouvelles technologies. Mais, développer des IHM intuitives pour les seniors est plus épineux. Ceci est dû à la nécessité de faire un effort d'apprentissage pour s'approprier ces nouveaux appareils alors que leurs facultés cognitives et physiques diminuent ("Prevention of Disease in the Elderly - Geriatrics" n.d.).

A titre d'exemple, pour compenser la perte de vision, il est possible d'augmenter la taille du texte et d'utiliser des couleurs contrastées. Quant à la perte de dextérité, les champs de texte peuvent être plus grands et les boutons peuvent ignorer les clics successifs.

En plus de l'interface elle-même, il est important de considérer le nombre de fonctionnalités implémentées dans la solution développée. En effet, celui-ci impacte l'utilité perçue du système. Les personnes âgées peuvent être satisfaites d'un système avec moins de fonctionnalités en comparaison avec la jeune génération, comme illustré sur la Figure 6.4. De plus, les seniors étant moins à l'aise avec les nouvelles technologies, il est important

d'implémenter uniquement les fonctionnalités nécessaires. La Figure 6.5 montre que plus un système contient de fonctionnalités, plus son utilisation est perçue comme difficile (Wu and Slyke 2005; Reynolds, Czaja, and Sharit 2002).

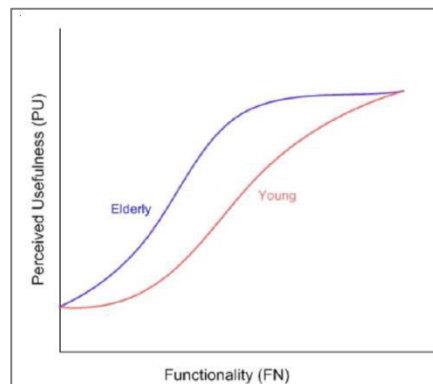


Figure 6.4. Comparaison entre les personnes âgées et les jeunes concernant la perception d'utilité d'un système d'information en fonction du nombre de fonctionnalités. Extrait de (Wu and Slyke 2005).

Afin d'adapter l'interface graphique aux seniors, nous avons, d'une part, gardé uniquement les fonctionnalités nécessaires au suivi, et, d'autre part, simplifié le fonctionnement de l'application. Les éléments graphiques, comme le texte, ont été agrandis. La taille de ces éléments est paramétrable. Des couleurs très contrastées ont été utilisées. L'acquisition des données et leur rendu ont été séparés dans deux fenêtres différentes. Un feu tricolore permet d'informer le senior sur l'évolution de son suivi : vert si son état de santé s'améliore, jaune s'il stagne hors valeurs normales et rouge si son état de santé se dégrade. Lorsqu'il s'agit du suivi d'une pathologie, les seuils sont fixés par le médecin et peuvent être réévalués en fonction d'éventuelles progressions de l'utilisateur. Dans ce cas, des zones colorées sont appliquées afin d'aider le senior dans la compréhension de son suivi. Une zone en vert représente les seuils entre lesquels les paramètres physiologiques du senior doivent évoluer. Une courbe permet de visualiser les données mesurées ainsi que l'objectif à atteindre. A titre d'exemple, la Figure 6.6 illustre l'évolution d'une courbe du poids dans le temps.

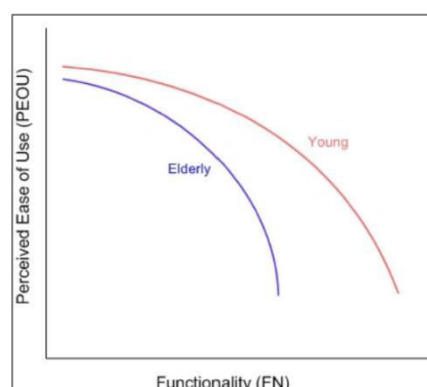


Figure 6.5. Comparaison entre les personnes âgées et les jeunes concernant la perception de facilité d'utilisation d'un système d'information en fonction du nombre de fonctionnalités. Extrait de (Wu and Slyke 2005).

Un senior peut également choisir de suivre ses paramètres en dehors de toute maladie (nombre de pas, calories brûlées, ...). En absence de seuils fixés par le médecin, l'interface pourrait afficher les recommandations internationales.

Comme nous l'avons évoqué dans le chapitre 2, beaucoup de services de téléassistance mettent en place un centre d'appel pour répondre aux besoins du senior. De ce fait, pour un futur développement, nous avons ajouté un bouton d'appel qui pourrait mettre l'utilisateur en contact avec un centre de téléassistance en permanence. Ce bouton est accessible dès l'écran d'accueil. Afin de respecter la vie privée de l'utilisateur, ce dernier a la possibilité de désactiver le suivi facilement comme illustré sur la Figure 6.7.

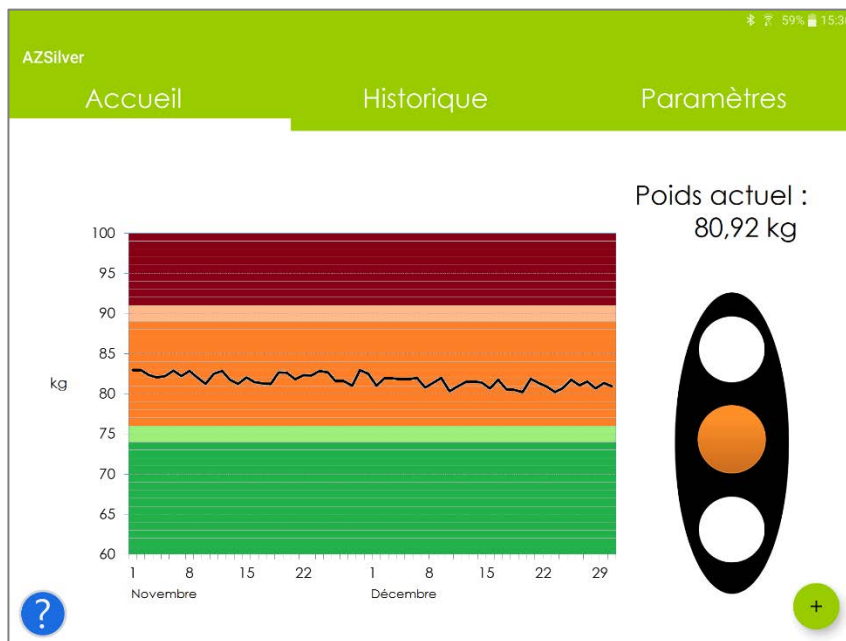


Figure 6.6. Capture d'écran de l'interface graphique adaptée aux personnes âgées. Le feu tricolore reflète la progression de l'état de santé (ici le poids) : vert pour amélioration, jaune pour stagnation hors valeurs normales et rouge pour dégradation. La courbe affiche les données mesurées. En vert, l'objectif à atteindre.

Un questionnaire permettant d'étudier la facilité d'utilisation de l'interface a été conduit sur 30 utilisateurs (moyenne d'âge  $67 \pm 8$  ans). Les interfaces illustrées sur les Figure 6.6 et Figure 6.7 leur ont été présentées dans l'objectif d'un suivi du poids en la supervision d'un médecin. Parmi les participants, 92% ont montré un intérêt pour le développement d'une solution de suivi de l'état de santé à distance. Toutefois, 65% n'étaient pas à l'aise pour utiliser un écran tactile et préconisaient d'utiliser plutôt une télévision avec une télécommande. En effet, les écrans tactiles sont apparus très récemment alors que les télévisions sont utilisées par les seniors depuis leur jeune âge. Par conséquent, nous explorons dans la section suivante l'utilisation de ce support comme interface pour interagir avec le système de télésuivi.





Figure 6.7. Capture d'écran des paramètres disponibles dans l'application. Le bouton téléphone permet d'appeler un centre de téléassistance disponible en permanence.

## 6.3. Interfaces Homme-Machine alternatives

### 6.3.1. Introduction

L'acceptabilité est un élément essentiel dans le développement d'un système informatique. Elle vise à proposer des interfaces intuitives pour faciliter l'appropriation du système par l'utilisateur. Apple a révolutionné le marché des téléphones portables en présentant le premier smartphone en 2007, l'iPhone, et celui des tablettes en présentant la première tablette, l'iPad, en 2010. Depuis, le nombre de ces appareils ne cesse de croître dans le monde. En 2015, le marché du smartphone comptait 1,86 milliard d'utilisateurs, un nombre qui pourrait atteindre les 2,87 milliards en 2020 ("Smartphones" n.d.), alors que celui des tablettes a atteint les 163,8 millions d'appareils en 2017 ("Global Tablet Unit Shipments Forecast 2010-2022 | Statistic" n.d.). Les revenus globaux des smartphones sont estimés à 478,7 milliards de dollars en 2017 ("Global Intelligent Assistant Market Share 2017-2020 | Statistic" n.d.). Le principal atout de cette nouvelle génération d'appareils à écran tactile est leur capacité à faire tourner des applications produites par des développeurs indépendants, appelées communément applis, qui représentent un revenu de 71,7 milliards de dollars ("In-App Purchase Revenues Worldwide 2015-2020 | Statistic" n.d.).

Comme précisé précédemment, la solution de télésuivi a été développée en utilisant une tablette. Toutefois, ce type d'appareil (tablette ou smartphone) présente des inconvénients qui impactent la santé de leurs utilisateurs. En effet, il génère, de façon continue, des stimulations saillantes visuelles et auditives au niveau cérébral. Il entraîne des réactions émotionnelles implicites ou explicites (récompense/anxiété), une faible stabilité émotionnelle ainsi qu'un stress chronique (Sansone and Sansone 2013; P.-W. Wang et al. 2014; Zheng et al. 2014). Il constitue également un élément qui mobilise fortement l'attention. Or, l'activation répétitive des circuits émotionnels du cerveau ainsi que des procédures motrices liées à cette hyper connexion électronique (taper du doigt sur un écran, regarder les réseaux sociaux en permanence, ...) tend à provoquer des routines et des procédures automatiques et inconscientes qui mènent les usagers à utiliser, de façon spontanée et répétitive, leurs tablettes ou smartphones à des moments inopportuns ou sans objectif précis. Plusieurs études ont montré qu'un usage intensif de ce type d'appareils augmente l'inattention,

l'hyperactivité, le comportement impulsif et perturbé le sommeil (Falbe et al. 2015; Hadar et al. 2017). La distraction numérique affecte négativement la mémoire fonctionnelle et les performances cognitives, et ce même lorsque le téléphone ou la tablette est en mode silencieux. Dans (Ward et al. 2017), 548 participants ont été répartis dans trois groupes. Les participants du premier groupe devaient mettre leurs smartphones sur la table devant eux. Ceux du deuxième groupe devaient les mettre dans leurs poches, alors que ceux du troisième groupe ont dû les laisser dans une autre pièce. Ensuite chaque participant a accompli deux activités. La première consistait à résoudre une équation mathématique tout en mémorisant une suite de lettres, quant à la deuxième activité, elle consistait à compléter le motif manquant d'une matrice. Dans les trois groupes, les smartphones étaient silencieux de façon à ne pas vibrer, ni émettre de son. Les chercheurs ont conclu que les performances cognitives les plus faibles étaient celles des membres du groupe qui ont posé leurs smartphones sur la table, alors que les personnes qui ont laissé leurs smartphones dans une autre pièce étaient les plus performantes.

Enfin, un usage non maîtrisé de ces appareils génère une dépendance pathologique. Une étude récente menée sur 1,1 million d'adolescents américains entre 1996 et 2016 a montré une chute de l'estimation de soi ainsi que de la satisfaction de la vie (Figure 6.8). Cette chute est directement liée à une hyper connexion aux appareils à écran tactile (Twenge, Martin, and Campbell 2018).

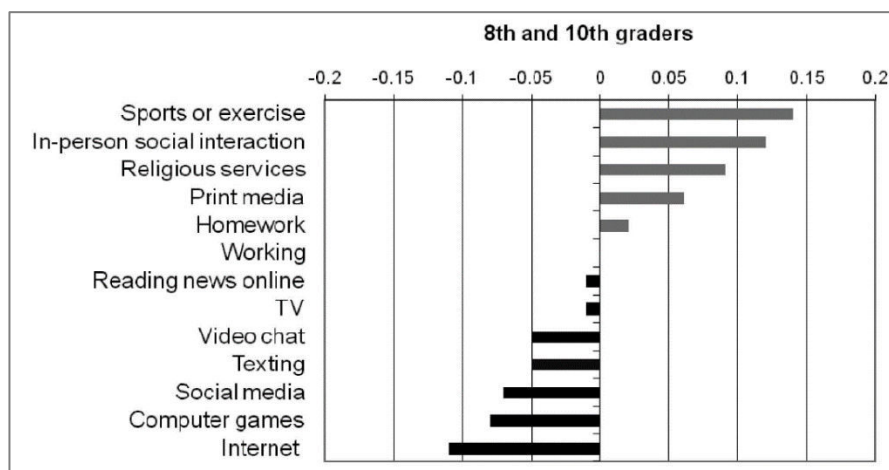


Figure 6.8. Corrélation partielle entre le bonheur et les activités écran (barres noires) et les activités non écran (barres grises). Extrait de (Twenge, Martin, and Campbell 2018).

Au regard des inconvénients des appareils équipés d'écran tactile, nous avons souhaité explorer d'autres interfaces homme-machine (IHM) qui permettraient d'effectuer un télésuivi de l'état de santé des seniors en étant simples et intuitives.

### 6.3.2. Télévision

La télévision est un support crédible pour servir d'interface à un système d'information pour les personnes âgées. En effet, d'après une étude de Nielsen ("Nielsen: Over 92% of Viewing among U.S. Adults Still Happens on the TV Screen" n.d.), les adultes de plus de 50 ans passent trois fois plus de temps devant leur télévision que sur leur smartphone comme on peut le voir sur la Figure 6.9. Les télévisions connectées étendent les capacités des appareils traditionnels en permettant à l'utilisateur, de façon similaire aux smartphones, de télécharger des applications tierces permettant entre autres de louer des films, de partager ses photos, de communiquer avec ses amis ou de pratiquer des exercices sportifs. D'après IHS Markit, la part

des télévisions connectées devait passer, sur le marché mondial, de 55% en 2015 à 70% en 2018 ("Global Smart TV Market Share 2015-2018 | Statistic" n.d.). Android représente la plateforme dominante avec une part de marché de 40% des systèmes d'exploitation destinés aux télévisions connectées. Il est suivi par Tizen, développé par Samsung et représente 23% de part de marché, puis par webOS (LG) qui occupe 13% du marché des télévisions connectées.

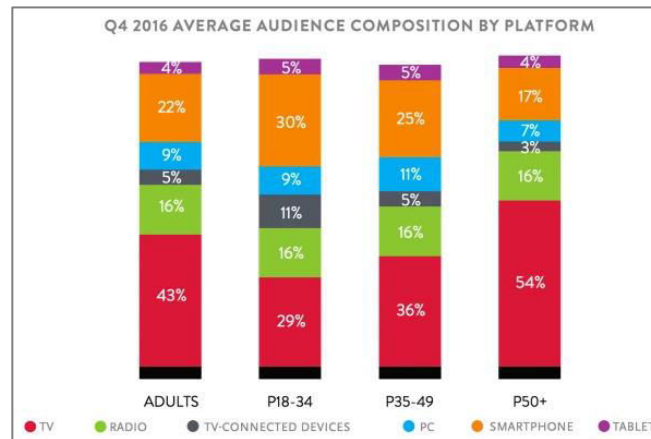


Figure 6.9. Répartition du temps passé pour à regarder du divertissement en fonction du support utilisé.

Android TV possède une interface graphique différente de celle de la version d'Android destinée aux smartphones et aux tablettes. En l'absence d'écran tactile, le seul moyen de navigation est la télécommande. L'interface graphique est donc constituée d'un ensemble de vignettes, chacune donnant accès à un service, à une application ou à un programme de divertissement, comme montré sur la Figure 6.10.

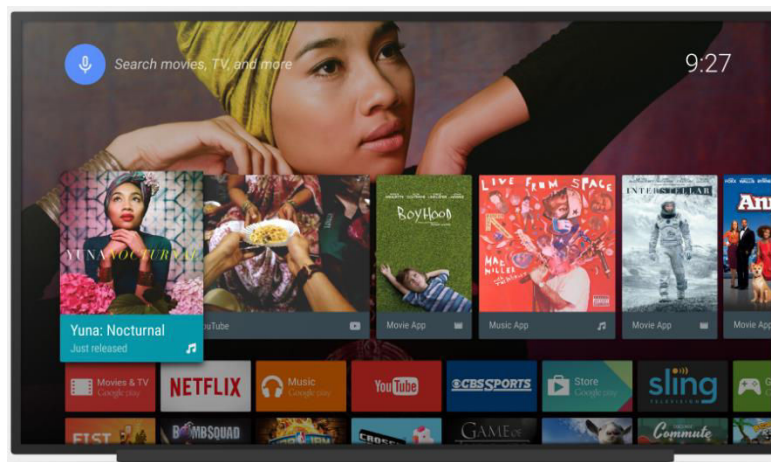


Figure 6.10. Télévision tournant sous Android TV.

Toutefois, contrairement aux tablettes Android, les télévisions Android ne peuvent pas servir de passerelle. Actuellement, beaucoup de télévisions sous Android TV peuvent communiquer uniquement avec des accessoires de télévision comme une manette de jeu. De ce fait, une passerelle indépendante de la télé est nécessaire pour communiquer avec

des capteurs. Par conséquent, afin de contourner cette limite, un smartphone ou une tablette est utilisé comme passerelle. Dans cette configuration, la passerelle récupère les données mesurées et les transmet à l'hébergeur de données de santé. Ensuite, lorsque le senior utilise sa télévision pour y accéder, celle-ci établit une connexion Internet avec l'hébergeur de données pour récupérer les mesures demandées. Le contrôle du système de télésuivi et des capteurs de santé se fait également à travers la télé qui transmet les commandes de l'utilisateur au serveur distant. Ce dernier se charge de les retransmettre à la passerelle. Ce fonctionnement est illustré sur la Figure 6.11.

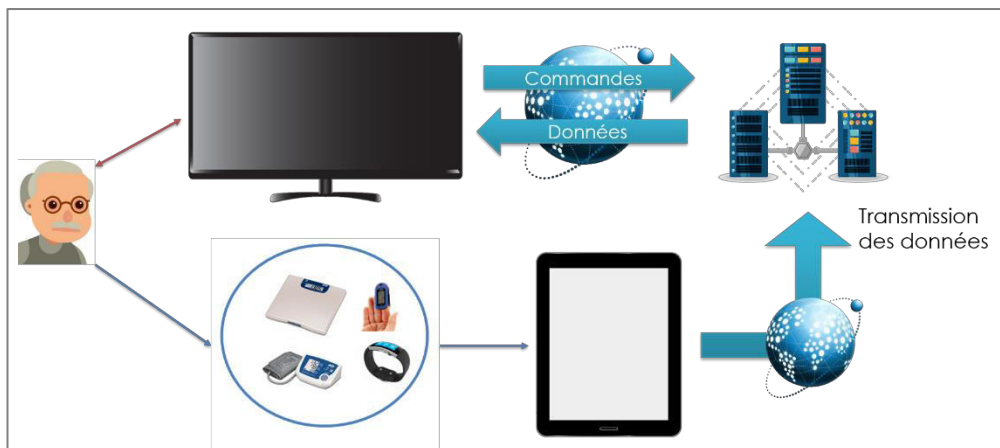


Figure 6.11. Illustration de la communication entre une télévision Android et des capteurs de santé. La télévision n'étant pas capable de communiquer avec les capteurs, l'utilisation d'une passerelle (tablette ou smartphone) est nécessaire.

La télévision étant très populaire auprès des seniors, elle constitue un véritable avantage sur la tablette d'un point de vue interface. Toutefois, les contraintes matérielles actuelles ne permettent pas aux télévisions de servir de passerelle. Il est donc nécessaire de les combiner avec une tablette ou un smartphone pour pouvoir récupérer les données des capteurs de santé. De plus, il est difficile de reprendre l'interface graphique développée pour la tablette en l'état, la télévision nécessitant le développement d'une nouvelle interface.

Outre la télévision, nous nous intéressons également à l'enceinte connectée, un appareil sans écran qui peut être contrôlé facilement avec des commandes vocales.

### 6.3.3. Enceinte connectée

Une enceinte connectée est un appareil connecté à Internet. Son intérêt vient du fait qu'elle embarque un assistant virtuel contrôlé par des commandes vocales afin d'exécuter différentes tâches comme écouter de la musique ou démarrer un compte à rebours. Parler est une action naturelle chez l'homme. De ce fait, nous avons également souhaité explorer ce type d'interface vocale pour interagir avec un système de télésuivi.

Le marché des enceintes connectées représente une valeur de 4,4 milliards de dollars, un chiffre qui pourrait atteindre les 17,43 milliards de dollars en 2022 ("Smart Speaker Market Revenue Worldwide 2017 and 2022 | Statistic" n.d.). Actuellement, il existe 3 fabricants principaux de ces appareils : Google (qui produit Home, Home mini et Home Max), Amazon (Echo, Echo Dot et Echo Show) et Apple (HomePod). Au domicile des personnes, les enceintes connectées sont essentiellement installées dans la salle de séjour ou dans la cuisine (52% et 24% respectivement) ("Locations for Using Smart Speaker in Home 2017 | Statistic" n.d.). Elles sont utilisées notamment pour des tâches basiques comme écouter de la musique

(68%), connaître la météo ou s'informer (58% et 45%), ou encore démarrer une minuterie ou une alarme (43%).

#### 6.3.3.1. Assistant virtuel

L'utilité des enceintes connectées vient de l'assistant virtuel embarqué. Google a développé Google Assistant, Alexa appartient à Amazon, Microsoft a créé Cortana et Apple a mis au point Siri. Chaque assistant s'active avec un mot-clé précis (comme « Hey Google » pour Google Assistant). Outre les produits de leurs fabricants, les assistants de Google et d'Amazon équipent les enceintes d'autres entreprises comme Sony, Sonos ou Harman Kardon. Actuellement, Amazon est leader sur ce marché d'assistants virtuels avec 62% des parts de marché. En 2020, la tendance sera a priori inversée au profit de Google avec des parts de marché de 43%, contre 34% pour Amazon ("Global Intelligent Assistant Market Share 2017-2020 | Statistic" n.d.).

Concernant la précision de ces assistants, deux études ont été menées par ROAST ("Voice Search. Vertical Comparison Overview" 2018) et par Stone Temple Consulting ("Which Digital Personal Assistant Is the Smartest?" 2018). Ces études consistaient à poser des milliers de questions aux quatre assistants virtuels cités précédemment. Elles ont conclu que Google Assistant est le plus précis (jusqu'à 90%), suivi par Amazon Alexa, Microsoft Cortana et, finalement, Apple Siri. Il faut garder à l'esprit que seules des questions simples peuvent être posées à ces assistants, qui sont incapables, à l'heure actuelle, de gérer des requêtes complexes similaires à celles qu'on effectue sur un ordinateur.

#### 6.3.3.2. Confidentialité et Sécurité

Les enceintes connectées sont contrôlées grâce à des commandes vocales. En conséquence, elles doivent écouter en continu afin de détecter les mots-clés nécessaires à leur activation. Google Home et Amazon Echo envoient chaque requête aux serveurs de leurs fabricants afin d'analyser la requête et de générer la réponse, contrairement au Apple HomePod qui traite les requêtes localement. Une mauvaise interprétation des requêtes peut compromettre la confidentialité de l'utilisateur. Récemment, un appareil Amazon Echo a enregistré une conversation privée de ses propriétaires et l'a transmise à l'un de leurs contacts (Horcher 2018). Un bug a conduit l'appareil à mal interpréter la conversation en la considérant comme une commande à exécuter. Par conséquent, l'appareil a lancé un enregistrement de la conversation et l'a transmis à l'un des contacts de son utilisateur.

Quant à la sécurité de ces appareils, les enceintes connectées peuvent subir des attaques comme tout objet connecté. Zhang *et al.* ont utilisé un appareil à ultrasons pour activer les principaux assistants vocaux, à savoir ceux de Google, Apple, Amazon et Microsoft (Zhang *et al.* 2017). Les auteurs ont réussi à reproduire des commandes vocales sans qu'elles ne soient audibles par l'oreille humaine, et ce sur plusieurs modèles d'appareils équipés de ces assistants comme les enceintes connectées, les smartphones, les ordinateurs ou les montres connectées. Ces appareils ont répondu à ces commandes comme si elles étaient données par un utilisateur. Ainsi, la sécurité des enceintes connectées est d'autant plus importante qu'elles sont capables de communiquer avec un large choix de capteurs domotiques comme les ampoules, les thermostats et même les verrous des portes.

#### 6.3.3.3. Acceptabilité

Concernant l'acceptabilité de ces appareils, 97% des utilisateurs sont satisfaits de leurs expériences ("U.S. Smart Speaker Commerce Satisfaction 2017 | Statistic" n.d.). 79% rachèteraient le même appareil à nouveau, 15% opteraient pour un modèle différent, alors que les 6% restants préféreraient acheter une enceinte classique non connectée qui sert uniquement à écouter de la musique ("Satisfaction with Multi-Room Speakers in the U.S. 2017 | Statistic" n.d.). En fonction des tâches à exécuter, nous remarquons un changement dans la manière dont les usagers utilisent leurs smartphones. A titre d'exemple, les enceintes

connectées sont préférées aux smartphones pour écouter de la musique/la radio ou pour vérifier la météo. En revanche, l'utilisation des smartphones reste prédominante lorsqu'un feedback visuel s'avère nécessaire par exemple pour la recherche d'une émission à la télé, la réservation de billets pour un spectacle ou un achat en ligne.

De façon similaire aux télévisions, les enceintes connectées ne peuvent interagir directement avec les capteurs de santé. Par conséquent, l'utilisation d'une passerelle est nécessaire pour communiquer avec ces capteurs. De plus, en absence d'écran, le développement d'une nouvelle interface vocale est nécessaire afin de rendre l'information recherchée de façon claire et explicite.

Quel qu'il soit, le système de télésuivi consistant à acquérir et traiter des données personnelles, son développement est soumis à une nouvelle réglementation européenne qui encadre le traitement des données, ce que nous allons voir dans la dernière partie de ce chapitre.

#### 6.4. Règlement Général de Protection des Données

Depuis le 25 mai 2018, un nouveau texte de loi régit l'utilisation des données au sein de l'Union Européenne (UE). Il s'agit du RGPD, Règlement Général de Protection des Données (règlement UE 2016/679). Contrairement à une directive européenne, un règlement européen n'a pas besoin d'être transcrit par une loi nationale dans chaque pays, il doit être mis en œuvre dans son intégralité dans toute l'UE. Le RGPD cherche à assurer une conformité continue tout au long du cycle de vie de la donnée personnelle afin de renforcer les droits des utilisateurs d'une part, et de responsabiliser davantage toutes les entités impliquées dans la collecte, le stockage et l'analyse de la donnée. En effet, avec ce nouveau règlement, tous les acteurs impliqués dans le cycle de vie de la donnée sont responsables de cette donnée. L'article 4 du RGPD définit la donnée personnelle comme toute information susceptible d'identifier directement ou indirectement une personne physique. De ce fait, toutes les parties qui participent au télésuivi de l'utilisateur sont responsables.

Le RGPD et l'hébergement de données de santé (HDS) sont deux réglementations compatibles, voire complémentaires. Le RGPD impose au niveau européen plusieurs règles à respecter dans le traitement des données à caractère personnel, qu'elles soient médicales ou non. Le HDS définit au niveau national des règles permettant d'assurer la sécurité et la confidentialité des données de santé. Il s'agit donc d'une couche supplémentaire qui s'ajoute au RGPD.

Parmi les obligations imposées par ce nouveau règlement européen :

- le consentement : le RGPD exige un consentement clair et transparent de l'utilisateur quant à la collecte et l'analyse de ses données ;
- le droit à la portabilité : l'utilisateur doit avoir la possibilité de transférer ses données avec des formats de fichiers ouverts et courants ;
- le Privacy by Design : il s'agit de prendre en considération la protection et la confidentialité des données recueillies dès la conception du système informatique ;
- la notification des violations : le règlement impose aux organisations de notifier leurs utilisateurs lorsqu'elles détectent une violation de leurs données et ce dans un délai de 72 heures.

Un nouveau métier a également vu le jour avec l'application du RGPD, il s'agit du DPO (*Data Protection Officer*). Sa mission consiste à contrôler la bonne application du règlement européen par l'entité effectuant le traitement des données. Il est également en charge de former le responsable de traitement et son équipe de leurs obligations. Les organismes peuvent avoir recours à un DPO externe par sous-traitance ou confier cette mission à l'un de leurs salariés à condition qu'il n'y ait pas de conflit avec son travail.

Dans le cadre de notre application de télésuivi, AZNetwork est concerné par cette réglementation à la fois en tant que fournisseur de service qu'en tant qu'hébergeur de données. Sa certification HDS permet de répondre aux exigences d'hébergement des données de santé. Quant à la solution de télésuivi que nous avons développée, nous avons pris en compte le RGPD dans sa conception. Il est demandé à l'utilisateur d'activer explicitement le système de télésuivi lors de sa première utilisation, et il peut le désactiver facilement à tout moment. L'infrastructure d'AZNetwork en tant qu'hébergeur de données de santé permet d'assurer la sécurité des données recueillies. Certaines règles restent à implémenter comme la notification du senior en cas de violation de ses données ou l'export des données en conformité avec le principe de portabilité des données.

## 6.5. Conclusion

Dans le cadre de ce chapitre, nous avons présenté le système de télésuivi que nous avons développé. Il tourne sur une tablette Android et permet de récupérer des données depuis des capteurs avant de les transmettre à un serveur distant. Nous avons proposé une interface graphique qui prend en considération l'évolution de l'état de santé du senior. Nous avons également exploré d'autres supports que la tablette pour interagir avec le système de télésuivi comme la télévision et l'enceinte connectée. La génération actuelle des seniors préfère l'utilisation des télévisions aux tablettes. Celles-ci peuvent donc servir comme interface à un système de suivi de l'état de santé à distance. Toutefois, certaines limites matérielles nécessitent le recours à une passerelle, ce qui constitue un appareil supplémentaire à financer et à entretenir. Pour ce qui est des enceintes connectées, elles restent des appareils basiques capables de répondre efficacement à des questions simples comme rechercher des informations sur la météo ou les dernières nouvelles, ainsi qu'exécuter des actions basiques comme le déclenchement d'un compte à rebours ou lancer une musique. Toutefois, elles sont incapables de répondre à des requêtes complexes puisque les assistants virtuels embarqués ne sont pas suffisamment performants. Lors du dernier événement I/O dédié aux développeurs, Google a présenté une nouvelle fonctionnalité qui permet à son assistant de comprendre une conversation (presque) naturelle permettant ainsi à l'utilisateur d'affiner sa requête. De plus, les développeurs ont la possibilité de créer leurs propres « actions » ou « skills » afin d'étendre les fonctionnalités des assistants virtuels. Il est également important de mentionner qu'actuellement ces assistants sont limités en termes de type d'activités. En effet, ces solutions ne sont pas suffisamment sécurisées pour répondre aux exigences de l'hébergement des données de santé ("Policies for Actions on Google | Actions on Google" n.d.). Ceci limite le développement d'applications de suivi de santé. De plus, et de manière similaire à la télévision, une enceinte connectée ne peut pas communiquer directement avec les capteurs de santé, imposant ainsi l'utilisation d'une passerelle pour contourner cet obstacle.

Nous n'avons pas décliné l'interface de notre système de télésuivi pour l'adapter aux télévisions et enceintes connectées. En effet, leurs contraintes actuelles n'en font pas des technologies suffisamment matures pour une utilisation dans un contexte de santé. De surcroît, ces appareils ne sont pas aussi répandus dans les foyers que les tablettes et les smartphones.

En perspective, lever les limites matérielles sur la connectivité des télévisions connectées permet d'agrandir le potentiel de ces appareils. Quant aux enceintes connectées, il est primordial de les sécuriser afin d'étendre le champ d'applications au domaine médical. De plus, le traitement des requêtes devrait se faire localement et non au niveau des serveurs des fabricants. Il serait également plus sûr de permettre aux enceintes de communiquer directement avec les capteurs domotiques, comme les ampoules et les thermostats, et non via Internet. Ceci permet de mieux protéger la vie privée de l'utilisateur d'une part, et de résister à certaines attaques d'autre part.

Concernant la réglementation RGPD, bien que le prototype que nous avons développé prenne en considération certaines des obligations imposées par ce texte, d'autres restent à implémenter pour être en totale conformité avec ce nouveau règlement.





# Chapitre 7 – Conclusion et Perspectives



## 7.1. Conclusion

Au cours de ces travaux, nous avons développé une solution complète qui permet d'assurer un suivi fiable de l'état de santé des seniors à distance. Les verrous actuels pour effectuer un tel suivi ont été identifiés et des solutions ont été proposées pour y remédier ou pour les contourner.

Après avoir introduit le contexte et les objectifs de la thèse dans le chapitre 1, nous avons présenté dans le chapitre 2 les différents projets, à la fois de recherche et commerciaux, destinés à permettre au senior de continuer à vivre chez lui. Dans le chapitre 3, nous avons effectué un état des lieux de l'interopérabilité dans le domaine des capteurs de santé grand public, un domaine dans lequel les protocoles propriétaires sont prépondérants. Après avoir développé une preuve de concept capable de communiquer avec des capteurs de santé, qu'ils soient des dispositifs médicaux ou de bien-être, implémentant des protocoles standard et propriétaire, nous avons mis au point une passerelle logicielle qui fait abstraction de la multitude de protocoles de communication, à la fois standard et propriétaires. Elle est destinée à être intégrée par des développeurs ou des fournisseurs de services dans leurs applications afin de gérer la communication avec les capteurs. Le fonctionnement de cette passerelle permet à ses utilisateurs de se focaliser sur l'analyse des données de santé plutôt que sur l'implémentation des différents protocoles de communication. Lorsque l'acquisition d'une donnée est nécessaire, l'utilisateur informe la passerelle du type de donnée requise (tension artérielle, poids, fréquence cardiaque, ...). Celle-ci détermine le type de capteur capable de mesurer cette donnée, puis elle va tenter d'établir une connexion avec après avoir déterminé le protocole de communication utilisé par ce capteur. Le dispositif le plus fiable, selon les études scientifiques ou les caractéristiques techniques fournies par le fabricant, est le premier privilégié. Cette passerelle permet de simplifier la gestion des communications avec les capteurs en prenant en charge cette implémentation au cœur des applications. Néanmoins, elle ne règle pas pour autant l'épineuse question de l'interopérabilité. En effet, cette passerelle utilise les SDKs et APIs fournis par les fabricants pour pouvoir récupérer les données mesurées par les capteurs. Or, l'analyse des capteurs que nous avons effectuée montre que très peu de fabricants fournissent ces outils et la majorité d'entre eux préfèrent exploiter les données de leurs utilisateurs sans permettre une ouverture vers d'autres écosystèmes. De plus, pour les capteurs interopérables, les APIs sont souvent privilégiées aux SDKs puisqu'elles assurent aux fabricants de récupérer les données des utilisateurs avant de permettre aux développeurs d'y accéder. Par conséquent, aucune garantie n'existe quant à l'interopérabilité des capteurs. Il n'est pas possible non plus de pouvoir profiter de tous les types de capteurs pour effectuer un suivi si leurs fabricants ne fournissent pas aux développeurs les outils nécessaires pour accéder à leurs données. De plus, avec la politique actuelle des fabricants, la confidentialité des mesures ne peut pas être assurée.

Dans le chapitre 4, nous avons montré de quelle manière il est possible d'améliorer la fiabilité de la mesure de la tension artérielle, via à un tensiomètre de poignet, en réduisant l'erreur due à la manipulation de l'utilisateur. Pour ce faire, nous avons combiné le tensiomètre à une montre connectée qui, grâce à la fusion des données d'un accéléromètre et d'un magnétomètre, peut estimer la position du bras de l'utilisateur et par conséquent, lui permettre d'activer le tensiomètre si ce dernier est positionné correctement. Nous avons également analysé l'ergonomie du système proposé qui a montré une meilleure acceptabilité que les systèmes actuellement commercialisés. En embarquant le développement effectué au sein du tensiomètre, il serait possible de fournir une meilleure aide à l'utilisateur tout en réduisant le nombre d'appareils nécessaires pour effectuer une mesure fiable, à savoir la montre ou le smartphone.

Le chapitre 5, quant à lui, était consacré à la contextualisation d'une mesure de santé. Pour illustrer l'intérêt d'une telle approche, nous avons choisi l'exemple de la tension artérielle. Nous avons développé une application qui, en monitorant différents paramètres, aide l'utilisateur à effectuer une mesure tensionnelle conforme aux recommandations internationales des sociétés savantes. Pour ce faire, l'environnement de la mesure a été pris en compte grâce à l'utilisation de plusieurs types de capteurs, à savoir un capteur de température, de son, d'activité physique et un oxymètre. La fusion des différentes données mesurées aide à vérifier que les recommandations internationales ont été respectées pour la mesure de la tension artérielle. Par conséquent, lorsque le médecin reçoit une mesure tensionnelle, il s'agit d'une mesure cliniquement valide qui peut être considérée pour évaluer l'évolution de l'état de santé de l'utilisateur. Cependant, l'état actuel du marché des objets connectés n'offre pas la possibilité de couvrir l'ensemble des recommandations émises par les sociétés savantes. En effet, il n'existe pas encore de capteurs destinés au grand public permettant de quantifier certains éléments comme la présence de caféine dans les boissons ou si la personne se tient correctement lors de la mesure (jambes non croisées). Le manque d'interopérabilité de certains capteurs les empêche également de communiquer leurs données à d'autres systèmes que ceux de leurs fabricants. L'expérimentation conduite a montré que la génération actuelle des personnes âgées n'est pas à l'aise avec les appareils à écran tactile et qu'il est nécessaire d'explorer d'autres types d'interfaces permettant de communiquer avec les seniors. La future génération des seniors pourrait être plus à l'aise avec une telle technologie. L'étude menée montre que l'utilisation de plusieurs capteurs est contraignante et qu'il est préférable de privilégier des mesures passives sans l'intervention de l'utilisateur, ou l'utilisation d'un seul capteur.

Dans le chapitre 6, nous avons détaillé le système de télémonitoring développé. Nous avons abordé les principes pour mettre au point une interface graphique mieux adaptée aux attentes des personnes âgées. Celle-ci présente des éléments graphiques avec une taille plus grande, les boutons ignorent des clics répétitifs successifs et le nombre de fonctionnalités implémentées est limité à celles indispensables au fonctionnement du système de télésuivi. Nous avons également étudié la possibilité d'utiliser deux types de supports autres que le smartphone, à savoir la télévision et l'enceinte connectées. La télévision connectée offre l'avantage d'être déjà utilisée par cette tranche de population. Toutefois, ses contraintes matérielles imposent l'utilisation d'une tablette ou d'un smartphone comme passerelle pour communiquer avec les capteurs de santé. Quant à l'enceinte connectée, il s'agit d'un appareil contrôlable via des commandes vocales. Néanmoins, leurs architectures actuelles ne garantissent pas la sécurité des données. Il n'est donc pas possible de s'en servir pour effectuer un suivi de l'état de santé.

## 7.2. Perspectives

Plusieurs perspectives peuvent être considérées pour la suite de ces travaux. Comme mentionné précédemment, la précision des mesures varie entre les différents capteurs. Cette variation est d'autant plus flagrante pour les capteurs de bien-être. En effet, la certification des dispositifs médicaux leur assure un niveau minimal de fiabilité permettant leur utilisation à des fins de diagnostic. Actuellement, la précision considérée des capteurs utilisés dans le suivi de l'état de santé est celle mentionnée par les fabricants dans les caractéristiques techniques des capteurs. Or, certaines études ont montré que cette précision diffère d'un capteur à un autre. Il est donc nécessaire de la quantifier par rapport à une référence (*gold standard*) afin de garantir un suivi de santé fiable. Dans notre développement, nous avons utilisé deux actimètres (iHealth) et deux balances (iHealth et A&D), dont la fiabilité intrinsèque reste à déterminer. Il est également important de s'assurer de la bonne manipulation du dispositif par son utilisateur, que nous avons illustrée à travers l'exemple du tensiomètre de poignet. Cette fiabilité extrinsèque pourrait faire l'objet d'autres études pour des capteurs

également répandus tels que les spiromètres très utilisés dans le contexte de maladies pulmonaires et dans le télésuivi de ces pathologies.

Concernant le suivi de l'état de santé, nous avons montré, en prenant l'exemple de la tension artérielle, que fusionner des données de différentes sources contextualise l'environnement dans lequel la mesure est effectuée et par conséquent, aide l'utilisateur ainsi que les professionnels de santé à déterminer si la mesure est réalisée dans de bonnes conditions ou selon les recommandations en vigueur. Actuellement, l'utilisateur doit être à l'initiative de vérifier si les bonnes conditions sont réunies pour réaliser une mesure de la tension artérielle en activant le système par lui-même. Le système développé peut être amélioré en effectuant une vérification continue de l'environnement. Lorsque les conditions sont réunies pour effectuer une mesure fiable, le système notifie l'utilisateur qu'il peut réaliser sa mesure, voire effectuer la mesure automatiquement. Cet aspect de mesures multimodales peut être étendu au suivi d'autres constantes physiologiques.

Quant aux interfaces homme-machine, le système développé est basé sur un appareil équipé d'un écran tactile (smartphone ou tablette). Or, ce mode d'interaction n'est pas aujourd'hui le plus adapté pour les personnes âgées. Il serait donc judicieux d'adapter le système aux télévisions en développant une passerelle nécessaire à faire le lien avec les capteurs de santé.



## Annexes





## 8.1. Annexe A

Tableau 8.1. Liste des dispositifs certifiés Continua.

Produit	Fabricant	Modèle	Connectivité	Profils Agent	Commercialisé	Année de certification
WristOx2® Model 3150 BLE	Nonin	Model 3150	Bluetooth low energy	Oxymètre	Oui	2018
Accu-Chek Guide Me	Roche Diabetes Care	897	Bluetooth low energy	Glucomètre	Oui	2018
Omnitest®5 Glucose Meter	B. Braun Melsungen AG	Omnitest 5	Bluetooth low energy	Glucomètre	Oui	2018
Renesas Health Care Kit – Blood Glucose Module	Renesas Electronics	Renesas Health Care Kit	Bluetooth low energy	Glucomètre	Oui	2018
Renesas Health Care Kit – Heart Rate/Pulse Ox module	Renesas Electronics	Renesas Health Care Kit	Bluetooth low energy	Oxymètre	Oui	2018
Renesas Health Care Kit – Blood Pressure Module	Renesas Electronics	Renesas Health Care Kit	Bluetooth low energy	Tensiomètre	Oui	2018
Digital Blood Pressure Monitor	A & D Medical	UA-651BLE as Type A	Bluetooth low energy	Tensiomètre	Oui	2014
A&D Digital Thermometer	A & D Medical	UT-201BLE	Bluetooth low energy	Thermomètre	Non	2014
Bluetooth Low Energy Smart Blood pressure monitor	IDT Technology Ltd	BPU321 (as Type A)	Bluetooth low energy	Tensiomètre	Oui	2014
Intel Health Application Platform	Intel	Android solution: Flex* IoT Compute Engine	Bluetooth Classic	-	Oui	2014
A & D Precision Health Scale	A & D Medical	UC-352BLE	Bluetooth low energy	Balance	Oui	2015
SHARP Manager Platform for Android	Sharp	SHARP Manager Platform	Bluetooth Classic	-	Non	2015
Fujitsu: NTT Docomo - Mobile phone HDP manager platform, Android mobile phone	FUJITSU LIMITED	F-04G	Bluetooth Classic	-	Oui	2015
Accu-Chek Active GB	Roche Diabetes Care	Accu-Chek GB revision 2	USB	Glucomètre	Oui	2015
Accu-Chek Guide	Roche Diabetes Care	925	Bluetooth low energy	Glucomètre	Oui	2015
Ear Thermometer	Philips	DL8740 (SKU/UPC: 12NC: 8848 740 xxxxx)	Bluetooth low energy	Thermomètre	Oui	2015

Renesas BLE MCU 2 EVK for Health Thermometer	Renesas Electronics	RELBLEHTP01	Bluetooth low energy	Thermomètre	Oui	2015
Windriver Intel Manager (Bluetooth HDP)	Wind River	BT App	Bluetooth Classic	-	Oui	2016
Wireless Blood Glucose Meter	Ascensia Diabetes Care	Contour Next ONE and Contour Plus ONE	Bluetooth low energy	Glucomètre	Oui	2016
Accu-Chek Instant (BTLE & USB) and Instant S meter (USB)	Roche Diabetes Care	958	Bluetooth low energy	Glucomètre	Oui	2016
NoninConnect - Connected Fingertip	Nonin	3230, 3240, and 3245	Bluetooth low energy	Oxymètre	Oui	2016
nHealthcare - Smart Healthcare	NTELS Co., LTD	NSH-16	SOAP	-	Oui	2017
HealthUp HIS	openit, Inc.	OI-PROD-HU-HIS	IHE XDR	-	Oui	2017
Accu-Chek Mobile	Roche Diabetes Care	U1	USB	Glucomètre	Oui	2011
Mobile phone HDP manager platform, Android mobile phone	Fujitsu Mobile Communications Limited	ISW11F	Bluetooth Classic	-	Non	2011
2net Hub	Qualcomm Life, Inc.	1.0	Bluetooth Classic	-	Oui	2011
Mobile phone HDP manager platform, Android mobile phone	Fujitsu	F-07D (Type A), IS12F (Type U)	Bluetooth Classic	-	Non	2011
Zigbee Weighing Scale	Brunel	UC-321	Zigbee	Balance	Non	2012
Vignet iPhone Mobile Manager (Gateway Services Sender)	Vignet	-	SOAP	-	Non	2012
PIR (Motion Sensor)	Brunel	Optex - 35R	Zigbee	Capteur d'activité	Non	2012
Blood Pressure Monitor	Brunel	UA-767	Zigbee	Tensiomètre	Non	2012
Simple Medication Dispenser (ILAH)	Brunel	Carousel Mk3	Zigbee	Capteur d'activité	Non	2012
LG Uhealthcare PC Gateway	LG	LG UHealthcare	Bluetooth Classic	-	Non	2012
A&D Digital Blood Pressure Monitor	A & D Medical	UC-767PBT-C as Type D. UA-851PBT-C, TM2656/2657PBT-Ci as Type U.	Bluetooth Classic	Tensiomètre	Oui	2012
A&D Digital Weighing Scale (with Body Composition Analyzer)	A & D Medical	UC-411PBT-C as Type D. AD-6209PBT-C, UC-355PBT-Ci, UC-351PBT-Ci and UC-325PBT-Ci as Type U.	Bluetooth Classic	Balance	Oui	2012

Acerola - Mobile phone HDP manager platform, Android mobile phone	FUJITSU LIMITED	F-09D	Bluetooth Classic	-	Non	2012
Zigbee Usage (Bed) Sensor ILAH	Brunel	ZXT450	Zigbee	Capteur d'activité	Non	2012
Standard Spot Pulse Oximeter	Brunel	IPOD	Zigbee	Oxymètre	Non	2012
Blood Glucose Meter	Brunel	One Touch Ultra 2	Zigbee	Glucomètre	Non	2012
Swordfish F-11D - Fujitsu: NTT Docomo - Mobile phone HDP manager platform, Android mobile phone	FUJITSU LIMITED	F-11D	Bluetooth Classic	-	Non	2012
Tatooine, Brandy-K - Mobile phone HDP manager platform, Android mobile phone	FUJITSU LIMITED	T-02D, 101F as Type U, FJL21 and FJL21 (Brandy) and F-03E as Type U.	Bluetooth Classic	-	Non	2012
SHARP HDP Manager Platform for Android, docomo with series AQUOS PHONE st SH-07D, 107SH, IS15SH, IS17SH, SH-02E, DM013SH	Sharp	SH-07D as Type A, 107SH, IS15SH, IS17SH, SH-02E and DM013SH as Type U	Bluetooth Classic	-	Oui	2012
ON Pulse Oximeter	Info Solution SpA	Spo2-ON	Zigbee	Oxymètre	Non	2012
Archery - Mobile phone HDP manager platform, Android mobile phone	FUJITSU LIMITED	F-10D, ISW13F and F-04E as Type U	Bluetooth Classic	-	Non	2012
Nadeshiko - Mobile phone HDP manager platform, Android mobile phone	FUJITSU LIMITED	F-12D (Type D, based on Cert #62), S01 (Type U)	Bluetooth Classic	-	Oui	2012
Mobile phone HDP manager platform, Android mobile phone	FUJITSU LIMITED	T-01D (F11tri(OSV)) as Type D, F-05D (F11sha(OSV) and F-08D (F11ell(OSV)) as Type U	Bluetooth Classic	-	Oui	2012
Samsung Health SDK	Samsung	Samsung Health SDK	Bluetooth Classic	-	Non	2012
Pultol Pulse Oximeter	Sharp	BM-500	Bluetooth Classic	Oxymètre	Non	2012
Wind River IEEE 11073 Manager for VxWorks, Linux and Android	Wind River	USB x73	USB (PHDC)	-	Non	2012
docomo NEXT series AQUOS PHONE ZETA SH-09D, ISW16SH, SH-10D, 106SH, SH-01E, SH-01EVW	Sharp	SHARP manager software (SH-09D) as Type D, ISW16SH, SH-10D, 106SH, SH-05E, SH-01E and SH-01EVW as Type U	Bluetooth Classic	-	Oui	2012
LG U+ PHR WAN Receiver	LG	1.0	SOAP	-	Oui	2012
Signove Health Manager for Android	Signove	v1.0	Bluetooth Classic	-	Non	2012

Signove Health Manager for Android	Signove	v1.0	SOAP	-	Oui	2012
HealthUp Gateway	openit, Inc.	OI-PROD-HU-GW	SOAP	-	Oui	2012
SHARP HDP Manager Platform for Android	Sharp	SHL21 (as Type D). 200SH, SHT21, DM014SH and 205SH (as Type U)	Bluetooth Classic	-	Non	2013
Mobile phone HDP manager platform, Android mobile phone	FUJITSU LIMITED	F-02E (Bobsleigh) as Type D, F-10D (OSV) and F-04E (OSV) as Type U.	Bluetooth Classic	-	Non	2013
Mobile phone HDP manager platform, Android mobile phone	FUJITSU LIMITED	201F (Naboo-S) as Type D, EM01F, F-03E (OSV), T-02D (OSV), 101F (OSV), FJL21 (OSV) as Type U.	Bluetooth Classic	-	Non	2013
Bosch Weight Scale	Robert Bosch Healthcare GmbH	WS3000 BT	Bluetooth Classic	Balance	Oui	2013
HealthUp Manager	openit, Inc.	OI-PROD-HU-MG	SOAP	-	Oui	2013
HealthUp Manager	openit, Inc.	OI-PROD-HU-MG	Bluetooth Classic	-	Oui	2013
docomo with series AQUOS PHONE EX SH-04E, 203SH	Sharp	SH-04E - SHARP manager software (Type D) and 203SH (Type U)	Bluetooth Classic	-	Non	2013
Mobile phone HDP manager platform, Android mobile phone	FUJITSU LIMITED	F-06E (Canoe) as Type D. 202F, F-07E, F-08E and F-09E as Type U	Bluetooth Classic	-	Non	2013
Accu-Chek Aviva/Performa Insight	Roche Diabetes Care	481, 482, 467 and 468 as Type A. 465 as Type U	USB	Glucomètre	Oui	2013
SHARP HDP Manager Platform for Android	Sharp	SH-06E as Type D. 206SH, SH-07E, SH-08E and SHL22 as Type U.	Bluetooth Classic	-	Non	2013
Mobile phone HDP manager platform, Android mobile phone	FUJITSU LIMITED	F-01F (Luge) as Type D. FJL22, F-04F, 301F and F-03F as Type U.	Bluetooth Classic	-	Non	2013
SHARP HDP Manager Platform for Android (XN-DLBT40)	Sharp	XN-DLBT40 (SH-01F) as Type D. SHL23, 302SH, SH-01F DRAGON QUEST, DM016SH and SH-02F, 303SH, SHT22 and SHL24 as Type U.	Bluetooth Classic	-	Non	2013
Samsung Health SDK	Samsung	S Health	Bluetooth Classic	-	Non	2013
Accu-Chek Active	Roche Diabetes Care	GU as Type A. GB as Type U.	USB	Glucomètre	Oui	2013

Accu-Chek Bridge Meter USB and Bluetooth Smart Agent (GL)	Roche Diabetes Care	Aviva – Model number 502 (submitted for testing), 483, 484, 497, 498, 499, 500. Performa – 503 (submitted for testing), 479, 501, 765	Bluetooth Classic	Glucomètre	Oui	2013
EFM32 Giant Gecko Starter Kit EFM32GG-STK3700	Silicon Laboratories Norway AS	EFM32GG-STK3700	USB	Glucomètre	Oui	2014
Bosch Blood Pressure Monitor	Robert Bosch Healthcare GmbH	BP5000 BT	Bluetooth Classic	Tensiomètre	Non	2014
ARROWS NX F-05F Mobile phone HDP manager platform, Android mobile phone (Fujitsu: NTT Docomo)	FUJITSU LIMITED	F-05F as Type A, F-06F and F-02G as Type U	Bluetooth Classic	-	Oui	2014
2500 PalmSAT® Pulse Oximeter	Nonin	NSH-16	USB	Oxymètre	Oui	2009
Onyx® II 9560 Wireless Fingertip Pulse Oximeter Bluetooth Agent Pulse Oximeter	Nonin	9560	Bluetooth Classic	Oxymètre	Oui	2010
Accu-Check Smart Pix Glucose Device Reader	Roche Diabetes Care	ACCU-CHEK Smart Pix	USB	Glucomètre	Oui	2009
Digital Medical UC-321PBT-C Weight Scale	A & D Medical	UC-321PBT-C as Type A. UC-324PBT-C and AD-6121ABT-C as Type U.	Bluetooth Classic	Balance	Oui	2009
Digital Medical UA-767PBT-C Blood Pressure Monitor	A & D Medical	A&D Medical UA-767PBT-C (Type A) and UA-851PBT-C, TM-2580PBT-C and TM-2656PBT-C (Type U)	Bluetooth Classic	Tensiomètre	Oui	2009
CPX186 Blood Pressure and Weighing Scale	Cypak	CPX186	USB	-	Non	2009
Onyx II Pulse Oximeter	Nonin	Onyx II	Bluetooth Classic	Oxymètre	Oui	2009
Health Guide	Intel	Health Guide	USB	-	Non	2009
Continua Bluetooth® Manager Stack for Windows, manufactured by Toshiba	Toshiba Corporation	HDP STACK	Bluetooth Classic	-	Non	2009
Continua certified Weighing Scale with a Body Composition Monitor using Bluetooth® wireless technology	Omron Healthcare	HBF-206IT	Bluetooth Classic	Balance, Analyseur de composition corporelle	Oui	2009
Bluetooth Blood Pressure Monitor	Omron Healthcare	HEM-7081-ITZ	Bluetooth Classic	Tensiomètre	Oui	2009

TOUGHBOOK Continua Bluetooth Manager PC	Panasonic	H1, C1, CF	Bluetooth Classic	-	Non	2009
Bluetooth Pedometer & Docking Station (Japanese 'Go smart' and US 'Walking style' versions)	Omron Healthcare	HHX-IT1	Bluetooth Classic	Podomètre	Non	2009
Reference system based on MSP430F552x Ultra-Low-Power Microcontroller	Texas Instruments	MSP430F552x	USB	-	Oui	2009
Continua certified Weighing Scale with a Body Composition Monitor using Bluetooth® wireless technology	Omron Healthcare	WEG BCA	Bluetooth Classic	Balance	Oui	2010
WebSphere Sensor Event Server – HRN Exporter/Sender	IBM	HRN Exporter	IHE XDR	-	Non	2009
HealthLink USB Manager with Weighing Scale (OXP lib, PAN client C++ library), winusb Shim	Lamprey Networks	OXP LIB	USB	-	Oui	2009
i.MX AHD Reference Platform running LNI HealthLink/OXP-Libraries (Linux) and Continua certified as a Manager supporting the Blood Pressure Monitor device specialization	Freescaple	i.MX AHD	USB	-	Oui	2010
i.MX AHD Reference Platform running LNI HealthLink/OXP-Libraries (Linux) and Continua certified as a Manager supporting the Blood Pressure Monitor device specialization	Lamprey Networks	i.MX AHD	USB	-	Oui	2009
Continua x73 Manager USB Reference System supporting Pulse Oximeter, Blood Pressure Monitor, Thermometer, Weighing Scale and Glucose Meter device specializations	Wipro	x73 Manager	USB	-	Oui	2010
Mobile Phone Bluetooth Manager Platform, FOMA Mobile Phone supporting Weighing Scale and Blood Pressure Monitor Device Specializations (F_MP01 : F-01C, F-02C, F-03C)	Fujitsu Mobile Communications Limited	F_MP01 : F-01C, F-02C, F-03C	Bluetooth Classic	-	Non	2010
dynabook series with Continua Bluetooth Manager for Windows, manufactured by TOSHIBA and Tablet with Continua Bluetooth Manager for	Toshiba Corporation	PARX3W9MLB10MAW3, PR73*****, T*****	Bluetooth Classic	-	Non	2010

Windows, manufactured by TOSHIBA						
eHealth Bluetooth® Gateway Manager supporting all Device Specializations	Bluegiga	eHealth Gateway	Bluetooth Classic	-	Non	2010
The WristOx2™, Model 3150 Wrist-worn Pulse Oximeter	Nonin	WristOx2™	Bluetooth Classic	Oxymètre	Oui	2010
Health Guide Client Software USB Manager supporting Blood Pressure Monitor and Weighing Scale device specializations	Intel	Health Guide	USB	-	Non	2010
FORA D40 Bluetooth Agent supporting Blood Pressure Monitor and Glucose Monitor device specializations	TaiDoc	D40B (TD3261F - Type A)	Bluetooth Classic	Tensiomètre, Glucomètre	Oui	2009
Secure Personal Sensor SDK - Bluetooth Manager supporting weighing scale and blood pressure monitor device specializations.	Elbrys Networks	SDK	Bluetooth Classic	-	Non	2011
Gateway Reference Platform - Bluetooth Manager supporting weighing scale and blood pressure monitor device specializations.	Texas Instruments	Gateway Reference Platform	Bluetooth Classic	-	Non	2011
USB Manager Evaluation Kit supporting Pulse-ox, Blood Pressure Monitor, Weighing Scale, Cardiovascular, Strength, Activity Hub, Thermometer and Glucose Meter device specializations	Intel	Evaluation Kit	USB	-	Non	2011
HealthLink PC Manager with Stonestreet One Bluetooth and USB supporting all v1.0 Device Specializations	Lamprey Networks	PC HDP	Bluetooth Classic	-	Oui	2011
STM32L Microcontroller Reference System – USB Agent supporting Thermometer Device Specialization	STMicroelectronics	STM32L	USB	Thermomètre	Oui	2011
PC Manager	Vignet	PC HDP	Bluetooth Classic	-	Non	2011
BlueMod+P2x/G2/IEEE/415 Bluetooth Agent Reference System supporting Weighing Scale device specialization	Stollmann E+V GmbH	BlueMod+P2x/G2/IEEE/415	Bluetooth Classic	Balance	Non	2011
Bluetooth Reference System 'Manager S/W for Linux' supporting Pulse Oximeter, Blood Pressure Monitor, Thermometer,	Samsung	Linux Reference System	Bluetooth Classic	-	Non	2011



Weighing Scale, Glucose meter, Cardiovascular and Strength device specializations						
NTT DOCOMO Mobile Phone with SHARP HDP Manager Platform, SH-10C	Sharp	SH-10C	Bluetooth Classic	-	Non	2011
Bluetooth Stack for Windows by TOSHIBA – Universal Edition (S3B0623A001)	Toshiba Corporation	S3B0623A001 (Type A) and V9.**.** (Type U)	Bluetooth Classic	-	Non	2011
All Medicus - Bluetooth Blood Glucose Meter (GlucoDr Plus) AP001	H3 Systems	AP001	Bluetooth Classic	-	Oui	2011
EtherMind IEEE-11073 Manager	MindTree	IEEE-11073-M 1.5	Bluetooth Classic	-	Oui	2011
EtherMind IEEE-11073 Glucosemeter Agent	MindTree	EIEEE-11073-10417 1.5	Bluetooth Classic	-	Oui	2011
TOUGHBOOK, Let'snote Bluetooth Manager PC	Panasonic	CF-H2 as Type O, Let's note CF-SX1, NX1, NX2, CF-J10, CF-SX2, CF-AX2 and CF-C2 as Type U	Bluetooth Classic	-	Non	2011
Continua Demonstration Platform for V850 MCU	Renesas Electronics	V850	USB	Glucométre	Oui	2011
T-01D (Triumph) - Fujitsu: NTT Docomo	FUJITSU LIMITED	T-01D (Type A), F-05D (Type U), F-08D (Type U)	Bluetooth Classic	-	Non	2011
Mobile Phone, HDP Manager Platform, Symbian mobile phone	FUJITSU LIMITED	F-02D (Type D), F-04D and F-01E as Type U	Bluetooth Classic	-	Non	2011
Bosch RF-Module	Robert Bosch Healthcare GmbH	F2M03GX/GXA as Type A and Type U (updated for bugz: 766)	Bluetooth Classic	-	Non	2011
FORA D40 Blood Glucose plus Pressure Monitoring System	TaiDoc	FORA D40/TD3261 (TD3261F2 - Type D)	USB	Tensiomètre, Glucométre	Oui	2011
SH-03D and SH-05D	Sharp	XN-DVBT90 (Type A), XN-DRBT16 (Type U)	Bluetooth Classic	-	Non	2011
Mobile phone HDP manager platform, Android mobile phone	FUJITSU LIMITED	F-03D as Type A and ISW11F as Type U	Bluetooth Classic	-	Non	2011
Hicare Home Doctor (HX461)	INSUNG INFORMATION CO., LTD.	HX461	Bluetooth Classic	-	Oui	2011
Onkyo Slate PC with Continua certified	Onkyo Digital Solutions	TW2A-A25Z Series	Bluetooth Classic	-	Non	2011

## 8.2. Annexe B

Tableau 8.2. Liste de 92 capteurs connectés pouvant servir dans le suivi de l'état de santé des seniors.

<b>Fabricant</b>	<b>Capteur</b>	<b>Catégorie</b>	<b>Connectivité</b>	<b>Interopérable</b>	<b>ISO/IEEE 11073</b>
A&D Medical	UA-767PBT-C	Tensiomètre	Bluetooth	Oui	Oui
A&D Medical	UC-321PBT-C	Balance	Bluetooth	Oui	Oui
Archos	Activity Tracker	Moniteur d'activité	Bluetooth	Non	Non
Archos	Blood Pressure	Tensiomètre	Bluetooth	Non	Non
Archos	Connected Scale	Balance	Bluetooth	Non	Non
AuxiVia	AuxiVia	Verre	Bluetooth	Non	Non
Bewell Connect	MyCoach	Moniteur d'activité	Bluetooth	Non	Non
Bewell Connect	MyGlucio	Glucomètre	Bluetooth	Non	Non
Bewell Connect	MyOxy	Oxymètre	Bluetooth	Non	Non
Bewell Connect	MyScale Analyzer	Balance	Bluetooth	Non	Non
Bewell Connect	MyScale Initial	Balance	Bluetooth	Non	Non
Bewell Connect	MyScale-XL	Balance	Bluetooth	Non	Non
Bewell Connect	MyTens Pro	Stimulateur musculaire	Bluetooth	Non	Non
Bewell Connect	MyTensio (Brassard)	Tensiomètre	Bluetooth	Non	Non
Bewell Connect	MyTensio (Poignet)	Tensiomètre	Bluetooth	Non	Non
Bewell Connect	MyThermo	Thermomètre	Bluetooth	Non	Non
Brisecare	BRISE Air Meter	Moniteur d'air	Wi-Fi	Non	Non
Diabe	Diabeto	Glucomètre	Bluetooth	Oui	Non
Feetme	Feetme	Semelle	Bluetooth	Non	Non
Fitbit	Aria	Balance	Wi-Fi	Oui	Non
Fitbit	Charge	Moniteur d'activité	Bluetooth	Oui	Non
Fitbit	Charge HR	Moniteur d'activité	Bluetooth	Non	Non
Fitbit	ChargeHR	Moniteur d'activité	Bluetooth	Oui	Non
Fitbit	Flex	Moniteur d'activité	Bluetooth	Oui	Non

Fitbit	Flex	Moniteur d'activité	Bluetooth	Non	Non
Fitbit	Surge	Moniteur d'activité	Bluetooth	Oui	Non
Fitbit	Zip	Moniteur d'activité	Bluetooth	Oui	Non
Foobot	Foobot	Moniteur d'air	Wi-Fi	Oui	Non
Groking Lab	Ozmo	Bouteille	Bluetooth	Oui	Non
Hexoskin	Hexoskin	ECG	Bluetooth	Oui	Non
iHealth	Air	Oxymètre	Bluetooth	Oui	Non
iHealth	Align	Glucomètre	Bluetooth	Oui	Non
iHealth	Core	Balance	Wi-Fi	Oui	Non
iHealth	Edge	Moniteur d'activité	Bluetooth	Oui	Non
iHealth	Feel BP5	Tensiomètre	Bluetooth	Oui	Non
iHealth	GlucO	Glucomètre	Bluetooth	Oui	Non
iHealth	Lite	Balance	Bluetooth	Oui	Non
iHealth	Sense BP7	Tensiomètre	Bluetooth	Oui	Non
iHealth	Track	Tensiomètre	Bluetooth	Oui	Non
iHealth	View BP7S	Tensiomètre	Bluetooth	Oui	Non
iHealth	Wave	Moniteur d'activité	Bluetooth	Oui	Non
Kinsa	Smart Ear	Thermomètre	Bluetooth	Non	Non
Kinsa	Smart Stick	Thermomètre	Audio jack	Non	Non
Kolibree	Ara	Brosse à dent	Bluetooth	Oui	Non
Kolibree	Kolibree	Brosse à dent	Bluetooth	Oui	Non
Loon Lab	Looncup	Moniteur de menstruation	Bluetooth	Non	Non
Lowiee	Lowiee	Paquet de cigarette	Bluetooth	Non	Non
Medissimo	Imedipac	Pillulier	Wifi/GPRS	Oui	Non
Melomind	Melomind	EEG	Bluetooth	Non	Non
Microsoft	Band 2	Moniteur d'activité	Bluetooth	Non	Non
MocaCare	MOCACuff	Tensiomètre	Bluetooth	Non	Non
MocaCare	MocaHeart	Oxymètre	Bluetooth	Non	Non
Nonin	Onyx II 9560	Oxymètre	Bluetooth	Oui	Oui

Omron	BP792IT	Tensiomètre	Bluetooth	Oui	Oui
Omron	HBF-206IT	Balance	Bluetooth	Oui	Oui
Oral-B	White 7000	Brosse à dent	Bluetooth	Oui	Non
Out of Galaxy	H2O-Pal	Bouteille	Bluetooth	Non	Non
Poze	Poze	Capteur de posture	Bluetooth	Non	Non
Qardio	QardioCore	ECG	Bluetooth	Non	Non
Rijjuven	Rejiva	Multi-capteurs	Bluetooth	Non	Non
Roche	Accu-Check Mobile	Glucomètre	USB	Oui	Oui
Scanadu	Scout	Multi-capteurs	Bluetooth	Non	Non
Scanadu	Scanaflo	Scanner urinaire	Bluetooth	Non	Non
SITU	Balance Situ	Balance culinaire	Bluetooth	Non	Non
SKELab	Neo	Conteneur	Bluetooth	Non	Non
Slow Control	10S Fork	Fourchette	Bluetooth	Non	Non
Smart Peak Flow	Smart Peak Flow	Spiromètre	Audio jack	Non	Non
SmartPlate	SmartPlate	Balance culinaire	Bluetooth/Wi-Fi	Non	Non
Swaf	Swaf	Verre	Radio	Non	Non
The Fat Band	PATH	Moniteur de métabolisme	Bluetooth	Non	Non
The Orange Chef	Prep Pad	Balance culinaire	Bluetooth	Non	Non
TheBiteBite	BiteBite	Moniteur d'alimentation	Bluetooth	Non	Non
Tricella	Tricella	Pillulier	Bluetooth	Non	Non
UpRight	Go	Capteur de posture	Bluetooth	Non	Non
Vessyl	Pryme Vessyl	Bouteille	Bluetooth	Non	Non
Vessyl	Vessyl	Bouteille	Bluetooth	Non	Non
Vigilant	Rainbow	Brosse à dent	Bluetooth	Non	Non
Vivago	Vivago	Montre de téléalarme	Radio	Non	Non
VIVALNK	Fever Scout	Thermomètre	Bluetooth	Oui	Non
Withings	Activité Steel	Moniteur d'activité	Bluetooth	Oui	Non
Withings	Aura Connected Alarm Clock + Sleep Sensor	Moniteur de sommeil	Wi-Fi	Oui	Non
Withings	Body Cardio	Balance	Wi-Fi	Oui	Non

Withings	Body Cardio	Balance	Wi-Fi	Oui	Non
Withings	Go	Moniteur d'activité	Bluetooth	Oui	Non
Withings	Hair Coach	Brosse à cheveux	Bluetooth/Wi-Fi	Oui	Non
Withings	Pulse Ox	Moniteur d'activité	Bluetooth	Oui	Non
Withings	Steel HR	Moniteur d'activité	Bluetooth	Oui	Non
Withings	Tensiomètre sans-fil	Tensiomètre	Bluetooth	Oui	Non
Withings	Tensiomètre sans-fil+	Moniteur de sommeil	Wi-Fi	Oui	Non
Withings	Thermo	Thermomètre	Bluetooth/Wi-Fi	Oui	Non
Xiaomi	Mi Band	Moniteur d'activité	Bluetooth	Oui	Non
Xiaomi	Mi Smart Scale 1	Balance	Wi-Fi	Non	Non

### 8.3. Annexe C

La brochure distribuée aux participants à l'expérimentation sur le monitoring de la tension artérielle.

#### Expérimentation BP

L'hypertension artérielle est une maladie chronique qui peut être à l'origine de troubles cardiaques. La surveiller et la contrôler permet de réduire le risque d'accident vasculaire cérébral (AVC) de 40% et celui d'infarctus du myocarde de 15% [1]. Ce suivi peut être effectué grâce à la mesure de la tension artérielle.

Le recours à l'automesure tensionnelle est de plus en plus répandu grâce à la dématérialisation des capteurs connectés. La tension artérielle doit être mesurée dans des conditions standardisées afin de garantir la fiabilité de ses résultats. Ces conditions, qui sont décrites par des recommandations internationales rédigées par les sociétés savantes [2] [3], sont :

- effectuer la mesure dans une pièce au calme et à température ambiante
- ne pas parler pendant la mesure
- ne pas effectuer de sport dans les 30 minutes avant la mesure
- s'asseoir et rester immobile 5 minutes avant la mesure en ayant le dos droit, les jambes non croisées et les pieds posés par terre
- ne pas bouger pendant la mesure
- ne pas fumer, boire du café ou de l'alcool dans les 30 minutes précédant la mesure.

Afin de guider le patient qui mesure sa tension artérielle, nous avons développé un système qui utilise quatre capteurs afin de déterminer si un certain nombre des conditions mentionnées ci-dessus ont été respectées ou non. Ces capteurs sont :

- Balance
- Actimètre
- Oxymètre
- Tensiomètre

Nous souhaitons, via une expérimentation, déterminer si les patients vont adhérer à un tel système. Cette expérimentation dure quatre semaines. Chaque participant devra prendre sa tension artérielle 3 jours successifs par semaine (dont un jour férié), trois fois le matin et trois fois le soir, avec au moins une minute d'intervalle entre chaque mesure.

L'actimètre devra être porté par le patient tout au long de la journée. La balance et l'oxymètre devront être utilisés avant la série des 2 mesures (une fois le matin, une fois le soir).

Le matériel devra être rendu au médecin qui l'a distribué.

#### Références

[1] Collins R, Peto R, MacMahon S, Godwin J, Qizilbash N, Collins R, et al. Blood pressure, stroke, and coronary heart disease. *The Lancet* [Internet]. 1990 Apr 7 [cited 2017 May 29];335(8693):827–38.

[2] Mancia G, Fagard R, Narkiewicz K, Redón J, Zanchetti A, Böhm M, et al. 2013 ESH/ESC Guidelines for the management of arterial hypertension: the Task Force for the management of arterial hypertension of the European Society of Hypertension (ESH) and of the European Society of Cardiology (ESC). *J Hypertens*. 2013 Jul;31(7):1281–357.

[3] National Clinical Guideline Centre (UK). Hypertension: The Clinical Management of Primary Hypertension in Adults: Update of Clinical Guidelines 18 and 34 [Internet]. London: Royal College of Physicians (UK); 2011 [cited 2017 May 29]. (National Institute for Health and Clinical Excellence: Guidance).



## Références





- AbuDagga, Azza, Helaine E. Resnick, and Majd Alwan. 2010. "Impact of Blood Pressure Telemonitoring on Hypertension Outcomes: A Literature Review." *Telemedicine and E-Health* 16 (7): 830–38. <https://doi.org/10.1089/tmj.2010.0015>.
- "Active@Home | Active@Home." n.d. Accessed September 14, 2018. <http://www.active-at-home.com/>.
- Ainsworth, B. E., W. L. Haskell, A. S. Leon, D. R. Jacobs, H. J. Montoye, J. F. Sallis, and R. S. Paffenbarger. 1993. "Compendium of Physical Activities: Classification of Energy Costs of Human Physical Activities." *Medicine and Science in Sports and Exercise* 25 (1): 71–80.
- Akyazi, O., S. Batmaz, B. Kosucu, and B. Arnrich. 2017. "SmokeWatch: A Smartwatch Smoking Cessation Assistant." In *2017 25th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU)*, 1–4. <https://doi.org/10.1109/SIU.2017.7960536>.
- American Heart Association. 2016a. "All About Heart Rate (Pulse)." April 2016. [http://www.heart.org/HEARTORG/Conditions/More/MyHeartandStrokeNews/All-About-Heart-Rate-Pulse\\_UCM\\_438850\\_Article.jsp#.WUjfCOvyhE](http://www.heart.org/HEARTORG/Conditions/More/MyHeartandStrokeNews/All-About-Heart-Rate-Pulse_UCM_438850_Article.jsp#.WUjfCOvyhE).
- . 2016b. "How to Monitor and Record Your Blood Pressure." September 2016. [http://www.heart.org/HEARTORG/Conditions/HighBloodPressure/SymptomsDiagnosisMonitoringofHighBloodPressure/How-to-Monitor-and-Record-Your-Blood-Pressure\\_UCM\\_303323\\_Article.jsp#](http://www.heart.org/HEARTORG/Conditions/HighBloodPressure/SymptomsDiagnosisMonitoringofHighBloodPressure/How-to-Monitor-and-Record-Your-Blood-Pressure_UCM_303323_Article.jsp#).
- . 2017. "Understanding Blood Pressure Readings." April 2017. [http://www.heart.org/HEARTORG/Conditions/HighBloodPressure/KnowYourNumbers/Understanding-Blood-Pressure-Readings\\_UCM\\_301764\\_Article.jsp#.WSwVTuyyhaT](http://www.heart.org/HEARTORG/Conditions/HighBloodPressure/KnowYourNumbers/Understanding-Blood-Pressure-Readings_UCM_301764_Article.jsp#.WSwVTuyyhaT).
- American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers. 2013. "Standard 55-2013 – Thermal Environmental Conditions for Human Occupancy."
- Appelboom, Geoff, Melissa LoPresti, Jean-Yves Reginster, E. Sander Connolly, and Emmanuel P. L. Dumont. 2014. "The Quantified Patient: A Patient Participatory Culture." *Current Medical Research and Opinion* 30 (12): 2585–87. <https://doi.org/10.1185/03007995.2014.954032>.
- "Apple Watch Series 4." n.d. Apple (France). Accessed September 14, 2018. <https://www.apple.com/fr/apple-watch-series-4/>.
- Berger, Abi. 2001. "Oscillatory Blood Pressure Monitoring Devices." *BMJ: British Medical Journal* 323 (7318): 919. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1121444/>.
- "Blood Pressure Monitor Market Size North America by Country 2022 | Forecast." n.d. Statista. Accessed May 23, 2018. <https://www.statista.com/statistics/648590/blood-pressure-monitor-market-value-north-america-by-country/>.
- "Blood Pressure Monitors Market Revenue in the EU5 2008-2022 | Statistic." n.d. Statista. Accessed May 18, 2018. <https://www.statista.com/statistics/653590/blood-pressure-monitors-market-revenue-eu5/>.
- "Bluelinea: Téléassistance Personnes âgées, Téléalarme et Domotique." n.d. Bluelinea - Créons du lien. Accessed September 14, 2018. <https://bluelinea.com/>.
- Boman, Kurt, Andre Brenander, Mats Gustavsson, and Curt D. Furberg. 2014. "A Pilot Test of a New Tool for Remote Blood Pressure Monitoring." *Journal of Telemedicine and Telecare* 20 (5): 239–41. <https://doi.org/10.1177/1357633X14536348>.
- Bonhomme, Sylvain. n.d. "Méthodologie et outils pour la conception d'un habitat intelligent."
- "Brain@Home - Home." n.d. Accessed September 14, 2018. <http://www.brainathome-aal.com/index.php/en/>.
- Business Insider Australia. 2014. "The Internet of Everything: 2014."
- Catarinucci, L., D. de Donno, L. Mainetti, L. Palano, L. Patrono, M. L. Stefanizzi, and L. Tarricone. 2015. "An IoT-Aware Architecture for Smart Healthcare Systems." *IEEE Internet of Things Journal* 2 (6): 515–26. <https://doi.org/10.1109/JIOT.2015.2417684>.
- Choukroun, D., I. Y. Bar-Itzhack, and Y. Oshman. 2006. "Novel Quaternion Kalman Filter." *IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems* 42 (1): 174–90. <https://doi.org/10.1109/TAES.2006.1603413>.
- Clark, Christopher E, Rod S Taylor, Angela C Shore, Obioha C Ukoumunne, and John L Campbell. 2012. "Association of a Difference in Systolic Blood Pressure between Arms with Vascular Disease and Mortality: A Systematic Review and Meta-Analysis." *The Lancet* 379 (9819): 905–14. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(11\)61710-8](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(11)61710-8).

- Collins, R, R Peto, S MacMahon, J Godwin, N Qizilbash, R Collins, S MacMahon, et al. 1990. "Blood Pressure, Stroke, and Coronary Heart Disease." *The Lancet*, Originally published as Volume 1, Issue 8693, 335 (8693): 827–38. [https://doi.org/10.1016/0140-6736\(90\)90944-Z](https://doi.org/10.1016/0140-6736(90)90944-Z).
- Continua Health Alliance. 2014. "Continua WAN: Overview for One M2M's TP#9 Mobile." February 19.
- "CO-TRAIN, Training & Coaching System, Dementia, Frailty, AAL Programme." n.d. CO-TRAIN. Accessed September 14, 2018. <https://www.cotrain.eu/>.
- Council Directive 93/42/EEC of 14 June 1993 Concerning Medical Devices. 1993. 169. Vol. OJ L. <http://data.europa.eu/eli/dir/1993/42/oj/eng>.
- "Croissance de 10% Des Dépenses En Ligne En France - Français - Kantar Worldpanel." n.d. Accessed May 18, 2018. <https://www.kantarworldpanel.com/fr/A-la-une/amazon>.
- Curb, J. David, Nemat O. Borhani, Thomas P. Blaszkowski, Neal Zimbaldi, Socrates Fotiu, and Wallace Williams. 1985. "Long-Term Surveillance for Adverse Effects of Antihypertensive Drugs." *JAMA* 253 (22): 3263–68. <https://doi.org/10.1001/jama.1985.03350460063022>.
- Department, Fibaro Design. n.d. "FIBARO | Motion Sensor - Motion Detector." Fibaro.Com. Accessed June 15, 2018. <https://www.fibaro.com/en/products/motion-sensor/>.
- "Détecteur de Chute En Temps Réel - Morphée +." n.d. Accessed September 14, 2018. <https://www.morphee.eu.com/>.
- Deutsch, Cornelia, Ralf Krüger, Kanako Saito, Shingo Yamashita, Yukiya Sawanoi, Beate Beime, and Peter Bramlage. 2014. "Comparison of the Omron RS6 Wrist Blood Pressure Monitor with the Positioning Sensor on or off with a Standard Mercury Sphygmomanometer." *Blood Pressure Monitoring* 19 (5): 306. <https://doi.org/10.1097/MBP.000000000000063>.
- "Enovap | The First Intelligent E-Cigarette." n.d. Accessed May 23, 2018. <http://www.enovap.com/en/>.
- "Eurostat - Tables, Graphs and Maps Interface (TGM) Table." n.d. Accessed August 9, 2018. <http://ec.europa.eu/eurostat/tgm/refreshTableAction.do?tab=table&plugin=1&pcode=tps00010&language=fr>.
- Evans, Jarrett, Amy Papadopoulos, Christine Tsien Silvers, Neil Charness, Walter R. Boot, Loretta Schlachta-Fairchild, Cindy Crump, Michele Martinez, and Carrie Beth Ent. 2015. "Remote Health Monitoring for Older Adults and Those with Heart Failure: Adherence and System Usability." *Telemedicine and E-Health* 22 (6): 480–88. <https://doi.org/10.1089/tmj.2015.0140>.
- Fagard, Robert H., and Véronique A. Cornelissen. 2007. "Incidence of Cardiovascular Events in White-Coat, Masked and Sustained Hypertension versus True Normotension: A Meta-Analysis." *Journal of Hypertension* 25 (11): 2193–98. <https://doi.org/10.1097/HJH.0b013e3282ef6185>.
- Falbe, Jennifer, Kirsten K. Davison, Rebecca L. Franckle, Claudia Ganter, Steven L. Gortmaker, Lauren Smith, Thomas Land, and Elsie M. Taveras. 2015. "Sleep Duration, Restfulness, and Screens in the Sleep Environment." *Pediatrics* 135 (2): e367–75. <https://doi.org/10.1542/peds.2014-2306>.
- "Fitbit Charge 2™ Bracelet d'activité avec suivi de la fréquence cardiaque." n.d. Accessed May 23, 2018. <https://www.fitbit.com/fr/charge2>.
- Forbrukerradet. 2016. "Consumer Protection in Fitness Wearables."
- Fourati, H., N. Manamanni, L. Afilal, and Y. Handrich. 2011. "A Nonlinear Filtering Approach for the Attitude and Dynamic Body Acceleration Estimation Based on Inertial and Magnetic Sensors: Bio-Logging Application." *IEEE Sensors Journal* 11 (1): 233–44. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2010.2053353>.
- "Gartner Says Worldwide Wearable Device Sales to Grow 17 Percent in 2017." n.d. Accessed June 9, 2018. <https://www.gartner.com/newsroom/id/3790965>.
- Gay, Valerie, and Peter Leijdekkers. 2015. "Bringing Health and Fitness Data Together for Connected Health Care: Mobile Apps as Enablers of Interoperability." *Journal of Medical Internet Research* 17 (11). <https://doi.org/10.2196/jmir.5094>.

- "Global Intelligent Assistant Market Share 2017-2020 | Statistic." n.d. Statista. Accessed May 27, 2018. <https://www.statista.com/statistics/789633/worldwide-digital-assistant-market-share/>.
- "Global Smart TV Market Share 2015-2018 | Statistic." n.d. Statista. Accessed September 5, 2018. <https://www.statista.com/statistics/889000/worldwide-smart-tv-market-share/>.
- "Global Tablet Unit Shipments Forecast 2010-2022 | Statistic." n.d. Statista. Accessed November 5, 2018. <https://www.statista.com/statistics/269912/worldwide-tablet-shipments-forecast/>.
- Gorny, Alexander Wilhelm, Seaw Jia Liew, Chuen Seng Tan, and Falk Müller-Riemenschneider. 2017. "Fitbit Charge HR Wireless Heart Rate Monitor: Validation Study Conducted Under Free-Living Conditions." *JMIR MHealth and UHealth* 5 (10). <https://doi.org/10.2196/mhealth.8233>.
- Hadar, Aviad, Itay Hadas, Avi Lazarovits, Uri Alyagon, Daniel Eliraz, and Abraham Zangen. 2017. "Answering the Missed Call: Initial Exploration of Cognitive and Electrophysiological Changes Associated with Smartphone Use and Abuse." *PLOS ONE* 12 (7): e0180094. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0180094>.
- Haskell, William L., I.-min Lee, Russell R. Pate, Kenneth E. Powell, Steven N. Blair, Barry A. Franklin, Caroline A. Macera, Gregory W. Heath, Paul D. Thompson, and Adrian Bauman. 2007. "Physical Activity and Public Health: Updated Recommendation for Adults from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association." *Medicine & Science in Sports & Exercise* 39 (8): 1423–34. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e3180616b27>.
- Henry, C. J. K. 2005. "Basal Metabolic Rate Studies in Humans: Measurement and Development of New Equations." *Public Health Nutrition* 8 (7a): 1133–52. <https://doi.org/10.1079/PHN2005801>.
- Hofer, T., M. Schumacher, and S. Bromuri. 2015. "COMPASS: An Interoperable Personal Health System to Monitor and Compress Signals in Chronic Obstructive Pulmonary Disease." In *2015 9th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth)*, 304–11. <https://doi.org/10.4108/icst.pervasivehealth.2015.259186>.
- Hood, Leroy, and Mauricio Flores. 2012. "A Personal View on Systems Medicine and the Emergence of Proactive P4 Medicine: Predictive, Preventive, Personalized and Participatory." *New Biotechnology, Molecular Diagnostics & Personalised Medicine*, 29 (6): 613–24. <https://doi.org/10.1016/j.nbt.2012.03.004>.
- Horcher, Gary. 2018. "Woman Says Her Amazon Device Recorded Private Conversation, Sent It out to Random Contact." KIRO. May 25, 2018. <https://www.kiro7.com/news/local/woman-says-her-amazon-device-recorded-private-conversation-sent-it-out-to-random-contact/755507974>.
- Huynh, Du Q. 2009. "Metrics for 3D Rotations: Comparison and Analysis." *Journal of Mathematical Imaging and Vision* 35 (2): 155–64. <https://doi.org/10.1007/s10851-009-0161-2>.
- "Hypertension - Worldwide | Statista Market Forecast." n.d. Statista. Accessed May 18, 2018. <https://www.statista.com/outlook/315/100/hypertension/worldwide>.
- "IEEE Standard Computer Dictionary: A Compilation of IEEE Standard Computer Glossaries." 1991. *IEEE Std 610*, January, 1–217. <https://doi.org/10.1109/IEEESTD.1991.106963>.
- "In-App Purchase Revenues Worldwide 2015-2020 | Statistic." n.d. Statista. Accessed May 21, 2018. <https://www.statista.com/statistics/220186/total-global-in-app-revenue-forecast/>.
- Inc, Blocks Wearables. n.d. "BLOCKS | The First Customisable Modular Smartwatch." Accessed October 8, 2018. <https://www.chooseblocks.com/>.
- "Institut Français Des Seniors - Les Seniors et Les Médicaments." n.d. Accessed August 9, 2018. <http://www.institutfrançaisdesseñiors.com/index.php/nos-etudes/61-les-señiors-et-les-medicaments>.
- "Intervox, des solutions pour le maintien à domicile." n.d. Intervox. Accessed September 14, 2018. <https://www.intervox.fr>.

- "IoT: Number of Connected Devices Worldwide 2012-2025." n.d. Statista. Accessed September 18, 2018. <https://www.statista.com/statistics/471264/iot-number-of-connected-devices-worldwide/>.
- Jaber, Rana. 2014. "Méthodologies et Technologies Pour l'évaluation de La Fragilité Physique Des Personnes Âgées." Thesis, Troyes. <http://www.theses.fr/2014TROY0020>.
- Kang, Yuan-Yuan, Wei-Fang Zeng, Lu Zhang, Yan Li, and Ji-Guang Wang. 2014. "Validation of the AVITA BPM15S Wrist Blood Pressure Monitor for Home Blood Pressure Monitoring According to the European Society of Hypertension International Protocol Revision 2010." *Blood Pressure Monitoring* 19 (3): 183. <https://doi.org/10.1097/MBP.0000000000000041>.
- Kim, Ju Young, Nathan E. Wineinger, and Steven R. Steinhubl. 2016. "The Influence of Wireless Self-Monitoring Program on the Relationship Between Patient Activation and Health Behaviors, Medication Adherence, and Blood Pressure Levels in Hypertensive Patients: A Substudy of a Randomized Controlled Trial." *Journal of Medical Internet Research* 18 (6): e116. <https://doi.org/10.2196/jmir.5429>.
- Kusk, K., D. B. Nielsen, T. Thylstrup, N. H. Rasmussen, J. Jørvang, C. F. Pedersen, and S. Wagner. 2013. "Feasibility of Using a Lightweight Context-Aware System for Facilitating Reliable Home Blood Pressure Self-Measurements." In *Proceedings of the 7th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare, 236-239*. PervasiveHealth '13. ICST, Brussels, Belgium, Belgium: ICST (Institute for Computer Sciences, Social-Informatics and Telecommunications Engineering). <https://doi.org/10.4108/icst.pervasivehealth.2013.252107>.
- "La canne connectée – Dring – système d'alerte." n.d. Accessed September 14, 2018. <http://dring.io/fr/la-canne-connectee/>.
- "La téléassistance pour les personnes âgées avec Veiller sur mes parents." n.d. La Poste. Accessed August 31, 2018. <https://www.laposte.fr/particulier/veiller-sur-mes-parents/teleassistance-securite-et-autonomie-de-personnes-agees>.
- "L'agrément Des Hébergeurs de Données de Santé à Caractère Personnel | Esante.Gouv.Fr, Le Portail de l'ASIP Santé." 2011. 2011. <http://esante.gouv.fr/services/reperes-juridiques/l-agrement-des-hebergeurs-de-donnees-de-sante-a-caractere-personnel>.
- Levy, Becca R., Pil H. Chung, Talya Bedford, and Kristina Navrazhina. 2014. "Facebook as a Site for Negative Age Stereotypes." *The Gerontologist* 54 (2): 172-76. <https://doi.org/10.1093/geront/gns194>.
- "Life Plus - La Solution Innovante Du Bien Vieillir." n.d. Accessed September 14, 2018. <https://www.lifeplus.io/>.
- Lindahl, Camilla, Stefan Wagner, Niels Uldbjerg, Jacob Mørup Schlütter, Olav Bertelsen, and Puk Sandager. 2017. "Effects of Context-Aware Patient Guidance on Blood Pressure Self-Measurement Adherence Levels." *Health Informatics Journal*, July, 1460458217717073. <https://doi.org/10.1177/1460458217717073>.
- "Locations for Using Smart Speaker in Home 2017 | Statistic." n.d. Statista. Accessed May 21, 2018. <https://www.statista.com/statistics/797552/us-location-for-using-smart-speaker/>.
- Madgwick, S. O. H., A. J. L. Harrison, and R. Vaidyanathan. 2011. "Estimation of IMU and MARG Orientation Using a Gradient Descent Algorithm." In *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, 1-7*. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2011.5975346>.
- Mahony, R., T. Hamel, and J. M. Pflimlin. 2008. "Nonlinear Complementary Filters on the Special Orthogonal Group." *IEEE Transactions on Automatic Control* 53 (5): 1203-18. <https://doi.org/10.1109/TAC.2008.923738>.
- Mancia, Giuseppe, Robert Fagard, Krzysztof Narkiewicz, Josep Redón, Alberto Zanchetti, Michael Böhm, Thierry Christiaens, et al. 2013. "2013 ESH/ESC Guidelines for the Management of Arterial Hypertension: The Task Force for the Management of Arterial Hypertension of the European Society of Hypertension (ESH) and of the European Society of Cardiology (ESC)." *Journal of Hypertension* 31 (7): 1281-1357. <https://doi.org/10.1097/01.hjh.0000431740.32696.cc>.
- Manyika, J., Chui, M., Bisson, P., Woetzel, J., Dobbs, R., Bughin, J., and Aharon, D. 2015. "The Internet of Things: Mapping the Value Beyond the Hype." McKinsey Global Institute.

- Martin, Philippe, and Erwan Salaün. 2010. "Design and Implementation of a Low-Cost Observer-Based Attitude and Heading Reference System." *Control Engineering Practice*, Special Issue on Aerial Robotics, 18 (7): 712–22. <https://doi.org/10.1016/j.conengprac.2010.01.012>.
- Mengden, Thomas, Rosa Maria Hernandez Medina, Belen Beltran, Elena Alvarez, Karin Kraft, and Hans Vetter. 1998. "Reliability of Reporting Self-Measured Blood Pressure Values by Hypertensive Patients." *American Journal of Hypertension* 11 (12): 1413–17. [https://doi.org/10.1016/S0895-7061\(98\)00241-6](https://doi.org/10.1016/S0895-7061(98)00241-6).
- Michel, T., H. Fourati, P. Genevès, and N. Layaïda. 2015. "A Comparative Analysis of Attitude Estimation for Pedestrian Navigation with Smartphones." In *2015 International Conference on Indoor Positioning and Indoor Navigation (IPIN)*, 1–10. <https://doi.org/10.1109/IPIN.2015.7346767>.
- Mihaylov, M., A. Mihovska, S. Kyriazakos, and R. Prasad. 2015. "Interoperable EHealth Platform for Personalized Smart Services." In *2015 IEEE International Conference on Communication Workshop (ICCW)*, 240–45. <https://doi.org/10.1109/ICCW.2015.7247185>.
- "Montre d'alerte avec détecteur de chutes et GPS." n.d. Co-assist. Accessed September 14, 2018. <https://www.co-assist.fr/>.
- Murakami, Haruka, Ryoko Kawakami, Satoshi Nakae, Yoshio Nakata, Kazuko Ishikawa-Takata, Shigeho Tanaka, and Motohiko Miyachi. 2016. "Accuracy of Wearable Devices for Estimating Total Energy Expenditure: Comparison With Metabolic Chamber and Doubly Labeled Water Method." *JAMA Internal Medicine* 176 (5): 702–3. <https://doi.org/10.1001/jamainternmed.2016.0152>.
- Nakajima, K., T. Tamura, and H. Miike. 1996. "Monitoring of Heart and Respiratory Rates by Photoplethysmography Using a Digital Filtering Technique." *Medical Engineering & Physics* 18 (5): 365–72. [https://doi.org/10.1016/1350-4533\(95\)00066-6](https://doi.org/10.1016/1350-4533(95)00066-6).
- National Clinical Guideline Centre (UK). 2011. *Hypertension: The Clinical Management of Primary Hypertension in Adults: Update of Clinical Guidelines 18 and 34*. National Institute for Health and Clinical Excellence: Guidance. London: Royal College of Physicians (UK). <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK83274/>.
- "Netatmo Weather | Weather Station - Rain and Wind Gauge." n.d. Accessed May 23, 2018. <https://www.netatmo.com/en-US/product/weather/>.
- "Nielsen: Over 92% of Viewing among U.S. Adults Still Happens on the TV Screen." n.d. *TechCrunch* (blog). Accessed September 4, 2018. <http://social.techcrunch.com/2017/05/26/nielsen-over-92-of-viewing-among-u-s-adults-still-happens-on-the-tv-screen/>.
- "North America Smart Thermostat Market by Technology 2012-2022 | Statistic." n.d. Statista. Accessed May 29, 2018. <https://www.statista.com/statistics/780171/smart-thermostat-market-revenue-in-north-america-by-technology/>.
- O'Rourke, Michael F, Alfredo Pauca, and Xiong-Jing Jiang. 2001. "Pulse Wave Analysis." *British Journal of Clinical Pharmacology* 51 (6): 507–22. <https://doi.org/10.1046/j.0306-5251.2001.01400.x>.
- Palatini, P., D. Longo, G. Toffanin, O. Bertolo, V. Zaetta, and A.C. Pessina. 2004. "Wrist Blood Pressure Overestimates Blood Pressure Measured a...: Blood Pressure Monitoring." *LWW*. 2004. [http://journals.lww.com/bpmonitoring/Fulltext/2004/04000/Wrist\\_blood\\_pressure\\_over\\_estimates\\_blood\\_pressure.4.aspx](http://journals.lww.com/bpmonitoring/Fulltext/2004/04000/Wrist_blood_pressure_over_estimates_blood_pressure.4.aspx).
- "Persuasive Ambiences: Projektdetails Unterseiten." n.d. Accessed September 14, 2018. <http://great.labs.fhv.at/>.
- Piau, Antoine. n.d. "Méthodes d'évaluation multidimensionnelle et de travail collaboratif pour le développement des technologies de prévention de la dépendance des sujets âgés."
- "Policies for Actions on Google | Actions on Google." n.d. Google Developers. Accessed May 27, 2018. <https://developers.google.com/actions/policies/general-policies>.
- "Prevention of Disease in the Elderly - Geriatrics." n.d. MSD Manual Professional Edition. Accessed December 26, 2016.

- <http://www.msmanuals.com/professional/geriatrics/prevention-of-disease-and-disability-in-the-elderly/prevention-of-disease-in-the-elderly>.
- Rahmani, A. M., N. K. Thanigaivelan, Tuan Nguyen Gia, J. Granados, B. Negash, P. Liljeberg, and H. Tenhunen. 2015. "Smart E-Health Gateway: Bringing Intelligence to Internet-of-Things Based Ubiquitous Healthcare Systems." In *2015 12th Annual IEEE Consumer Communications and Networking Conference (CCNC)*, 826–34. <https://doi.org/10.1109/CCNC.2015.7158084>.
- Ramirez-Ramirez, R., M. Cosio-Leon, D. Ojeda-Carreño, M. Vazquez-Briseno, and J. I. Nieto-Hipolito. 2015. "Designing a Gateway IEEE1451-HL7 for E-Health Telemonitoring Services." In *2015 International Conference on Computing Systems and Telematics (ICCSAT)*, 1–6. <https://doi.org/10.1109/ICCSAT.2015.7362927>.
- Renaudin, Valérie, Christophe Combettes, Valérie Renaudin, and Christophe Combettes. 2014. "Magnetic, Acceleration Fields and Gyroscope Quaternion (MAGYQ)-Based Attitude Estimation with Smartphone Sensors for Indoor Pedestrian Navigation." *Sensors* 14 (12): 22864–90. <https://doi.org/10.3390/s141222864>.
- Reynolds, Christopher, Sara J. Czaja, and Joseph Sharit. 2002. "Age and Perceptions of Usability on Telephone Menu Systems." *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting* 46 (2): 175–79. <https://doi.org/10.1177/154193120204600201>.
- Robert Wang, Gordon Blackburn, Milind Desai, Dermot Phelan, Lauren Gillinov, Penny Houghtaling, and Marc Gillinov. 2017. "Accuracy of Wrist-Worn Heart Rate Monitors." *JAMA Cardiology* 2 (1): 104–6. <https://doi.org/10.1001/jamacardio.2016.3340>.
- Sansone, Randy A., and Lori A. Sansone. 2013. "Cell Phones." *Innovations in Clinical Neuroscience* 10 (1): 33–37. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3579483/>.
- Santamore, William P., Carol J. Homko, Abul Kashem, Timothy R. McConnell, Francis J. Menapace, and Alfred A. Bove. 2008. "Accuracy of Blood Pressure Measurements Transmitted Through a Telemedicine System in Underserved Populations." *Telemedicine and E-Health* 14 (4): 333–38. <https://doi.org/10.1089/tmj.2007.0063>.
- "Satisfaction with Multi-Room Speakers in the U.S. 2017 | Statistic." n.d. Statista. Accessed May 27, 2018. <https://www.statista.com/forecasts/798033/us-consumers-satisfaction-with-multi-room-speakers>.
- Schmitt, L., T. Falck, F. Wartena, and D. Simons. 2007. "Novel ISO/IEEE 11073 Standards for Personal Telehealth Systems Interoperability." In *2007 Joint Workshop on High Confidence Medical Devices, Software, and Systems and Medical Device Plug-and-Play Interoperability (HCMDSS-MDPnP 2007)*, 146–48. <https://doi.org/10.1109/HCMDSS-MDPnP.2007.9>.
- Seto, Emily, Kevin J Leonard, Joseph A Cafazzo, Jan Barnsley, Caterina Masino, and Heather J Ross. 2012. "Mobile Phone-Based Telemonitoring for Heart Failure Management: A Randomized Controlled Trial." *Journal of Medical Internet Research* 14 (1). <https://doi.org/10.2196/jmir.1909>.
- "Smart Speaker Market Revenue Worldwide 2017 and 2022 | Statistic." n.d. Statista. Accessed May 21, 2018. <https://www.statista.com/statistics/822511/worldwide-smart-speaker-market-revenue/>.
- "Smartphone OS Market Share Worldwide 2009-2016 | Statistic." 2017. Statista. 2017. <https://www.statista.com/statistics/263453/global-market-share-held-by-smartphone-operating-systems/>.
- "Smartphones." n.d. Statista. Accessed May 21, 2018. <https://www.statista.com/study/10490/smartphones-statista-dossier/>.
- "Smoking-Stopper Silver." n.d. SAS Regulsmoke. Accessed May 23, 2018. <http://www.smoking-stopper.com/en/shop/1-smoking-stopper-silver-3770009729017.html>.
- Solan, Matthew. 2016. "Your Resting Heart Rate Can Reflect Your Current — and Future — Health." *Harvard Health Blog*. June 17, 2016. <http://www.health.harvard.edu/blog/resting-heart-rate-can-reflect-current-future-health-201606179806>.
- "Statistiques Sur La Mortalité et l'espérance de Vie - Statistics Explained." n.d. Accessed August 9, 2018. [http://ec.europa.eu/eurostat/statistics-explained/index.php?title=Mortality\\_and\\_life\\_expectancy\\_statistics/fr](http://ec.europa.eu/eurostat/statistics-explained/index.php?title=Mortality_and_life_expectancy_statistics/fr).

- Swan, Melanie. 2013. "The Quantified Self: Fundamental Disruption in Big Data Science and Biological Discovery." *Big Data* 1 (2): 85–99. <https://doi.org/10.1089/big.2012.0002>.
- "Tablet OS Market Share Worldwide 2013-2020 | Statista." n.d. Statista. Accessed October 29, 2018. <https://www.statista.com/statistics/272446/global-market-share-held-by-tablet-operating-systems/>.
- "Téléassistance Nouvelle Génération – Téléalarme - Senioradom." n.d. Accessed September 14, 2018. <https://www.senioradom.com/>.
- "Téléassistance pour Personnes âgées à Domicile - Allovie ®." n.d. Accessed September 14, 2018. <http://www.teleassistance-allovie.com/>.
- troof. n.d. "Fitness Device, Wireless Fitness Tracker- IHealth." *IHealth Official Site for Personal Health Management* (blog). Accessed May 23, 2018. <https://ihealthlabs.com/fitness-devices/wireless-activity-and-sleep-tracker/>.
- Twenge, Jean M., Gabrielle N. Martin, and W. Keith Campbell. 2018. "Decreases in Psychological Well-Being Among American Adolescents After 2012 and Links to Screen Time During the Rise of Smartphone Technology." *Emotion*, January. <https://doi.org/10.1037/emo0000403>.
- "UpRightGo | Posture Training on the Go." n.d. Accessed June 22, 2017. <http://uprightgo.com/>.
- "U.S. Smart Speaker Commerce Satisfaction 2017 | Statista." n.d. Statista. Accessed May 27, 2018. <https://www.statista.com/statistics/795250/mobile-purchase-via-smart-speaker-satisfaction/>.
- "Verisure: Alarme Maison et Télésurveillance." n.d. Accessed September 14, 2018. <https://www.verisure.fr/>.
- "Vessyl." 2017. My Vessyl. July 2017. <https://www.myvessyl.com/vessyl/>.
- "Voice Search. Vertical Comparison Overview." 2018. ROAST.
- Wagner, S., T. S. Toffegaard, and O. W. Bertelsen. 2011. "Increased Data Quality in Home Blood Pressure Monitoring through Context Awareness." In *2011 5th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth) and Workshops*, 234–37. <https://doi.org/10.4108/icst.pervasivehealth.2011.245968>.
- Wagner, Stefan, Niels Henrik Buus, Bente Jespersen, Peter Ahrendt, Olav W. Bertelsen, and Thomas S. Toffegaard. 2013. "Measurement Adherence in the Blood Pressure Self-Measurement Room." *Telemedicine and E-Health* 19 (11): 826–33. <https://doi.org/10.1089/tmj.2013.0032>.
- Wagner, Stefan, Christina H. Kamper, Thomas S. Toffegaard, and Olav W. Bertelsen. 2013. "Blood Pressure Self-Measurement in the Obstetric Waiting Room." *Telemedicine and E-Health* 19 (11): 872–74. <https://doi.org/10.1089/tmj.2013.0065>.
- Wagner, Stefan, Thomas Skjødeberg Toffegaard, and Olav W. Bertelsen. 2012. "Challenges in Blood Pressure Self-Measurement." *Int. J. Telemedicine Appl.* 2012 (January): 2:2–2:2. <https://doi.org/10.1155/2012/437350>.
- Wang, Peng-Wei, Tai-Ling Liu, Chih-Hung Ko, Huang-Chi Lin, Mei-Feng Huang, Yi-Chun Yeh, and Cheng-Fang Yen. 2014. "Association between Problematic Cellular Phone Use and Suicide: The Moderating Effect of Family Function and Depression." *Comprehensive Psychiatry* 55 (2): 342–48. <https://doi.org/10.1016/j.comppsy.2013.09.006>.
- Wang, Qing, Huadong Zhao, Wan Chen, Ni Li, and Yi Wan. 2014. "Validation of the IHealth BP7 Wrist Blood Pressure Monitor, for Self-Measurement, According to the European Society of Hypertension International Protocol Revision 2010." *Blood Pressure Monitoring* 19 (1): 54. <https://doi.org/10.1097/MBP.0000000000000017>.
- Ward, Adrian F., Kristen Duke, Ayelet Gneezy, and Maarten W. Bos. 2017. "Brain Drain: The Mere Presence of One's Own Smartphone Reduces Available Cognitive Capacity." *Journal of the Association for Consumer Research* 2 (2): 140–54. <https://doi.org/10.1086/691462>.
- "Watch." n.d. Apple (France). Accessed May 23, 2018. <https://www.apple.com/fr/watch/>.
- "Welcome." n.d. Emerald. Accessed September 14, 2018. <http://www.emeraldforhome.com/>.
- "Which Digital Personal Assistant Is the Smartest?" 2018. Stone Temple. April 23, 2018. <https://www.stonetemple.com/digital-personal-assistants-study/>.



- Whitworth, Judith A., and World Health Organization, International Society of Hypertension Writing Group. 2003. "2003 World Health Organization (WHO)/International Society of Hypertension (ISH) Statement on Management of Hypertension." *Journal of Hypertension* 21 (11): 1983–92. <https://doi.org/10.1097/01.hjh.0000084751.37215.d2>.
- Wijsman, Liselotte W., Edo Richard, Ricardo Cachucho, Anton JM de Craen, Susan Jongstra, and Simon P. Mooijaart. 2016. "Evaluation of the Use of Home Blood Pressure Measurement Using Mobile Phone-Assisted Technology: The IVitality Proof-of-Principle Study." *JMIR MHealth and UHealth* 4 (2): e67. <https://doi.org/10.2196/mhealth.5485>.
- Wu, Yu, and Craig Slyke. 2005. "Interface Complexity and Elderly Users: Revisited." *SAIS 2005 Proceedings*, March. <https://aisel.aisnet.org/sais2005/51>.
- Yuksel, M., and A. Dogac. 2011. "Interoperability of Medical Device Information and the Clinical Applications: An HL7 RMIM Based on the ISO/IEEE 11073 DIM." *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* 15 (4): 557–66. <https://doi.org/10.1109/TITB.2011.2151868>.
- ZDNet. 2016. "Microsoft Pulls Band Listings from Its Store; Admits No Band 3 This Year." <http://www.zdnet.com/article/microsoft-pulls-band-listings-from-its-store-admits-no-band-3-this-year/>.
- Zhang, Guoming, Chen Yan, Xiaoyu Ji, Tianchen Zhang, Taimin Zhang, and Wenyuan Xu. 2017. "DolphinAttack: Inaudible Voice Commands." In *Proceedings of the 2017 ACM SIGSAC Conference on Computer and Communications Security*, 103–117. CCS '17. New York, NY, USA: ACM. <https://doi.org/10.1145/3133956.3134052>.
- Zheng, Feizhou, Peng Gao, Mindi He, Min Li, Changxi Wang, Qichang Zeng, Zhou Zhou, Zhengping Yu, and Lei Zhang. 2014. "Association between Mobile Phone Use and Inattention in 7102 Chinese Adolescents: A Population-Based Cross-Sectional Study." *BMC Public Health* 14 (October): 1022. <https://doi.org/10.1186/1471-2458-14-1022>.

## Liste des publications

### Journaux internationaux

**Georgi N**, Corvol A, Le Bouquin Jeannès R. Middleware Architecture for Health Sensors Interoperability. IEEE Access. 2018;6:26283–91. Doi: 10.1109/ACCESS.2018.2835644.

**Georgi N**, Corvol A, Le Bouquin Jeannès R. For a More Reliable Measure of Wrist Blood Pressure using Smartwatch. Telemedicine and e-Health. Doi: 10.1089/tmj.2018.0112.

### Conférences internationales

**Georgi N**, Le Bouquin Jeannès R. Wellness sensors and proprietary protocols, a solution for health monitoring? In: 2017 IEEE EMBS International Conference on Biomedical Health Informatics (BHI). 2017. p. 301–4. Doi: 10.1109/BHI.2017.7897265.

**Georgi N**, Le Bouquin Jeannès R. Proposal of a Remote Monitoring System for Elderly Health Prevention. In: International Conference on Smart, Monitored and Controlled Cities SM2C'17. 2017. Doi: 10.1109/SM2C.2017.8071261.

**Georgi N**, Le Bouquin Jeannès R. Proposal of a health monitoring system for continuous care. In: 2017 Fourth International Conference on Advances in Biomedical Engineering (ICABME). 2017. p. 1–4. Doi : 10.1109/ICABME.2017.8167548.





---

**Titre :** Acquisition, structuration et transmission de données de santé issues d'objets connectés pour une solution de télésuivi dans le contexte du maintien à domicile

**Mots clés :** Télésanté, capteurs connectés, interopérabilité, fiabilité, multimodalité, maintien à domicile.

**Résumé :** Grâce au progrès de la médecine et à l'essor des technologies, l'espérance de vie ne cesse de progresser, cette augmentation s'accompagnant d'une apparition de besoins spécifiques pour les seniors. Une solution de télésuivi pourrait leur permettre un maintien à domicile dans de bonnes conditions. Dans ce contexte, nous avons identifié trois verrous que nous avons cherché à lever au cours de cette thèse. Le premier concerne l'interopérabilité des capteurs de santé qui se trouve mise à mal par l'adoption massive des protocoles propriétaires par les fabricants. Pour y remédier, nous proposons une passerelle facilitant la communication avec les capteurs de santé, qu'ils soient médicaux ou de bien-être, en faisant abstraction des multitudes de protocoles de communication propriétaires et standards. Le deuxième obstacle concerne l'erreur de mesure due à la manipulation d'un capteur de santé par des personnes non initiées en absence d'un professionnel de santé.

Nous illustrons cette problématique à travers l'exemple d'un tensiomètre de poignet pour lequel nous proposons une méthode permettant de guider l'utilisateur dans son bon positionnement en respectant les recommandations des fabricants grâce à l'apport d'une montre connectée. Le dernier challenge a trait à la question de la contextualisation de la mesure. Il s'agit ici de la fusion de données provenant d'un ensemble d'objets connectés dans un système de télésuivi décliné sous l'angle de la prise de la tension artérielle dans l'objectif de placer l'utilisateur en situation d'effectuer une mesure de tension conforme aux recommandations des sociétés savantes. L'expérimentation qui a été conduite a permis d'évaluer l'acceptabilité du système proposé. La solution finale permet l'acquisition de données fiables en utilisant une multitude de capteurs différents. Les mesures sont ensuite transmises de manière sécurisée à un hébergeur de données de santé agréé.

---

**Title:** Data acquisition and transmission using connected devices in a remote monitoring system for home health care.

**Keywords:** Telehealth, connected sensors, interoperability, reliability, multimodality, home health care.

**Abstract:** Thanks to medical progress and new technologies, life expectancy is growing continuously leading to the emergence of specific needs for elderly. With eighty percent of French willing to keep living at home even with loss of autonomy, offering a remote health monitoring system would allow them to do so in good conditions. In this context, we identified three challenges. The first one concerns health sensors interoperability which is declining because of proprietary protocols largely adopted by manufacturers in their products. To deal with this issue, we propose a middleware that simplifies the communication with the multitude of protocols, proprietary and standard, to improve interoperability with both medical and wellness devices. The second challenge reports to reliability and more particularly to measurement errors due to device handling by the

user in absence of clinician. We illustrate this point with a wrist blood pressure monitor and propose a method that guides the user in properly positioning the device thanks to a smartwatch. The last challenge relates to multimodality and more precisely to the measure contextualization. It consists of combining different types of data from a set of sensors in a health monitoring system to ensure that blood pressure is measured in compliance with learned societies recommendations. The experiment we have conducted allows to evaluate the users' acceptability of the proposed solution. The final solution is able to acquire reliable data from a set of different sensors. Measures are transmitted securely to an authorized healthcare data hosting company.