



HAL
open science

Plateforme adaptative pour le suivi de l'état de santé de patients mobiles

Mathieu Bagot

► **To cite this version:**

Mathieu Bagot. Plateforme adaptative pour le suivi de l'état de santé de patients mobiles. Informatique mobile. Université Bretagne Sud, 2020. Français. NNT: . tel-03117450v1

HAL Id: tel-03117450

<https://theses.hal.science/tel-03117450v1>

Submitted on 21 Jan 2021 (v1), last revised 27 Jan 2021 (v2)

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.

THÈSE DE DOCTORAT DE

L'UNIVERSITÉ BRETAGNE SUD
Comue Université Bretagne Loire

ÉCOLE DOCTORALE N° 601

*Mathématiques et Sciences et Technologies
de l'Information et de la Communication*

Spécialité : Informatique

Par **Mathieu BAGOT**

Plateforme adaptative pour le suivi de l'état de santé de patients mobiles

Thèse présentée et soutenue à VANNES, le 7 juillet 2020

Unité de recherche : Institut de Recherche en Informatique et Systèmes Aléatoires, UMR 6074

Thèse N° : 560

Rapporteurs avant soutenance :

Mounir Mokhtari Professeur des universités, Institut Mines-Telecom, Palaiseau

Gayo Diallo Maître de conférences HDR, Université de Bordeaux

Composition du Jury :

Président : Pierre-François Marteau Professeur des universités, Université Bretagne Sud

Examineurs : Serge Chaumette Professeur des universités, Université de Bordeaux

Dir. de thèse : Frédéric Guidec Professeur des universités, Université Bretagne Sud

Co-dir. de thèse : Pascale Launay Maître de conférences, Université Bretagne Sud

REMERCIEMENTS

Au moment où j'écris ces lignes, il m'est encore difficile de réaliser j'ai terminé ma thèse. La pression de la soutenance descend doucement et je ne parviens pas encore à profiter pleinement mon nouveau titre de docteur. J'ai toujours eu l'impression que la thèse est un travail solitaire en collaboration. En tant que doctorant, nous sommes seuls devant le travail à accomplir, mais nous sommes soutenus par des liens précieux qui nous aident à mûrir notre réflexion, à remettre en cause nos a priori, ou à nous aider à passer des moments difficiles. C'est pourquoi il est important pour moi de remercier en quelques lignes les personnes qui m'ont accompagné ou que j'ai rencontrées au cours de cette aventure et qui, d'une façon ou d'une autre, ont contribué à ces travaux.

Merci à mes encadrants, Frédéric et Pascale.

Merci à l'ensemble des participants du projet SHERPAM.

Merci à l'ensemble des personnes du laboratoire IRISA, mention spéciale à Chloé, Jean-François, Mario et Sylviane.

Merci aux doctorants et post-doctorants, particulièrement à Maël et Lionel.

Merci à la période de confinement exceptionnelle de 2020, propice à la rédaction du manuscrit de thèse.

Merci aux amis, sur qui on peut toujours compter (dommage pour les banderoles).

Merci à ma famille.

Merci à Lucie.

TABLE DES MATIÈRES

Table des matières	5
1 Introduction	9
1.1 Contexte de la thèse	9
1.2 Thèse soutenue dans ce mémoire	10
1.3 Contributions et problématiques de recherche	10
1.3.1 Modularité du dispositif	10
1.3.2 Support de stratégies d'adaptation contextuelle	11
1.4 Organisation du manuscrit	12
I État de l'art	13
2 Collecte de données pour le suivi de l'état de santé de patients	14
2.1 Définitions et enjeux de la santé connectée	14
2.1.1 Définitions	15
2.1.2 Enjeux et objectifs de la santé connectée	17
2.2 Composition d'une plateforme de collecte de données biophysiques	19
2.2.1 Partie Dispositif du Patient	20
2.2.2 Partie Système d'Information de Santé	21
2.3 Plateformes de collecte de données de santé existantes	22
2.3.1 Plateformes d'automesure connectée	23
2.3.2 Plateformes d'assistance à l'autonomie à domicile	24
2.3.3 Plateformes de collecte de données biophysiques provenant de patients mobiles	27
2.4 Discussion	30
3 Équipements et technologies pour la collecte de données biophysiques de patients mobiles	32
3.1 Équipements portables pour la collecte de données biophysiques	32

3.1.1	Capteurs	33
3.1.2	Utilisation d'une passerelle pour relayer les informations collectées	35
3.2	Technologies de communication sans fil	36
3.2.1	Communications au niveau BAN	36
3.2.2	Communications au delà du BAN	39
3.2.3	Synthèse des caractéristiques des technologies de communication sans fil	43
3.3	Discussion	45
4	Méthodes d'adaptation automatique du moyen de transmission pour les équipements mobiles	47
4.1	Stratégies d'économie d'énergie	48
4.1.1	Énergie consommée par les technologies sans fil	48
4.1.2	Mécanismes de réduction de la consommation d'énergie des technologies de téléphonie mobile et de IEEE 802.11	51
4.1.3	Stratégies mises en œuvres dans le système Android	53
4.1.4	Stratégies recommandées pour réduire la consommation d'énergie lors de la transmission des données	54
4.2	Stratégies de gestion de la mobilité	55
4.2.1	Méthodes de <i>handover</i>	55
4.2.2	Transmissions multi-standard	57
4.2.3	Communication de pair à pair	57
4.3	Discussion	58
II	Contributions	61
5	Un mécanisme de plugins extensible et polyvalent pour l'intégration de capteurs hétérogènes à une plateforme de collecte de données médicales	62
5.1	Besoins d'une plateforme de collecte de données médicales	63
5.1.1	Validité des données collectées	63
5.1.2	Protection des données personnelles	64
5.1.3	Amélioration de la relation patient-médecin	65
5.1.4	Personnalisation des outils et des soins	65
5.1.5	Mobilité des patients	66

5.2	Vue d'ensemble de la plateforme SHERPAM	66
5.2.1	Description des composants du dispositif porté	67
5.2.2	Description des composants du « nuage médical »	70
5.3	Présentation du mécanisme de plugins	70
5.3.1	Problématique d'intégration d'un mécanisme de plugins pour Android	71
5.3.2	Vue d'ensemble	72
5.3.3	Gestion des spécificités de chaque capteur	73
5.4	Utilisation de la plateforme SHERPAM dans le cadre d'une expérimentation clinique	77
5.4.1	Présentation de l'expérimentation clinique	77
5.4.2	Statistiques de fonctionnement	78
5.5	Bilan	83
6	Un framework pour faciliter l'intégration de stratégies adaptatives pour la transmission de données	85
6.1	Justification du besoin d'adaptation	86
6.1.1	Comparaison de la consommation d'énergie entre les technologies de transmissions sans fil	86
6.1.2	Présentation de la problématique à traiter	89
6.2	Présentation du framework REGAS	89
6.2.1	Vue d'ensemble	90
6.2.2	Présentation des composants logiciels de REGAS	92
6.3	Description des grammaires	95
6.3.1	Descripteur du Registre d'État	95
6.3.2	Descripteur de la base de règles	97
6.3.3	Descripteur de la base d'actions	98
6.3.4	Outils de vérification automatique	99
6.4	Évaluation du framework REGAS	100
6.4.1	Présentation de la méthode d'évaluation	101
6.4.2	Présentation des stratégies adaptatives mise en œuvre avec REGAS	104
6.4.3	Scénario n°1 : plusieurs technologies de transmission avec des dé- connexions	105
6.4.4	Scénario n°2 : forte concentration de points d'accès Wi-Fi commu- nautaires	111

TABLE DES MATIÈRES

6.4.5 Synthèse des résultats	114
6.5 Bilan	115
Conclusion	118
Rappel des contributions	118
Perspective	121
Bibliographie	125
Liste des figures	135
Liste des tableaux	137
Annexes	139
A Résultats de l'expérimentation clinique réalisée avec la plateforme SHERPAM entre 2018 et 2019	139
B Statistiques détaillées de plusieurs patients ayant participé à l'expérimentation clinique réalisée avec la plateforme SHERPAM entre 2018 et 2019	140
Résumé	142

INTRODUCTION

1.1 Contexte de la thèse

Le travail de thèse rapporté dans ce mémoire a été effectué dans le cadre du projet SHERPAM (Sensors for HEalth Recording and Physical Activities Monitoring). Ce projet a été financé de 2014 à 2019 par le laboratoire d'excellence CominLabs¹, rassemblant des membres des laboratoires IRISA (Université Bretagne Sud), LTSI (Université Rennes 1), M2S (ENS Rennes), CIC-IT (CHU de Rennes) et LP3C (Université Rennes 2), afin de constituer un consortium de recherche pluridisciplinaire capable d'appréhender aussi bien des aspects techniques que des questions sociétales.

Le projet SHERPAM visait à développer un dispositif permettant d'assurer une surveillance médicale de la santé de patients dans leur vie quotidienne. Deux cas d'application ont été considérés plus particulièrement dans ce projet : le suivi de patients souffrant d'insuffisance cardiaque, et le suivi de patients souffrant de difficulté à se déplacer à cause d'une Artériopathie Oblitérante des Membres Inférieurs (AOMI). Plus spécifiquement, les objectifs du projet se déclinaient autour de trois axes :

1. développer un dispositif de surveillance en continu de l'état de santé de patients à domicile, mais aussi dans leurs déplacements hors du domicile,
2. améliorer la reconnaissance et la quantification de l'activité physique (AP), ainsi que l'estimation de la dépense énergétique des patients,
3. réaliser une campagne d'expérimentation clinique afin d'évaluer l'acceptation du dispositif par les patients et le personnel médical.

Le travail de thèse rapporté ici s'inscrit principalement dans le premier des objectifs du projet, à savoir l'élaboration d'une plateforme de collecte de données médicales souple, adaptable à de multiples pathologies, et permettant le suivi de patients mobiles.

1. <https://cominlabs.u-bretagne-normandie.fr/>

1.2 Thèse soutenue dans ce mémoire

La thèse soutenue dans ce mémoire est que le suivi de l'état de santé de patients mobiles nécessite un dispositif qui doit être adapté à la pathologie de chaque patient, tant sur le plan du matériel utilisé que du traitement effectué sur les données. Le comportement de ce dispositif doit par ailleurs pouvoir évoluer spontanément au fil du temps afin de tenir compte des contraintes résultant de la mobilité du patient ou de son état de santé du moment.

1.3 Contributions et problématiques de recherche

Les contributions présentées dans ce mémoire sont développées sous la forme de deux volets : la modularité du dispositif de collecte de données porté par les patients d'une part, et le support de stratégies d'adaptation contextuelle d'autre part.

1.3.1 Modularité du dispositif

Le développement des technologies de l'information et de la communication a favorisé l'émergence de nouvelles formes de suivi de l'état de santé des patients, que ce soit par le traitement numérique des données patient, ou par la surveillance de l'état de santé d'un patient ambulatoire. De plus, la miniaturisation des composants électroniques a permis la conception d'équipements médicaux portables, qui permettent de collecter des données biophysiques en dehors de l'hôpital. Ces équipements assurent une continuité du suivi de l'état de santé des patients en dehors de l'hôpital. Les patients équipés sont rassurés, et les données collectées permettent de compléter le diagnostic les concernant.

Le nombre d'équipements médicaux portables augmente, mais les données produites sont très hétérogènes, tant au niveau de la fréquence de production, que du format utilisé pour représenter les données, ou que de la qualité des données produites. Ainsi, pour un même type d'équipement, il est possible d'observer des disparités importantes.

Les équipements portables disposent généralement d'une interface de transmission qui peut être utilisée pour communiquer les données à un serveur distant. Néanmoins, la technologie de transmission utilisée et le protocole de communication varient selon les équipements. Plusieurs initiatives, comme le *Health Device Profile* de Bluetooth, tentent d'imposer un standard, mais aucune n'est encore parvenue à s'imposer.

Une première contribution de ce travail de thèse consiste donc à proposer un moyen pour développer un dispositif modulaire pour le suivi de l'état de santé de patient. Ce dispositif permet de regrouper plusieurs équipements portables au sein d'une même application. L'approche modulaire permet de choisir les équipements qui vont composer le dispositif de suivi de l'état de santé d'un patient selon sa pathologie, mais aussi de faciliter l'ajout de nouveaux équipements si cette pathologie évolue.

1.3.2 Support de stratégies d'adaptation contextuelle

Les technologies de transmission mises à la disposition des utilisateurs mobiles se sont beaucoup améliorées au cours des deux dernières décennies. Ces technologies offrent des perspectives intéressantes pour suivre l'état de santé de personnes à tout moment et en tout lieu. Une seconde contribution de ce travail de thèse est de proposer une méthode permettant d'exploiter simultanément et de manière agile plusieurs types de réseaux sans fil afin d'assurer la transmission des données biométriques.

La prise de décision pour choisir telle ou telle technologie de transmission peut s'appuyer sur des paramètres techniques comme la puissance du signal ou les performances des technologies disponibles. Dans ce travail de thèse, nous réalisons la prise de décision sur la base d'informations contextuelles plus globales. Ainsi, aux paramètres techniques déjà pris en compte, il s'agit d'ajouter des informations concernant l'état des ressources des équipements portables, les besoins propres à la pathologie du patient suivi, et la gestion des aléas de transmission (en partie due à la mobilité).

Les réseaux de téléphonie mobile (GSM/GPRS, UMTS/3G, LTE/4G) couvrent aujourd'hui les zones les plus densément peuplées, mais, malgré les efforts consentis par les opérateurs de télécommunication pour étendre la couverture de leurs réseaux, il reste de nombreuses zones blanches où la connectivité n'est pas garantie aux utilisateurs mobiles. En outre, les réseaux de téléphonie mobile sont conçus pour privilégier le trafic descendant (du réseau vers l'abonné), alors que seuls des débits de transmission plus modestes sont possibles sur la liaison montante. C'est un inconvénient majeur pour la surveillance de la santé de patients mobiles, qui nécessite d'utiliser principalement la liaison montante pour la collecte des données.

Les points d'accès Wi-Fi privés, d'entreprise, et communautaires (i.e. disponibles dans les lieux publics, ou accessibles pour tous les abonnés d'un même fournisseur d'accès à l'Internet) ont également proliféré dans notre environnement quotidien. Contrairement à la plupart des technologies de réseaux de téléphonie mobile, la technologie Wi-Fi offre

des liaisons symétriques à haut débit. La couverture des réseaux Wi-Fi est quelque peu limitée, mais la densité des points d'accès Wi-Fi – et en particulier celle des points d'accès de réseaux communautaires – dans les zones urbaines et périurbaines est désormais telle qu'un appareil mobile peut souvent accéder à plusieurs points d'accès à tout moment.

Dans le cadre du suivi de l'état de santé d'un patient dans sa vie quotidienne, la mobilité implique que le dispositif de surveillance porté par les patients doit être en mesure de tolérer les interruptions de connectivité. Ces interruptions sont susceptibles de se produire lorsqu'un utilisateur pénètre dans une zone qui n'est pas couverte de manière satisfaisante par un réseau. Dans de telles circonstances, le dispositif de surveillance doit garantir qu'aucune donnée n'est perdue, et que toutes les données sont finalement transmises à un centre de surveillance pour y être enregistrées et/ou analysées.

1.4 Organisation du manuscrit

Ce manuscrit est organisé en deux parties principales : un état de l'art, et les contributions de ce travail de thèse.

L'état de l'art est composé de trois chapitres. Le chapitre 2 présente les travaux existants pour la collecte de données dans le cadre du suivi de l'état de santé de patients. Le chapitre 3 décrit la composition d'un dispositif de suivi de santé porté par un patient mobile, et les technologies de transmission sans fil qui sont peut-être utilisées pour rendre ce dispositif communicant. Enfin, le chapitre 4 expose des méthodes d'adaptation automatique du comportement d'un dispositif responsable de la collecte et la transmission de données.

Les contributions de ce travail de thèse s'articulent en deux chapitres. Le chapitre 5 concerne la modularité du dispositif de collecte de données porté par un patient. Ce chapitre décrit un mécanisme de plugins qui permet d'intégrer des capteurs hétérogènes à une plateforme de collecte de données médicales. Le chapitre 6 traite du support de stratégies d'adaptation contextuelle, avec la présentation d'un framework dédié au développement d'applications adaptatives, notamment pour la transmission de données par des équipements mobiles.

Ce manuscrit se conclut par un rappel des contributions et plusieurs perspectives sont évoquées pour étendre ce travail de thèse.

PREMIÈRE PARTIE

État de l'art

COLLECTE DE DONNÉES POUR LE SUIVI DE L'ÉTAT DE SANTÉ DE PATIENTS

Table des matières du chapitre

2.1	Définitions et enjeux de la santé connectée	14
2.2	Composition d'une plateforme de collecte de données bio- physiques	19
2.3	Plateformes de collecte de données de santé existantes	22
2.4	Discussion	30

Dans ce chapitre, nous présentons les travaux associés à la collecte de données pour le suivi de l'état de santé de patients, et plus particulièrement les travaux qui concernent les plateformes de collecte de données de santé. Le chapitre s'organise de la façon suivante. La section 2.1 définit la santé connectée et les domaines d'applications associés. La section 2.2 décrit les composants d'une plateforme de collecte de données pour le suivi de l'état de santé de patients. La section 2.3 présente une vue d'ensemble des types de plateformes existantes et les travaux qui y sont associés. Enfin, la section 2.4 conclut ce chapitre avec une synthèse.

2.1 Définitions et enjeux de la santé connectée

Un rapport de l'INSEE datant de 2018 indique que la France comptera 21.9 millions de seniors (personnes âgées de 65 ans et plus) en 2070, contre 13.7 millions aujourd'hui [1]. Pour faire face à cette augmentation, il est nécessaire de préparer le système de santé pour continuer à garantir une qualité de soin satisfaisante à tout le monde. Pour cela, l'innovation technologique apparaît comme un moyen de faire évoluer notre système de santé en apportant de nouveaux outils, aussi bien pour les patients que pour le personnel

médical. C'est la direction choisie par le gouvernement français avec le lancement en septembre 2018 d'un nouveau chantier nommé « Ma santé 2022 », qui marque la volonté du gouvernement de développer la santé connectée, sur les bases d'un rapport de Dominique Pon et Anne-Laure Coury publié quelques semaines plus tôt [2].

Dans cette section, nous allons commencer par définir la santé connectée et ses domaines d'applications, puis nous en présenterons les enjeux, à travers les attentes des patients et du personnel médical.

2.1.1 Définitions

La santé connectée, ou la e-Santé (*e-Health*), est définie comme « l'ensemble des services du numérique au service du bien-être de la personne », c'est-à-dire comme l'utilisation des Technologies de l'Information et de la Communication (TIC) au service de la santé et du bien-être [3]. La Haute Autorité de Santé (HAS)¹ présente trois cas d'applications : la numérisation de la santé, la télémédecine, et la santé mobile [4].

2.1.1.1 Numérisation de la santé

Aujourd'hui, la numérisation de la santé consiste à : (i) numériser les dossiers médicaux des patients afin de les rendre accessibles plus facilement et plus rapidement (e.g., le Dossier Médical Partagé – DMP) ; (ii) développer des outils de gestion pour les cabinets médicaux et les hôpitaux afin de faciliter la prise de rendez-vous et les démarches de remboursement (i.e., les systèmes d'information de santé – SIS, ou hospitaliers – SIH) ; et (iii) concevoir des outils d'aide à la décision afin de conseiller le médecin lors des prescriptions [2].

Pour accompagner la transformation de l'hôpital vers l'utilisation des outils numériques, l'organisation et le traitement des données médicales sont deux enjeux importants à prendre en compte. Sans cela, les médecins risquent d'être rapidement submergés par la quantité de données collectées. Dans ce sens, la mise en place d'indexation sémantique pour faciliter la fouille et la visualisation de données sont des pistes intéressantes, comme dans le projet RAVEL avec les dossiers électroniques des données patients [5].

Dans un pays comme la France, qui dispose d'un système de sécurité sociale depuis 1945, la numérisation de la santé représente une évolution naturelle pour améliorer la qualité des services de soins tout en diminuant les coûts de traitement de dossier, de

1. <https://www.has-sante.fr/>

prise en charge et de suivi des patients. La première initiative de numérisation de la santé à grande échelle est la mise en place de la Carte Vitale en 1998 [6], afin de simplifier le remboursement des soins par la Sécurité Sociale aux citoyens français. En 2018, une nouvelle initiative, nommée *Health Data Hub* [7], prépare la mise en place d'un centre de stockage des données de santé pour mieux partager les données et les résultats entre les hôpitaux français.

2.1.1.2 Télémédecine

La télémédecine est la pratique de la médecine à distance. La télémédecine améliore l'accès aux soins pour les patients dans des zones reculées, loin des centres médicaux (e.g., téléconsultation). Elle permet aussi une prise en charge rapide en cas d'urgence (e.g., téléassistance). Enfin, il s'agit d'un moyen pour réduire les coûts en limitant les déplacements des médecins, pour des consultations ou des actes médicaux (e.g., téléchirurgie).

En 2020, lors de la rédaction de ce mémoire de thèse, la téléconsultation s'est avérée particulièrement efficace lors de la pandémie COVID-19 pour lutter contre la propagation du virus. Les soins à distances ont permis d'éviter une propagation du virus entre les patients qui se côtoient dans les salles d'attente des cabinets médicaux, et aussi de réduire l'exposition des médecins lors des consultations.

2.1.1.3 Santé mobile

La santé mobile, ou m-Santé (*m-Health*), est la pratique de la médecine à distance avec des patients mobiles. Il s'agit de suivre l'état de santé d'un patient en dehors de l'hôpital, chez lui ou dans la rue, dans sa vie de tous les jours. Le terme est cité pour la première fois en 2006 par Robert Istepanian, qui définit la m-Santé comme l'utilisation des nouveaux réseaux de télécommunications par les services de santé [8]. Avec l'arrivée du premier iPhone d'Apple en 2007, cette pratique va se développer en plaçant le smartphone comme le composant principal de la plupart des applications de m-Santé.

La santé mobile correspond particulièrement bien aux patients souffrant d'une maladie chronique qui nécessitent un contrôle régulier de l'évolution de leur état de santé. Surveiller attentivement l'état de santé d'un patient peut également servir à affiner un diagnostic, notamment lorsque la surveillance se poursuit sur une longue durée hors de l'hôpital. Enfin, un patient peut se sentir rassuré grâce au dispositif de surveillance qu'il porte, et ainsi l'encourager à pratiquer une activité physique au quotidien. L'activité physique

peut être encadrée par une détection de l'activité pratiquée et la quantification de l'effort réalisé.

2.1.1.4 Données biophysiques

Les données biophysiques représentent un ensemble de données qui permettent de caractériser l'état de santé d'un patient. On peut notamment citer la fréquence cardiaque, la température corporelle, la tension artérielle, ou le poids.

La miniaturisation des appareils électroniques et le développement des TIC ont permis de concevoir de nouveaux types de capteurs dédiés à la collecte de données biophysiques. L'augmentation du nombre de capteurs disponibles et la diminution des prix de ces capteurs permettent d'explorer de nouveaux usages, par exemple la santé mobile ou l'auto-mesure. Une partie de ces capteurs dispose d'une interface de communication afin qu'ils puissent communiquer avec un autre appareil (e.g., un smartphone). Ces capteurs sont également appelés des objets connectés que l'on rattache à un concept plus large, l'Internet des objets (*Internet of Things* – IoT) [9] ou plus spécifiquement à l'Internet des objets médicaux (*Internet of Medical Things* – IoMT) [10]. L'IoT, et sa déclinaison appliquée au domaine médical, correspondent à une vision d'un monde dans lequel les objets connectés sont omniprésents au quotidien. La mise en réseau de ces objets connectés permet de démultiplier les services qu'ils sont capables de fournir, aussi bien pour l'Homme que pour des machines.

2.1.1.5 Plateforme de collecte de données

On appelle plateforme de collecte de données un ensemble de composants, matériels et logiciels, qui permettent de collecter des données provenant de capteurs, de transmettre ces données vers un ou plusieurs serveurs de stockage, de rendre accessibles ces données de façon ouverte ou restreinte et, éventuellement, de disposer de moyens de traitements automatiques de ces données.

2.1.2 Enjeux et objectifs de la santé connectée

Les enjeux et les objectifs de la santé connectée se déclinent en trois parties, la réduction des coûts, la responsabilisation des patients, et la sécurité des données personnelles.

2.1.2.1 Réduire les coûts

L'un des principaux arguments mis en avant pour encourager le développement de la santé connectée est la réduction des coûts, notamment grâce à une amélioration des procédures de gestion et de coordination, un désengorgement des hôpitaux, et une démocratisation de l'accès au soin [11].

Néanmoins, à ce jour les résultats des premières initiatives de santé connectée sont mitigés sur l'évaluation de la réduction des coûts. D'un côté, la mise en place du Dossier Médical Patient (DMP) entre 2004 et 2011 s'est soldée par un échec, notamment en raison d'un manque d'appropriation de ce nouvel outil [11]. D'un autre côté, Ricci *et al.* montrent que l'usage d'implants cardiaques pour le suivi de l'état de santé à distance permet au contraire une réduction des coûts, aussi bien pour le patient que pour le système de santé du pays [12].

Ainsi, malgré l'échec de certaines initiatives, la santé connectée continue d'apparaître comme une bonne solution pour réduire les coûts du système de santé, à condition que l'évolution des procédures soit accompagnée d'un effort de formation auprès du personnel médical [11].

2.1.2.2 Responsabiliser le patient et personnaliser les soins

La santé connectée doit également permettre d'améliorer la communication entre le patient et son médecin. Le patient peut être intégré dans le processus de soin et est davantage responsabilisé dans la gestion de sa santé, ce qui se traduit par un engagement personnel plus fort pour traiter sa maladie [13].

Dans cette optique, la personnalisation au cas par cas des soins est un bon moyen pour accroître l'engagement des patients. Cette personnalisation est rendue possible avec la santé connectée, qui offre un meilleur suivi du dossier des patients, et qui permet donc d'appliquer des soins plus appropriés.

2.1.2.3 Sécuriser les données personnelles

La question de la sécurité et de la propriété des données personnelles fait partie des grands enjeux de la santé connectée. Il est important de définir un cadre législatif pour définir à qui appartiennent les données, et comment elles peuvent être utilisées.

Les données biophysiques sont des données personnelles critiques qui donnent beaucoup d'informations sur une personne [14]. Les données collectées permettent de déduire

des informations sur les habitudes d'une personne, ou d'identifier des profils de personnes, qui pourront ensuite être exploitées à des fins commerciales. Par exemple, ces données peuvent être utilisées pour faire de la publicité ciblée, ou bien pour réaliser de la prospection de marchés. Ce sont donc des données d'une grande valeur, et il est important de protéger les patients contre les approches prédatrices.

2.2 Composition d'une plateforme de collecte de données biophysiques

La figure 2.1 présente un aperçu d'une plateforme de collecte de données biophysiques. On y distingue deux parties : la partie Dispositif du patient, et la partie Système d'Information de Santé (SIS). Ces deux parties communiquent l'une avec l'autre par l'intermédiaire d'une passerelle, ici représentée par un smartphone porté par le patient.

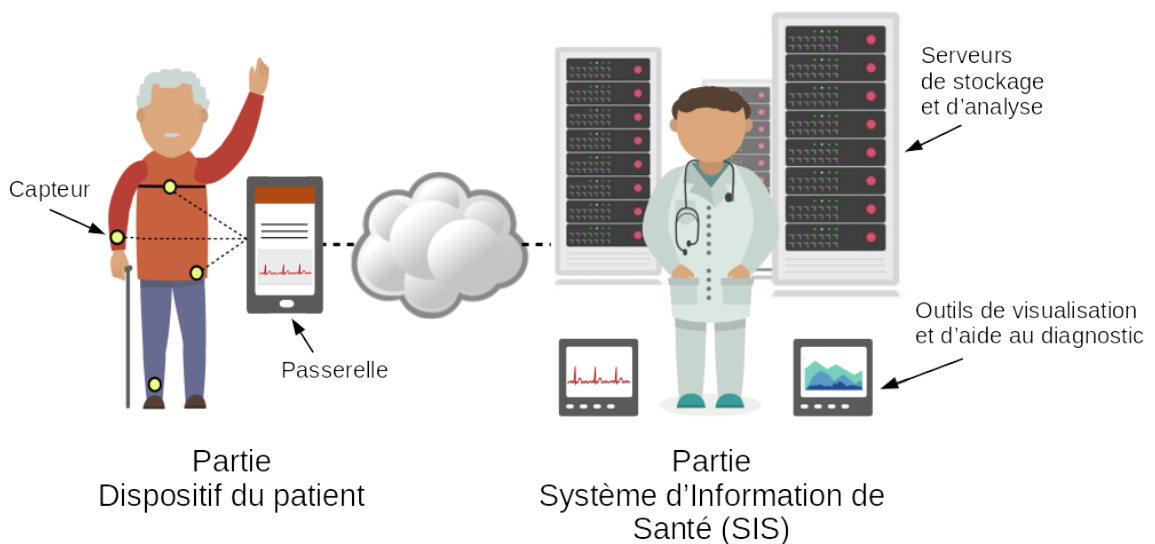


FIGURE 2.1 – Vue d'ensemble des composants d'une plateforme de collecte de données biophysiques.

2.2.1 Partie Dispositif du Patient

Le BAN (Body Area Network) constitue un réseau à l'échelle d'un individu, qui met en relation les capteurs portés par cet individu avec une passerelle. Les capteurs et la passerelle constituent le dispositif de surveillance porté par un patient.

Les capteurs sont les appareils de la plateforme chargés de la collecte des données proprement dite. Ils peuvent réaliser des mesures de grandeurs physiques (e.g., un capteur de température ou un capteur de pression atmosphérique) ou détecter des changements d'état (e.g., un capteur de présence). Ainsi, selon le type capteur, la production des données peut être continue ou épisodique.

Dans le cas d'une application médicale, la plateforme collecte des données qui permettent de caractériser l'état de santé d'un patient. Il s'agit par exemple des données biophysiques (e.g., la fréquence cardiaque), des informations sur l'environnement du patient (e.g., sa position géographique) ou des retours du patient (e.g., des informations collectées via un questionnaire).

Le processus d'acquisition des données dépend d'une configuration préalable, qui définit pour chaque capteur la fréquence d'échantillonnage, le type de données à collecter (dans le cas où le capteur est susceptible de collecter plusieurs types de données) et, éventuellement, l'ajout de filtres pour limiter la quantité de données à transmettre. Le processus d'acquisition peut être déclenché manuellement via une action physique directement sur le capteur, ou à distance via une commande envoyée au capteur.

La transmission des données acquises par le capteur peut s'effectuer de plusieurs façons, selon les caractéristiques du capteur et le cas d'application. Il peut s'agir d'une transmission différée, ou directe. Dans le cas d'une transmission totalement différée, le capteur dispose d'un espace de stockage interne sur lequel sont enregistrées les données jusqu'à ce qu'un opérateur vienne les récupérer (e.g., en branchant le capteur à un ordinateur). Dans le cas d'une transmission directe, le capteur est relié au reste de la plateforme et transmet ses données directement. Le moyen de transmission peut alors être filaire ou sans fil, selon les capacités du capteur. On peut aussi envisager un mode hybride dans lequel certaines données sont envoyées directement tandis que d'autres données sont transmises en différé.

Dans tous les cas, les données ne sont pas transmises directement au SIS, mais transitent par un ou plusieurs équipements intermédiaires que l'on nomme passerelles. Ainsi, la figure 2.2 représente une passerelle qui agrège les données de capteurs pour les relayer

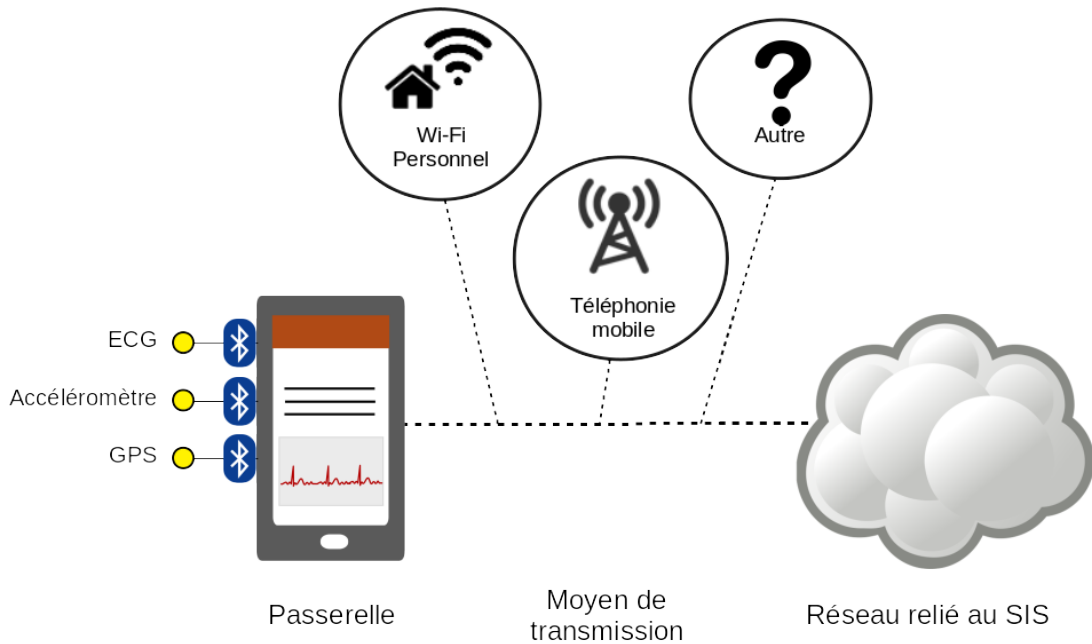


FIGURE 2.2 – Aperçu des éléments de la plateforme de collecte de données de santé qui composent le dispositif du patient.

vers le SIS.

La communication entre les capteurs et une passerelle (communication intra-BAN) s'effectue généralement en filaire ou avec des technologies de communication sans fil à très faible portée (e.g., Bluetooth, ZigBee, ANT+, etc.). La transmission des données entre une passerelle et le SIS (communication extra-BAN) dépend du cas d'application. Si une passerelle (typiquement un smartphone) est portée par le patient pour le suivre dans sa mobilité, alors ce sont les technologies de transmissions sans fil qui seront privilégiées (e.g., Wi-Fi et les réseaux de téléphonie mobile). En revanche, si une ou plusieurs passerelles servent de stations fixes disséminées dans l'environnement du patient, alors une connexion filaire à l'Internet est préférable.

2.2.2 Partie Système d'Information de Santé

Le Système d'Information de Santé (SIS) est géré par la Direction des Services Informatiques (DSI), ou son équivalent, d'un hôpital. Les éléments d'une plateforme de collecte de données qui sont déployés dans un SIS sont illustrés dans la figure 2.3.

Les serveurs de stockage sont les piliers de la plateforme. Ils agrègent les données

envoyées depuis les passerelles des patients. Les serveurs de traitement permettent d'analyser les données collectées, éventuellement en temps réel, afin d'identifier des anomalies dans le cadre d'un suivi d'une pathologie ou dans l'accompagnement d'un diagnostic. Les outils d'accès aux données fournissent un moyen de visualiser les données des patients, ou d'accéder aux résultats produits par les serveurs de traitements. L'utilisation de ces outils est limitée aux personnes et aux services accrédités (d'après les règles d'accréditations du SIS).

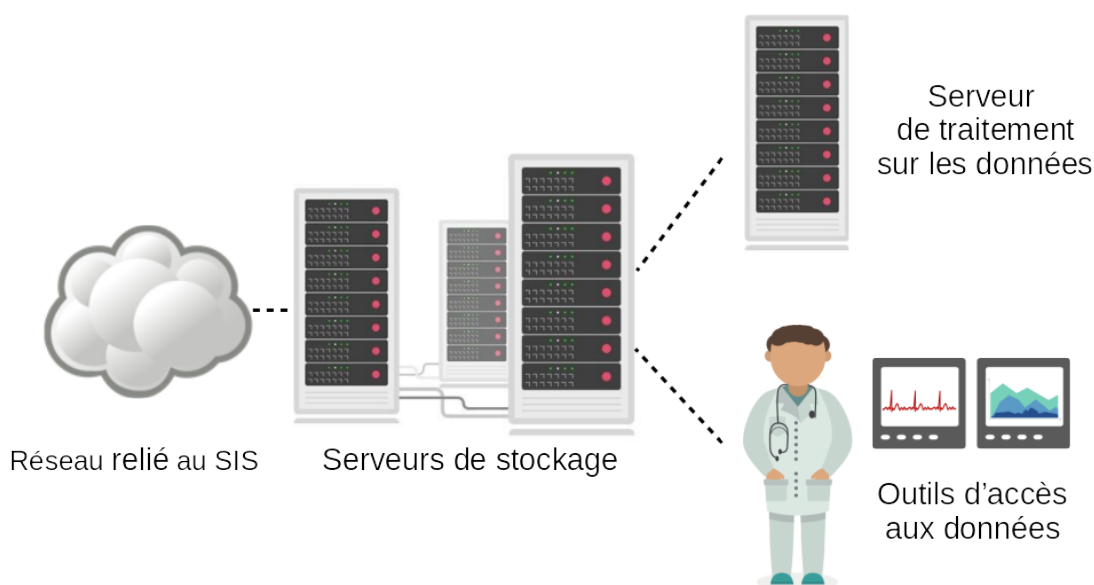


FIGURE 2.3 – Aperçu des éléments de la plateforme de collecte de données de santé déployés dans le Système d'Information de Santé (SIS).

2.3 Plateformes de collecte de données de santé existantes

Les plateformes de collecte de données de santé connaissent un engouement très important récemment avec le développement des applications d'automesure. Toutefois, les plateformes de collecte de données de santé ne sont pas une nouvelle thématique, et les travaux de recherche qui s'y rapportent s'inscrivent dans une approche plus large, celle de l'informatique ubiquitaire [15]. Dans cette approche, l'informatique est un outil qui peut

s'intégrer de façon transparente et omniprésente dans notre quotidien.

Dans cette section, nous allons d'abord présenter les plateformes d'automesure et les limites que l'on peut y trouver. Ensuite, nous présenterons une vue d'ensemble des travaux associés à la collecte de données de santé provenant de patients à domicile, puis provenant de patients mobiles en extérieur.

2.3.1 Plateformes d'automesure connectée

2.3.1.1 Définition

L'automesure connectée, d'après une traduction proposée par la Commission Générale pour l'Enrichissement de la Langue Française [16], est utilisée pour désigner le *Quantified-self* – QS. Le QS est un mouvement apparu en 2007, après la création d'un blog² traitant de ce sujet par Gary Wolf et Kevin Kelly [17]. Le QS consiste à utiliser la technologie pour acquérir de façon proactive des données biophysiques ou environnementales sur différents aspects de la vie quotidienne d'une personne. Ces données permettent à cette personne de mieux se comprendre, en identifiant ses habitudes et ses limites physiques.

De nos jours, des dizaines d'applications QS sont disponibles pour les smartphones et les tablettes, et bon nombre de ces applications peuvent recueillir des données à partir de capteurs portables tels que des montres « intelligentes », des brassards numériques ou des moniteurs de fréquence cardiaque. Les données ainsi acquises ne sont généralement pas conservées sur le smartphone ou la tablette : elles sont transférées vers un site distant dans le cloud, où elles peuvent ensuite être stockées indéfiniment et mises à disposition des utilisateurs autorisés.

Les entreprises informatiques sont très présentes sur le marché du QS, en fournissant des applications dédiées (RunKeeper, MoodScope, Mybew, iPeriod, etc.), des plateformes d'analyse de données (Google Fit, Samsung Artik, etc.), et du matériel (Withings, Jawbone, etc.). Les produits proposés sont soit orientés vers la remise en forme et le bien-être, soit vers la santé. Les solutions de remise en forme et de bien-être se concentrent sur l'entraînement sportif, la planification du régime alimentaire, la surveillance du sommeil ou, plus généralement, l'enregistrement des actions de la vie quotidienne. Les solutions de santé proposent de nouveaux services pour les patients et les médecins, en offrant par exemple des outils d'auto-diagnostic, ou des applications de mise en relation directe avec des médecins.

2. www.quantifiedself.com

2.3.1.2 Limites de l'automesure connectée

Bien que les applications de QS deviennent de plus en plus populaires, elles peuvent difficilement être utilisées dans le domaine médical pour un certain nombre de raisons.

Premièrement, la plupart des appareils utilisés dans les applications de QS n'ont jamais été certifiés ni même évalués pour un usage médical [18]. La qualité des données collectées, ou des traitements réalisés sur ces données, n'est donc pas toujours satisfaisante [19].

Deuxièmement, chaque modèle de capteur est généralement distribué avec sa propre application dédiée, qui ne peut pas collecter de données à partir d'un autre type de capteur. Il n'est donc pas possible de collecter des données simultanément à partir de différents capteurs provenant de fabricants différents.

Troisièmement, la plupart des applications ne sont pas ou sont peu configurables, et ne peuvent en particulier transférer des données que vers un serveur prédéfini. Les utilisateurs doivent donc faire confiance au propriétaire de ce serveur lorsqu'ils y stockent leurs données, supposer que ces données y seront en sécurité et, plus particulièrement, qu'elles ne seront pas divulguées ou utilisées sans leur consentement.

Ces limites des applications de QS sont acceptables lorsqu'elles concernent un utilisateur ayant accepté la charte d'utilisation définie par l'entreprise qui diffuse ces outils (matériels ou applications). Néanmoins, dans le cadre d'une application médicale engageant des patients, il est nécessaire de disposer d'applications dont les résultats sont plus fiables pour un usage médical, et qui respectent la vie privée des patients en protégeant l'accès aux données.

2.3.2 Plateformes d'assistance à l'autonomie à domicile

Les plateformes de collecte de données biophysiques à domicile sont comprises dans la catégorie des plateformes d'assistance à l'autonomie à domicile [20] (Ambiant Assisting Living – AAL). Les plateformes d'AAL ont pour objectif d'améliorer la qualité de vie des personnes à domicile grâce à l'intégration de capteurs et d'actionneurs dans les habitats (e.g., régler automatiquement la température, ou allumer les lumières), et à redonner de l'autonomie à des personnes dépendantes (e.g., personnes handicapées ou âgées). Ces plateformes ne ciblent pas spécifiquement des patients, mais il est courant qu'elles intègrent des fonctionnalités pour suivre l'état de santé des personnes.

Les projets CodeBlue [21] et ALARM-NET [22] sont deux projets précurseurs dans

le suivi de l'état de santé de patients à leur domicile. Dans ces deux projets, plusieurs capteurs sont disséminés dans l'habitation du patient, et le patient porte un ensemble de capteurs biophysiques qui disposent d'une interface de communication ZigBee. La communication via ZigBee permet de mettre en place un maillage de communication au niveau BAN (entre les différents capteurs portés par le patient) et inter-BAN (entre les capteurs portés par le patient et les capteurs disséminés dans l'habitat). Certains capteurs disséminés dans l'habitation servent de passerelle pour relayer les données vers d'autres réseaux, par exemple l'Internet, pour qu'elles soient analysées sur des serveurs dédiés. CodeBlue se focalise sur l'auto-organisation du maillage de communication. Cette approche permet de continuer à collecter les données même si un nœud du maillage est défaillant, et permet également d'intégrer de nouveaux capteurs facilement dans l'environnement du patient. De son côté, ALARM-NET étend ces résultats en y ajoutant la détection automatique d'anomalie et la mise en place d'un système d'alerte vers le patient et le personnel soignant. La plateforme ALARM-NET est constituée de plusieurs passerelles, nommées AlarmGate, qui sont intégrées dans le maillage de communication ZigBee et qui permettent de connecter à la plateforme les capteurs des patients, et des applications de visualisation des données (disponibles sur ordinateur ou PDA). Lorsqu'une anomalie est détectée dans les données d'un patient par les algorithmes de traitements, cette information est immédiatement transmise vers les passerelles AlarmGate qui concernent ce patient, à savoir la passerelle de ce patient et les passerelles du personnel soignant responsable de ce patient. Les passerelles AlarmGate ayant reçu cette information vont ensuite relayer cette information vers les applications de visualisation du personnel autorisé, et ainsi favoriser une prise en charge rapide de l'anomalie.

La détection d'anomalies de santé au domicile du patient est également explorée dans les projets PEACH [23], PSYCHE [24], et LifeGuard [25]. Le projet PEACH suit l'évolution de l'état physiologique et émotionnel des patients. Pour cela, des capteurs sont portés par le patient et placés dans son habitat. Puis, en utilisant des informations contextuelles (e.g., la détection d'une activité, le déplacement entre les pièces, les heures de lever et de coucher, etc.), l'intergiciel de PEACH est capable de détecter les changements de l'état physiologique et émotionnel d'un patient. Les travaux du projet PSYCHE se concentrent sur le cas de patients souffrant de troubles bipolaires de l'humeur. Dans ce projet, le système est entraîné à identifier l'humeur d'un patient dans le but de prédire ses transitions d'humeur. LifeGuard est un système initialement développé pour collecter les informations relatives à l'état de santé d'astronautes en mission pour les transmettre vers

le centre de commande de cette mission. Le projet a ensuite été réutilisé dans le cadre de suivi de santé à domicile. Le système est composé de trois parties : des capteurs, une passerelle sous la forme d'une montre connectée, et une station de collecte des données. L'intérêt de LifeGuard est sa capacité à gérer plusieurs capteurs biophysiques en même temps, et de transmettre efficacement ces données vers un serveur distant.

Ces trois projets utilisent tous une combinaison des technologies de transmissions Bluetooth (pour les capteurs biophysiques) et Wi-Fi (pour les capteurs disséminés dans l'habitat).

Aloulou *et al.* proposent un cadre de développement modulaire appliqué à l'assistance à domicile de personnes souffrant de troubles cognitifs [26]. Ce cadre de développement utilise le mécanisme OSGi [27] (*Open Service Gateway Initiative*) pour ajouter de nouveaux services d'assistance de façon dynamique (i.e., sans avoir à redémarrer ou modifier le code des équipements qui composent la plateforme de suivi). Les informations contextuelles d'un patient sont représentées à l'aide d'un modèle sémantique qui est utilisé par un moteur d'inférences. Les règles d'inférences permettent ensuite de définir les services d'assistance à déployer selon les besoins du patient.

Les projets SelfBack [28], [29] et AICO [30] proposent deux plateformes centrées sur la détection d'activité physique à domicile. SelfBack quantifie la durée et l'intensité de l'activité physique, et évalue cette activité physique réalisée par rapport à des objectifs pré-définis. AICO réalise la détection de l'activité physique via des informations de localisation obtenues grâce à la transformation d'objets du quotidien en AICOs (Ambient-Intelligence Compliant Objects). Par exemple, l'entrée du patient dans une pièce peut être détectée via le déclenchement de l'interrupteur d'éclairage, l'activité de lecture peut être détectée lorsque le livre est pris en main, etc. L'objectif est de collecter des informations de la façon la plus transparente possible vis-à-vis du patient. Mshali *et al.* [31] proposent de suivre l'activité physique de personnes âgées et/ou isolées avec une plateforme qui utilise des données contextuelles pour reconnaître les activités quotidiennes et évaluer le degré de dépendance de la personne. Les fréquences de mise à jour des données sont basées sur un nouveau paramètre, la Période de Validité (*Validity Period – VP*). Ce paramètre définit pour chaque type de données une fréquence de mise à jour selon le profil de la personne suivie [32]. Cette approche a permis de réduire la consommation d'énergie et l'utilisation de la bande passante d'environ 90 %, tout en gardant des taux de reconnaissance des activités élevés.

La limite de ces différents projets est bien sûr qu'ils ne sont pas conçus pour collecter les données des patients en dehors d'une zone très limitée, généralement le domicile du patient. On peut tout de même noter que la fusion d'informations contextuelles, comme dans PEACH et AICO, permet d'extraire de nouvelles informations pertinentes, et que la personnalisation des capteurs est explorée dans plusieurs projets, comme dans CodeBlue et AICO.

2.3.3 Plateformes de collecte de données biophysiques provenant de patients mobiles

Le projet européen Mobihealth [33] a défini les contours d'une plateforme dédiée au suivi de patients ambulatoires. Cette plateforme se divise en deux parties : un dispositif porté par le patient, et des serveurs de traitements. Le dispositif porté par le patient est composé de plusieurs capteurs et d'un *Personal Digital Assistant* – PDA, qui sert de passerelle. La transmission des données au niveau BAN, entre les capteurs et la passerelle, se fait via la technologie Bluetooth. La transmission des données au-delà du BAN, de la passerelle vers les serveurs distants, est réalisée via des technologies de téléphonie mobile. Les serveurs de traitement effectuent l'analyse des données collectées avec des algorithmes propres à chaque cas d'application. La plateforme Mobihealth a été utilisée dans le cadre de neuf études distinctes, par exemple pour suivre à distance l'état de santé de patients cardiaques ou de femmes enceintes.

Plusieurs projets ont étendu les travaux débutés dans Mobihealth, comme MobileECG [34], Active2Gether [35], et RADAR-Base [36]. MobileECG se focalise sur la gestion des données ECG, avec la mise en œuvre d'une analyse locale en temps réel des données. Lorsqu'une anomalie est détectée, une alerte est transmise au patient et au médecin, et les données sont transmises vers un serveur distant pour une analyse plus en profondeur. Active2Gether propose une plateforme dédiée à l'activité physique en extérieur. Cette plateforme est personnalisable, permettant de définir des objectifs adaptés à la pathologie du patient. Elle intègre aussi une dimension sociale, permettant au patient de partager ses résultats afin de créer une communauté qui s'encourage. RADAR-Base est une plateforme *open source* qui met en œuvre des fonctionnalités similaires à Mobihealth. Elle y ajoute l'utilisation de la technologie Wi-Fi pour la transmission des données de la passerelle vers les serveurs de traitement, et des interfaces utilisateurs sur la passerelle permettant d'intégrer des questionnaires à destination du patient.

Les projets précédents ont tous repris la même architecture que celle définie dans le projet Mobihealth. Des travaux ont toutefois exploré d'autres approches, notamment l'approche de la communication opportuniste. Le projet AID-N [37] propose un système de triage de patients en extérieur, sans utiliser d'infrastructure réseau pré-existante. AID-N utilise un maillage de communication opportuniste pour acheminer des données de la zone d'incident vers un centre de gestion de crise. Les données reçues par le centre de gestion permettent ensuite d'orienter les secours vers les cas les plus urgents. Une autre approche exploitant la communication opportuniste est le système de collecte de données biophysiques concernant des marathoniens proposé par Benferhat *et al.* [38]. Ce système collecte des données ECG à l'aide d'un capteur Shimmer connecté en Bluetooth à un smartphone porté par le coureur. Les données collectées sont ensuite transmises à des stations de base disséminées le long du parcours de la course. La transmission des données s'effectue selon une approche *Delay Tolerant Network* (DTN) en mettant en œuvre le principe du *store, carry, and forward*. Cette approche consiste à stocker les données localement sur l'équipement responsable des transmissions lorsque la connectivité n'est pas disponible, puis d'utiliser la mobilité du porteur pour rechercher une connectivité. L'utilisation de l'approche DTN pour prendre en compte les connexions intermittentes est également l'une des recommandations de Boulemtafes *et al.* [39]. Ces recommandations concernent la conception d'une architecture pour une plateforme pour le suivi de l'état de santé de patients mobiles, les autres recommandations sont : l'utilisation des informations contextuelles pour réaliser les *handovers*, la prise en compte de la coexistence des réseaux dans l'environnement du patient pour limiter les interférences, l'utilisation de moyens de localisation performants, le contrôle des coûts de transmissions (aussi bien le coût économique que le coût d'utilisation des ressources – notamment de l'énergie), et enfin des mécanismes de communications intra-BAN (au niveau des capteurs et de la passerelle) pour prendre en compte les interférences créées par le corps lors des mouvements. Les résultats de ces travaux montrent que l'approche opportuniste peut être utilisée pour renforcer la résilience d'une application aux aléas de transmission, et pour ne pas dépendre d'une infrastructure externe. Néanmoins, cette approche peut fortement allonger le délai de transmission.

Une autre forme de collecte de données de santé concerne les applications de traçage des patients. En 2020, alors même que ce mémoire de thèse est en cours de rédaction, une large partie de la population mondiale est confinée à domicile dans le cadre de la lutte contre la pandémie COVID-19. Pour mettre fin au confinement, tout en limitant

les risques d'une recrudescence des cas, des applications de traçage des personnes ont été proposées. Certaines utilisant des QR-codes (Chine), d'autres de la géo-localisation via GPS et/ou Wi-Fi (Corée du Sud, Israël, etc.), d'autres de la détection de proximité via Bluetooth (Singapour), etc. Toutefois, ces approches soulèvent beaucoup d'inquiétudes vis-à-vis des violations des libertés individuelles qu'elles peuvent impliquer [40]. Au niveau européen, l'initiative PEPP-PT³ (*Pan-European Privacy-Preserving Proximity Tracing*) propose une approche similaire à la solution expérimentée à Singapour, et qui se veut respectueuse de la directive européenne ePrivacy (RGPD en France) [41]. Cependant, cette solution n'a pas encore été utilisée où que ce soit, contrairement aux autres.

D'autres travaux ont cherché à utiliser les données de mobilité pour donner plus de sens aux données collectées. Par exemple, le projet AWARENESS [42] est une application de santé capable de détecter les crises d'épilepsie. La détection des crises s'effectue par la fusion de données ECG et d'informations contextuelles, telles que la position géographique ou l'activité du patient. Les informations contextuelles permettent de donner plus de sens aux données collectées. Il est ainsi possible de dissocier le cas où la fréquence cardiaque varie lors d'une activité physique ou lors d'un début de crise d'épilepsie.

Enfin, des travaux se focalisent sur l'adaptation du suivi de l'état de santé selon la pathologie ou le besoin du moment. Siddiqui *et al.* [43] proposent une application de santé mobile capable de réaliser des traitements embarqués pour analyser les données collectées. Les traitements déployés dans l'application d'un patient peuvent être ajustés à distance par le personnel soignant selon l'évolution de l'état de santé de ce patient. AWARE [44] est un framework Android *open source*, qui utilise également les informations contextuelles pour suivre l'état de santé d'un patient. Ce framework dispose d'un mécanisme de plugins pour permettre à une application d'utiliser des capteurs (e.g., fitbit), ou de réaliser des traitements automatiques en temps réel sur les données. L'utilisation de plugins permet de partager et de réutiliser des composants logiciels plus facilement. Les informations contextuelles permettent d'adapter l'application en continu au travers de règles examinées par un moteur d'inférence. L'adaptation de l'application permet d'activer, de désactiver, ou de modifier la configuration des capteurs ou des traitements selon l'évolution de l'état de santé du patient.

3. <https://www.pepp-pt.org/>

2.4 Discussion

Dans ce chapitre, nous avons présenté la notion de santé connectée, et les domaines d'application associés, à savoir la télémédecine, la numérisation de la santé, et la santé mobile. Nous avons ensuite décrit la composition typique d'une plateforme de collecte de données biophysiques, puis nous avons dressé un panorama des plateformes existantes.

Une plateforme de collecte de données biophysiques est typiquement composée de deux parties : une première partie côté dispositif du patient, et une seconde côté Système d'Information de Santé (SIS). Ces deux parties sont généralement reliées par une passerelle qui est proche du patient, ou même directement portée par celui-ci. Cette passerelle assure la gestion des capteurs, réalise éventuellement un traitement local des données, et assure la transmission des données vers le SIS.

On distingue trois principaux types de plateformes : les plateformes d'automesure connectée, les plateformes d'assistance à l'autonomie à domicile (AAL), et les plateformes de collecte de données biophysiques pour patients mobiles.

Les plateformes d'automesure connectée sont globalement très appréciées des sportifs, qui y trouvent un outil pour évaluer et comparer leurs performances. Ces plateformes sont en général développées par de grands groupes industriels, qui disposent des ressources nécessaires pour réaliser des produits performants et attractifs. En contrepartie, les utilisateurs de ces plateformes perdent généralement le contrôle des données générées. En effet, les contrats d'utilisation de la plupart des plateformes stipulent que les données peuvent être partagées avec des tiers.

Les plateformes d'AAL se limitent généralement au suivi de patients à leur domicile. Elles peuvent collecter des données très diverses, du fait de la maîtrise totale de l'environnement dans lequel évolue le patient. Ainsi, les services fournis au patient, à son entourage, et à son médecin, sont généralement supérieurs à ce que peut fournir une plateforme de collecte en extérieur. En revanche, la portée de fonctionnement est limitée à un périmètre bien défini.

Les plateformes de collecte de données biophysiques pour patients mobiles permettent au patient de vaquer à ses occupations quotidiennes, sans le limiter à un périmètre restreint. Néanmoins, l'ajout de mécanismes permettant de prendre en compte la mobilité nécessite de supporter des contraintes supplémentaires par rapport aux plateformes AAL. En effet, la transmission des données doit pouvoir s'effectuer pendant la mobilité du pa-

tient, et doit donc être capable de résister aux aléas de transmissions plus fréquents (i.e., des déconnexions). De plus, les appareils qui composent le dispositif porté par les patients sont limités en termes de ressources. Ainsi, la gestion de certaines ressources critiques, comme l'énergie ou le stockage des données, devient un enjeu important à prendre en compte.

ÉQUIPEMENTS ET TECHNOLOGIES POUR LA COLLECTE DE DONNÉES BIOPHYSIQUES DE PATIENTS MOBILES

Table des matières du chapitre

3.1	Équipements portables pour la collecte de données biophysiques	32
3.2	Technologies de communication sans fil	36
3.3	Discussion	45

Dans ce chapitre, nous nous intéressons à la question de la collecte de données biophysiques provenant de patients mobiles. Le chapitre est organisé en deux sections. La section 3.1 présente les caractéristiques des équipements qui sont portés par les patients. La section 3.2 dresse une vue d'ensemble des technologies de communication qui sont utilisées pour transmettre les données provenant de patients mobiles. Enfin, la section 3.3 synthétise les éléments présentés dans ce chapitre.

3.1 Équipements portables pour la collecte de données biophysiques

Cette section présente les équipements qui sont utilisés pour la collecte de données biophysiques provenant de patients mobiles. Nous allons d'abord présenter les types de capteurs et leurs caractéristiques, puis nous allons préciser l'intérêt d'une passerelle pour relayer les données des capteurs vers des serveurs distants.

3.1.1 Capteurs

Dans le cadre d'une collecte de données biophysiques provenant de patients, l'équipement que porte un patient est composé de plusieurs capteurs et d'une passerelle. Les capteurs peuvent être classés en trois catégories : les capteurs biophysiques proprement dits, les capteurs cinématiques et de position, et les capteurs ambiants.

1. Capteurs biophysiques : ce sont des capteurs qui collectent des informations sur des caractéristiques physiques du patient. Par exemple un cardiofréquencemètre, un thermomètre, un lecteur de glycémie, etc.
2. Capteurs cinématiques et de position : ce sont des capteurs qui collectent des informations sur les mouvements et la position géographique du patient. Par exemple un GPS, un accéléromètre, un gyroscope, un magnétomètre, etc.
3. Capteurs ambiants : ce sont des capteurs qui collectent des informations sur l'environnement. Par exemple un thermomètre extérieur, un capteur de pression atmosphérique, etc.

Un capteur se caractérise en général par une fréquence d'échantillonnage (en Hertz), un nombre de canaux, et une résolution par canal. Ces paramètres influencent le débit de données qui est généré par le capteur, ce qui a une conséquence sur la façon de stocker, analyser et transmettre ces données. Le tableau 3.1 présente une synthèse des débits, fréquences, et résolutions typiques pour quelques catégories de capteurs.

Capteur	Nombre de canaux (12 bits de résolution)	Fréquence d'échantillonnage (Hz)	Débit moyen
ECG	3-5-12	100-1000	3-144 kbps
EMG	12	2000-5000	288-1152 kbps
EEG	24-32	100-1000	28-384 kbps
Tension	1	< 1	20 bps
Glucose	1	50	200 bps
Température	1	< 1	0.3 kps
Capteur de mouvement	3	1-500	1-15 kbps
Voix	–	Flux continu	50-100 kbps

TABLE 3.1 – Synthèse des fréquences de génération de données et des débits de transmission qui en résultent pour plusieurs catégories de capteurs biophysiques [45].

La figure 3.1 montre quatre catégories d’usage des données biophysiques, définies comme suit :

1. *la détection de l’activité* rassemble les applications d’auto-mesure sportives et de réhabilitation après une blessure ou une opération,
2. *la prédiction* consiste à observer l’évolution de l’état de santé pour détecter les signes d’une pathologie dès les premiers symptômes,
3. *la détection d’anomalies* s’effectue dans le cadre du suivi de l’état de santé d’un patient que l’on sait atteint d’une pathologie,
4. *le support au diagnostic* consiste à suivre l’évolution de l’état de santé d’un patient afin d’accompagner une prise de décision médicale.

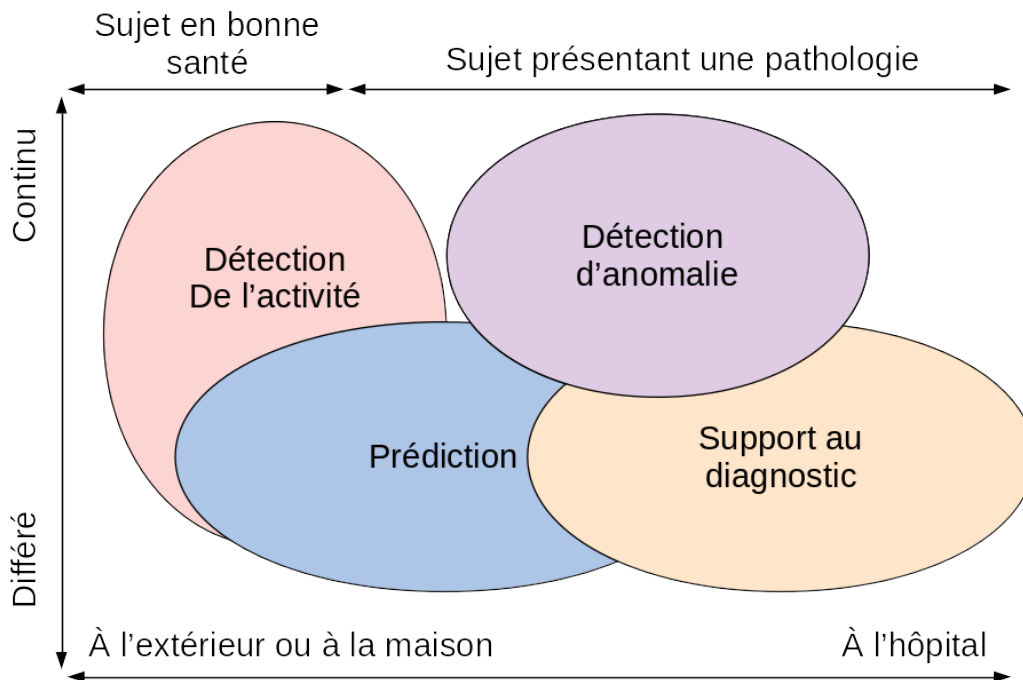


FIGURE 3.1 – Les différents usages des données de santé, d’après une classification proposé dans [46].

Pour un suivi ou une détection d’activité, les capteurs cinématiques sont privilégiés, avec les montres GPS sportives (e.g., Garmin [47], Polar [48], Suunto [49]), ou des capteurs directement intégrés dans l’équipement de l’athlète (e.g., Qus [50], Carv [51]).

Pour les autres usages, les capteurs biophysiques passent au premier plan, et les capteurs utilisés changent selon la pathologie ciblée. Pour des pathologies cardiovasculaires,

c'est la fréquence cardiaque et/ou l'ECG complet, comme Shimmer [52], Zephyr [53], Holter [54]. Pour suivre l'évolution de la glycémie chez les patients diabétiques, on peut citer les systèmes MyStar [55], et FreeStyle Libre [56]. Les capteurs cinématiques peuvent être utilisés pour la détection de crise d'épilepsie (e.g., NightWatch [57]), ou la détection de chute (e.g., Detect+ [58], ou l'Apple Watch [59]). La position géographique est utilisée en complément de ces capteurs pour pouvoir localiser le patient rapidement, par exemple avec QStarz [60].

Ces différentes activités peuvent nécessiter de collecter les données de façon continue ou différée, et alors que le patient est immobile dans un lit d'hôpital ou mobile en extérieur. Pour les usages de collecte de données de façon continue en extérieur, il est nécessaire que le capteur soit doté d'une interface de communication afin de transmettre les données collectées. Cette étape de transmission vers des serveurs distants n'est généralement pas assurée par le capteur lui-même, mais par une passerelle dédiée à cette fonction.

3.1.2 Utilisation d'une passerelle pour relayer les informations collectées

Une passerelle est un intermédiaire qui est responsable du pilotage des capteurs, d'une éventuelle première analyse des données et de la transmission des données au-delà du BAN. Il s'agit généralement d'un smartphone qui dispose de plusieurs interfaces de transmission sans fil. On distingue deux niveaux de transmissions : le niveau BAN entre les capteurs et la passerelle, et un niveau au-delà du BAN, entre la passerelle et des serveurs distants.

Le pilotage des capteurs consiste à gérer la connexion, la configuration, et le démarrage/arrêt des sessions d'acquisition des capteurs portés par un patient. L'avantage est de pouvoir superviser les capteurs plus facilement que s'il était nécessaire de gérer chaque capteur indépendamment. Le pilotage des capteurs par la passerelle nécessite une transmission sans fil à très courte portée entre la passerelle et les capteurs, et la mise en place d'un protocole de communication. Le protocole de communication est défini par le fabricant du capteur, qui peut choisir d'utiliser un standard existant, ou de définir son propre protocole qui pourra être publié, éventuellement sous conditions, ou tenu secret.

Une analyse des données peut être réalisée directement sur la passerelle selon le cas d'application et la puissance de calcul disponible sur la passerelle. Elle repose généralement sur des traitements simples qui permettent de détecter des anomalies afin de lever des alertes le plus rapidement possible.

3.2 Technologies de communication sans fil

Dans cette section, nous présentons une vue d'ensemble des technologies de communication sans fil qui sont utilisées pour la transmission de données provenant de patients mobiles. Les technologies qui y sont présentées sont groupées en deux parties : les technologies utilisées pour la communication de niveau BAN, et celles utilisées pour la communication au-delà du BAN. Nous présentons une synthèse des forces et faiblesses des technologies présentées à la fin de la section.

3.2.1 Communications au niveau BAN

Les technologies de communication sans fil au niveau BAN permettent la transmission de données entre les capteurs et la passerelle. Ce sont des technologies de communication sans fil de courte distance (quelques mètres) qui privilégient une faible consommation d'énergie.

3.2.1.1 Bluetooth / IEEE-802.15.1

Bluetooth [61], standardisé sous la norme 802.15.1 par l'IEEE, est une technologie de communication sans fil à courte portée et à faible consommation d'énergie, fonctionnant dans la bande de fréquence ISM 2.4 GHz.

La spécification Bluetooth version 4.0 définie par le SIG (Bluetooth Special Interest Group) a été présentée en juin 2010. Cette spécification présente une division de la technologie Bluetooth en trois parties distinctes : Bluetooth Classic, Bluetooth High Speed et Bluetooth Low Energy (BLE).

1. Bluetooth Classic est la continuité de la technologie originale,
2. Bluetooth High Speed suit les spécifications des normes IEEE 802.11,
3. Bluetooth Low Energy est une évolution de Bluetooth qui n'est pas rétrocompatible avec Bluetooth Classic.

Bluetooth Classic et BLE fonctionnent dans les mêmes bandes de fréquences, mais avec différents canaux. Bluetooth Classic utilise 79 canaux de largeur de bande 1 MHz, tandis que BLE utilise 40 canaux de largeur de bande 2 MHz. Bluetooth Classic permet des débits de transmission jusqu'à 3 Mbps, une portée de transmission de 100 m, et une latence d'environ 100 ms. De son côté, BLE permet des débits de transmission jusqu'à

1.3 Mbps, une portée de transmission de quelques dizaines de mètres, et une latence de moins de 10 ms.

Bluetooth Classic est plutôt adapté pour la transmission de gros volumes de données qui ne sont pas affectés par une latence élevée. À l'inverse, BLE a été conçu pour réduire de la consommation d'énergie tout en diminuant la latence. C'est pour cette raison que la majorité des capteurs de santé utilisent BLE.

La communication entre deux appareils utilisant le protocole BLE se fait en trois phases : (i) la phase d'annonce, (ii) la phase de découverte, (iii) la phase d'invocation de services qui permet d'échanger des données.

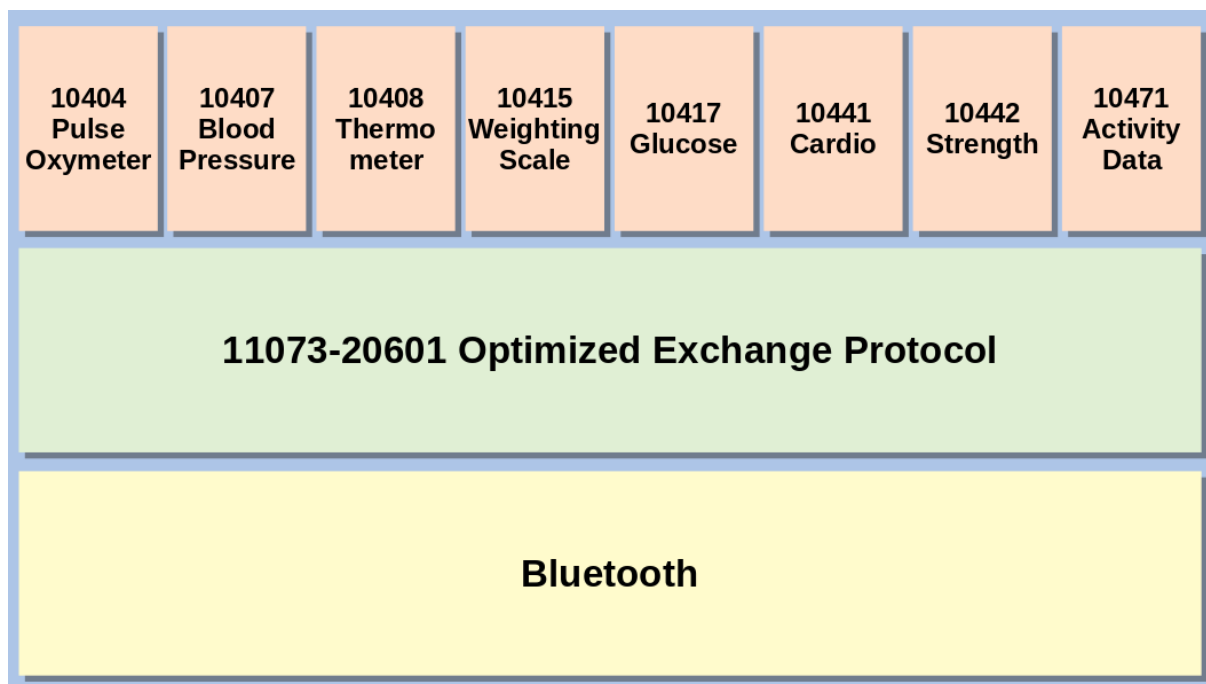


FIGURE 3.2 – Les couches du standard IEEE 11073-00103 [62].

La phase de découverte consiste à explorer le profil GATT (Generic Attribute Profile) qui décrit les services fournis par un appareil. Pour les appareils de santé, le SIG a défini un profil GATT particulier, le profil HDP (Health Device Profile) défini en suivant le standard IEEE-11073-20601 et rattaché à la famille des standards IEEE-11073. La pile protocolaire complète est représentée dans la figure 3.2.

3.2.1.2 ANT+

ANT (ou ANT+) [63] est une technologie de transmission sans fil propriétaire, mais en libre accès, conçue et commercialisée par le fabricant Garmin. Ainsi, la technologie ANT est principalement intégrée dans les appareils et les applications commercialisés par la société Garmin qui propose des objets connectés et des applications de suivi des performances sportives (e.g., Nike+, Addidas MiCoach) et de surveillance médicale.

La technologie ANT fonctionne, comme Bluetooth, sur la bande de fréquence ISM 2.4 GHz. Néanmoins, les débits de transmission sont très inférieurs aux débits de Bluetooth avec un débit maximum à 60 kbps. Ce faible débit ne permet pas de transmettre certaines données médicales, comme un ECG, de façon continue. La portée de transmission est également plus réduite avec une distance de transmission maximum de 30 m. La technologie ANT est très peu utilisée en dehors des capteurs commercialisés par la société Garmin.

3.2.1.3 ZigBee / IEEE 802.15.4

ZigBee [64] est une surcouche de la spécification IEEE 802.15.4. Il s'agit d'un moyen de communication à bas débit, bon marché et à faible consommation d'énergie. La technologie ZigBee est plutôt destinée aux réseaux de capteurs et aux applications domotiques. Elle est gérée par l'alliance ZigBee qui regroupe une cinquantaine d'industriels.

Le standard IEEE-802.15.4 définit la gamme de fréquences, la bande passante, les formats de modulation, les débits de transmission, les structures de trames et les techniques de codage. De son côté, l'alliance ZigBee définit les couches supérieures de routage, et ajoute de l'authentification et du chiffrement. La technologie ZigBee peut être utilisée sur trois bandes de fréquences ISM, deux bandes à 868 et 915 MHz sur 10 canaux permettant des débits de 20 kbps, et une bande à 2.4 GHz sur 16 canaux permettant des débits de 250 kbps.

Néanmoins, contrairement aux technologies Bluetooth et ANT, la technologie ZigBee n'est généralement pas disponible sur les smartphones, et son débit de transmission est trop limité pour certaines applications médicales (e.g., flux ECG). ZigBee est toutefois un excellent candidat pour les applications de domotique santé [65], [66].

3.2.2 Communications au delà du BAN

Les technologies de communication sans fil pour la transmission de données au-delà du BAN permettent de transmettre des données entre la passerelle et des serveurs distants. Ce sont des technologies de communication sans fil à moyenne ou longue distance (plusieurs dizaines de mètres à plusieurs kilomètres), et qui sont généralement raccordées à l'Internet.

3.2.2.1 Wi-Fi

Wi-Fi est le nom de l'implémentation commerciale, définie par la Wi-Fi Alliance [67], du standard IEEE 802.11. La première version de 802.11 a été publiée en 1997. Depuis, cette version a été étendue par 31 amendements qui ont fait évoluer le standard en 2007, 2012, puis 2016. Ces amendements apportent plusieurs innovations, par exemple au niveau des bandes de fréquences utilisées (e.g., 900 Mhz pour 802.11ah, 5 GHz pour 802.11ac, ou 60 GHz pour 802.11ad), des méthodes de modulations radio (e.g., OFDM pour 802.11a), ou le support du *Multiple-Input Multiple-Output* – MIMO (e.g., 802.11n).

De nos jours, la technologie Wi-Fi est intégrée à la plupart des objets communicants (e.g., smartphones, ordinateurs portables). Elle offre des débits de l'ordre de plusieurs dizaines à plusieurs centaines de Mbit/s, pour une distance d'émission de plusieurs dizaines de mètres, ce qui en fait la technologie privilégiée pour l'accès à l'Internet que ce soit à domicile ou en entreprise. C'est pourquoi Wi-Fi apparaît comme un excellent candidat pour faire le lien entre le BAN et l'Internet.

En ville particulièrement, la technologie Wi-Fi dispose d'une très forte concentration de points d'accès [68]. La plupart de ces points d'accès sont privés, mais ils pourraient être utilisés pour mettre en place des réseaux partagés (ou communautaires) pour construire des grappes de réseaux en libre accès, à l'échelle d'un bâtiment (e.g., une école, un café, un hôpital) ou même d'une ville (e.g., autour de son réseau de bus).

On peut noter qu'en France les fournisseurs d'accès à l'Internet (FAI) proposent tous un service de Wi-Fi *hotspots* pour leurs abonnés dont le fonctionnement est basé sur le principe des réseaux Wi-Fi partagés. Ce service permet à un abonné d'un FAI de disposer d'un accès à l'Internet par l'intermédiaire des points d'accès des autres abonnés de ce même opérateur. Cette approche permet de continuer de profiter d'un accès à l'Internet via Wi-Fi lors d'un déplacement. Cependant, son usage le plus fréquent est à domicile ou au sein des bureaux d'une entreprise.

3.2.2.2 Réseaux de téléphonie mobile

Les réseaux de téléphonie mobile ont été initialement conçus pour permettre à des téléphones mobiles de transmettre de la voix puis des messages courts (Short Message Service – SMS). Ils ont ensuite été étendus au transport de trafic IP pour connecter les téléphones mobiles à l'Internet. Afin de faciliter la compréhension de l'évolution des standards des réseaux de téléphonie mobile pour le grand public, un numéro de « génération » (G) est attribué à chaque évolution majeure.

La spécification et la validation des standards de télécommunications sont gérées par l'UIT (Union Internationale des Télécommunications), une agence des Nations Unies. Les standards sont mis en place dans chaque pays (ou région) par des opérateurs sous la direction de contrôleurs locaux. En France, c'est l'ARCEP¹ (Autorité de Régulation des Communications Électroniques, des postes et de la distribution de la Presse) qui est chargée de contrôler le développement de ces technologies et d'allouer les bandes de fréquences aux opérateurs [69].

Les réseaux de téléphonie mobile reposent sur une structure cellulaire. Dans ce type de structure, le territoire est divisé en plusieurs sous-zones appelées cellules et chaque cellule est servie par au moins une station servant d'émetteur-récepteur. Ce type de structure facilite le déploiement de l'infrastructure (i.e., émetteurs-récepteurs, etc.) et favorise une meilleure réutilisation des fréquences comme le montre la figure 3.3. On peut y voir l'allocation de quatre bandes de fréquences, notées F1 à F4, et l'utilisation de cellules de tailles variables, dont les plus petites cellules permettent de couvrir les zones les plus denses en population (i.e., les centres-villes). Le diamètre des cellules varie entre plusieurs centaines de mètres et plusieurs dizaines de kilomètres.

1G - AMPS/TACS/ETACS

La première génération des réseaux de téléphonie cellulaire fonctionnait de manière analogique avec des standards qui différaient selon les pays : AMPS (Advanced Mobile Phone System), d'abord aux États-Unis puis en Russie et en Asie, TACS (Total Access Communication System) suivi de ETACS (Extended Total Access Communication System) en Europe. Ces systèmes fonctionnaient pour la plupart sur la bande de fréquence 800/900 MHz et sont devenus obsolètes à l'arrivée de la seconde génération.

1. <https://www.arcep.fr/>

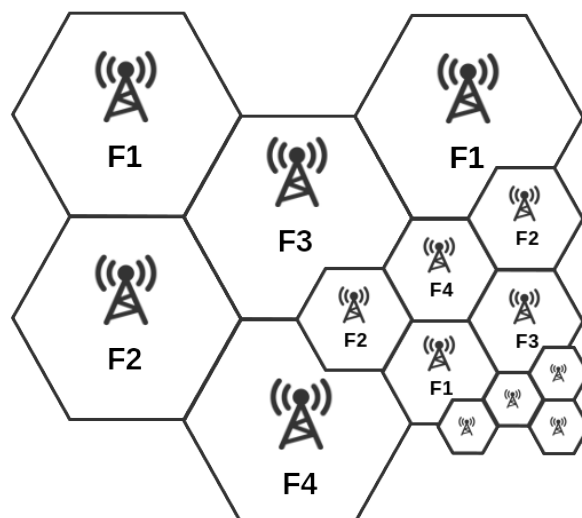


FIGURE 3.3 – Représentation de l'allocation des fréquences dans une structure de réseau cellulaire.

2G - GSM/GPRS/EDGE

La seconde génération apparaît avec le standard GSM (Global System for Mobile Communications). C'est un système entièrement numérique qui introduit l'envoi de messages textuels (SMS, Short Message Service) et multimédias (Multimedia Message Service – MMS) avec un débit de 9.6 kbps.

Néanmoins, le transfert de données par les réseaux de téléphonie mobile ne prend de l'ampleur qu'avec le déploiement d'une extension à GSM, GPRS (General Packet Radio Service) que l'on qualifie également de 2.5G. Cette technologie permet des débits asymétriques de 15 kbps en débit montant (*uplink*) et 50 kbps en débit descendant (*downlink*). Une seconde extension à GSM est la technologie EDGE (Enhanced Data rates for GSM Evolution), parfois nommée 2.75G, qui quadruple les débits de GPRS.

3G - UMTS/HSDPA

Les spécifications de la troisième génération ont été définies par IMT-2000 (International Mobile Telecommunications for the year 2000) de l'UIT. En Europe, c'est le 3GPP (3rd

Generation Partnership Project) qui s'est chargé de développer une technologie 3G avec UMTS (Universal Mobile Telecommunication System).

La 3G met l'accent sur la transmission de données avec des débits allant jusqu'à 2 Mbps dans la bande de fréquence des 2100 MHz, permettant ainsi de nouveaux usages tels que la transmission de vidéo et l'accès à l'Internet haut débit. La technologie HSDPA (High-Speed Downlink Packet Access), aussi appelée 3.5G, est une évolution à UMTS et permet d'atteindre des débits de 10 Mbps sur la bande de fréquence des 5 GHz.

4G - LTE

La quatrième génération, nommée LTE (Long Term Evolution), permet une nouvelle fois d'améliorer les débits de transmissions avec 50 Mbps en *uplink* et 100 Mbps en *downlink*. Ces débits permettent à un utilisateur de visionner et transmettre des flux d'informations audio ou vidéo en haute qualité. L'autre nouveauté de cette spécification est une meilleure gestion des différentes tailles des cellules selon la densité d'utilisateurs, en utilisant différentes bandes de fréquences, entre 800 MHz et 2600 MHz.

Grâce à ses débits de transmission importants, sa bonne couverture en zone urbaine et son intégration dans tous les smartphones récents, LTE est un excellent candidat pour transmettre des données de santé provenant d'un patient mobile. Il faut néanmoins être en mesure de gérer les possibles déconnexions et le manque de couverture réseau en zone rurale.

5G - LTE-5G ou NR

La cinquième génération, LTE-5G ou NR (New Radio), regroupe un ensemble de nouvelles technologies pour des cas d'applications très divers. La technologie n'est pas encore déployée en France, et les bandes de fréquences n'ont pas encore été attribuées. Avec la 5G, l'objectif est d'unifier la façon d'utiliser le spectre radio entre 500 MHz et 60 GHz. Le passage à la 5G est censé permettre une réduction de la consommation d'énergie, une amélioration des débits et une réduction de la latence.

Les cas d'applications visés sont la communication entre machines dans l'Internet des objets (e.g., les villes intelligentes), les applications temps réel (e.g., la téléchirurgie), et le très haut débit (e.g., flux vidéo en haute qualité).

3.2.2.3 LoRaWAN et Sigfox

LoRaWAN [70] et Sigfox [71] sont deux technologies pour la communication de machine à machine pour l'Internet des objets. Ces technologies fournissent des débits faibles (0.3 kbps pour LoRaWAN et 50 kbps pour Sigfox), et une longue portée de transmission (plusieurs km), en utilisant les bandes de fréquences ISM 433 MHz et 868 MHz.

Bien que ces technologies ne soient pas spécifiquement adaptées au suivi de santé d'un patient en temps réel, des initiatives explorent la possibilité d'utiliser ces technologies dans des cas d'applications médicales [72]. Par exemple, des données non urgentes et d'un volume extrêmement faible, comme de la télémétrie pour évaluer l'état de fonctionnement de l'équipement fourni à un patient, pourraient être envoyées en utilisant ces technologies.

3.2.3 Synthèse des caractéristiques des technologies de communication sans fil

La figure 3.4 montre les caractéristiques en termes de débits et de portée pour les technologies de transmission sans fil. La figure 3.5 montre quant à elle les caractéristiques en termes de débits et de consommation d'énergie.

Pour les technologies sans fil de niveau BAN (i.e., Bluetooth, ANT, et ZigBee), les débits sont faibles, et la portée de transmission très courte. C'est la conséquence de l'utilisation d'une faible puissance d'émission afin de réduire la consommation d'énergie. Cette faible consommation d'énergie fait de ces technologies d'excellentes candidates pour des capteurs portés par des patients. En effet, ces capteurs fonctionnent avec une batterie, et dans un souci d'efficacité et de confort pour les patients (pour permettre une plus grande autonomie dans les déplacements), on cherche à recharger les capteurs le moins souvent possible.

Pour les transmissions sans fil au-delà du BAN (i.e., Wi-Fi, réseaux de téléphonie mobile, LoRaWAN et Sigfox), les différences entre les technologies sont plus marquées. Le débit de transmission via Wi-Fi est excellent. En revanche sa portée est limitée, et sa couverture réseau restreinte à des zones pré-définies, comme le domicile ou des hotspots en libre accès. Malgré tout, Wi-Fi représente un bon compromis entre la consommation d'énergie et la couverture réseau. De plus, sa couverture peut être étendue via l'utilisation des réseaux communautaires. Les technologies LoRaWAN et Sigfox permettent des transmissions à longue distance en utilisant très peu d'énergie. Néanmoins les débits sont

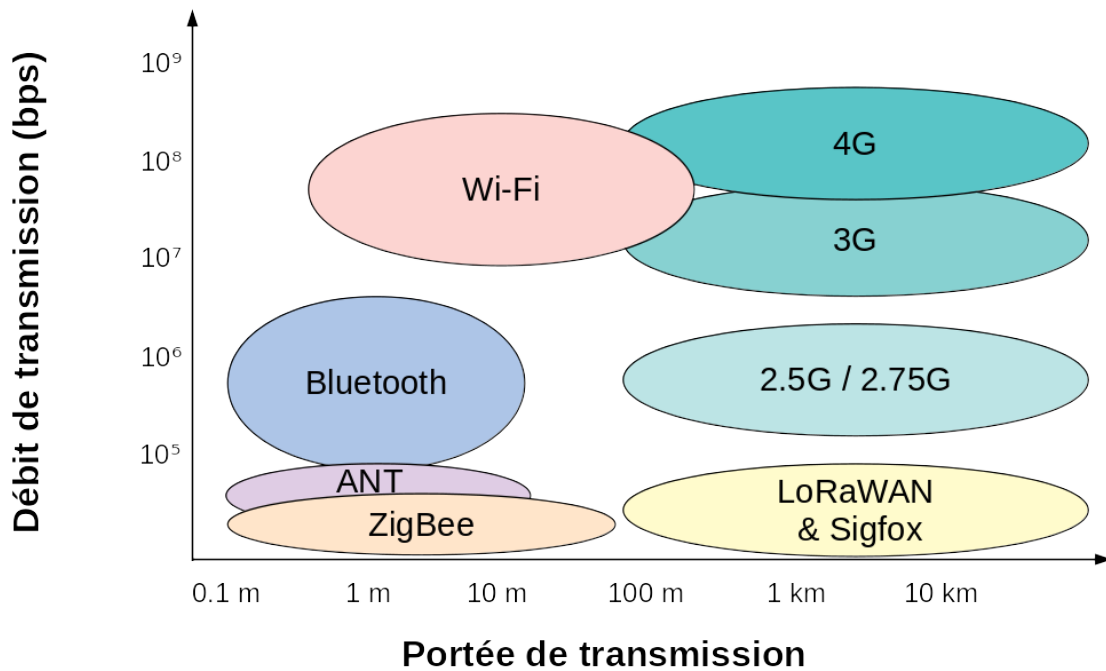


FIGURE 3.4 – Caractéristiques en termes de portée et de débit de transmission des technologies de communication sans fil

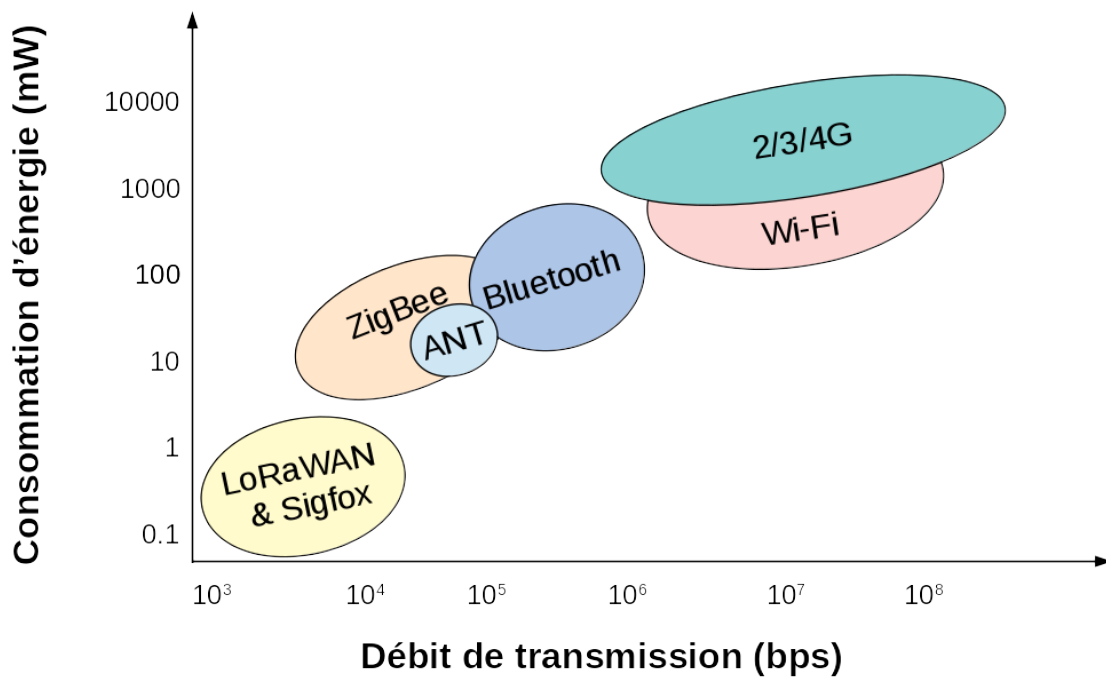


FIGURE 3.5 – Caractéristiques en termes de consommation d'énergie et de débit de transmission des technologies de communication sans fil

insuffisants pour la plupart des applications médicales. Enfin, les réseaux de téléphonie mobile offrent une très bonne couverture, de très bons débits de transmission, et des mécanismes de gestion de la mobilité efficaces. En revanche, leur consommation d'énergie est plus importante que les autres technologies extra-BAN, et leurs performances varient selon la technologie utilisée. De plus, ces technologies privilégient les débits sur le lien descendants (*downlink*), puisqu'elles ont été conçues pour la consommation de contenu multimédia, plutôt que les débits sur le lien montant (*uplink*), qui est plus sollicité dans le cadre d'une application de collecte de données.

3.3 Discussion

Dans ce chapitre nous avons présenté la grande variété de capteurs qui existent pour les applications médicales. Le choix d'un capteur dépend de plusieurs critères, notamment la pathologie à observer ou la façon dont on souhaite exploiter les données. Selon le capteur et le type de données collectées, le débit de données généré par le capteur peut-être très variable, allant de quelques bits par seconde pour un capteur de tension ou de température, à quelques centaines de kilobits par seconde pour un ECG.

Dans le cas d'un suivi de santé à domicile ou à l'hôpital, on peut envisager que les capteurs communiquent directement avec les serveurs d'enregistrement, avec la possibilité d'enregistrer des données directement sur la mémoire des capteurs lorsque les serveurs d'enregistrement ne sont plus à portée de transmission. Néanmoins, pour le suivi de l'état de santé d'un patient mobile en continu et en extérieur, l'utilisation d'une passerelle devient nécessaire. En effet, il est nécessaire de disposer d'un moyen de transmission des données à longue portée, ce dont ne disposent pas les capteurs. La passerelle prend souvent la forme d'un smartphone puisque cet appareil rassemble plusieurs fonctionnalités primordiales pour la collecte de données à partir de capteurs portés par un patient mobile. Le smartphone permet de rassembler une interface de pilotage et de supervision utilisables par le patient, possède plusieurs interfaces de communication, et peut permettre de réaliser certains traitements sur les données localement.

Dans le cadre d'une transmission de données provenant d'un patient mobile, il y a deux niveaux de transmission : un niveau BAN, entre les capteurs et la passerelle, et un niveau extra-BAN, entre la passerelle et les serveurs distants. Au niveau BAN, on privilégie les technologies de transmission qui consomment peu d'énergie. Il s'agit généralement de la technologie Bluetooth qui implémente un standard (IEEE 10073) pour la transmission de

données biophysiques, et qui est disponible sur la plupart des smartphones et des capteurs. Au niveau extra-BAN, il est nécessaire de disposer d'un débit de transmission suffisant, d'une bonne couverture réseau et de gérer la mobilité du patient. Les meilleurs candidats sont alors la technologie Wi-Fi et les réseaux de téléphonie mobile.

MÉTHODES D'ADAPTATION AUTOMATIQUE DU MOYEN DE TRANSMISSION POUR LES ÉQUIPEMENTS MOBILES

Table des matières du chapitre

4.1	Stratégies d'économie d'énergie	48
4.2	Stratégies de gestion de la mobilité	55
4.3	Discussion	58

La transmission de données à partir d'équipements mobiles est soumise à plusieurs contraintes qu'il est nécessaire de prendre en compte. Ces contraintes peuvent être d'ordre matériel, ou applicatif.

Les contraintes matérielles s'appliquent principalement à la gestion des ressources des équipements, à savoir les éléments qui permettent à un équipement de fonctionner, ou qui lui offrent des fonctionnalités particulières. Parmi ces ressources, on peut citer : le moyen de stockage, l'unité centrale de traitement (CPU), les interfaces de communications, ou l'énergie. Une ressource se caractérise par une limite de disponibilité, qui s'exprime de différente façon selon la ressource. Par exemple, pour le CPU il s'agit d'une puissance de calcul maximum, pour une batterie il s'agit d'un seuil du niveau de batterie. Le fonctionnement de l'équipement tout entier peut être perturbé, ou stoppé, lorsqu'une ressource atteint sa limite de disponibilité. En effet, les fonctionnalités d'un équipement dépendent des ressources pour être mises en œuvre.

Les contraintes applicatives varient selon le cas d'utilisation. Lorsque l'on considère

des équipements portables, la mobilité du porteur de l'équipement ajoute des contraintes, par exemple l'équipement sera plus exposé à des déconnexions. Dans certains cas, des applications ont des besoins de performances particuliers, comme un débit minimum pour transmettre leurs données. Pour ces besoins de performances, on parle alors d'objectifs de qualité de service (*Quality of Service* – QoS).

Dans ce chapitre nous présentons plusieurs méthodes d'adaptation automatique qui permettent de prendre en compte ces contraintes, pour cela nous présentons deux types de stratégies : les stratégies d'économie d'énergie (section 4.1) et les stratégies de gestion de la mobilité (section 4.2). La section 4.3 conclut le chapitre avec une discussion.

4.1 Stratégies d'économie d'énergie

Dans le cadre de la transmission de données à partir d'équipements portables, l'équipement est très dépendant de ses ressources pour continuer à fonctionner, notamment la ressource énergie. La disponibilité de cette ressource est limitée par un niveau de batterie en dessous duquel l'équipement ne peut plus fonctionner, et qui décroît la majorité du temps (hors période de recharge) à une vitesse variable selon l'activité de l'équipement. La gestion de cette ressource est donc critique pour le fonctionnement de l'équipement, ce qui en fait une thématique de recherche très active, et très vaste. Par exemple, des travaux cherchent à étendre la capacité des batteries, à découvrir de nouveaux types de batteries, à réduire la consommation d'énergie des composants électroniques, ou à réduire la consommation d'énergie au niveau applicatif.

Dans cette section, nous commençons par une présentation de la part des transmissions dans la consommation d'énergie des équipements mobiles, puis nous décrivons des mécanismes de réduction de la consommation d'énergie des technologies de téléphonie mobile et de la technologie Wi-Fi. Ensuite, nous présentons plusieurs stratégies mises en œuvre dans le système Android, puis, nous présentons deux recommandations pour réduire la consommation d'énergie.

4.1.1 Énergie consommée par les technologies sans fil

Nous avons fait le choix de restreindre la présentation des stratégies d'économie d'énergie à celles qui affectent l'émission ou la réception de données par des équipements mobiles. En effet, les transmissions représentent un facteur important de la consommation

d'énergie [73].

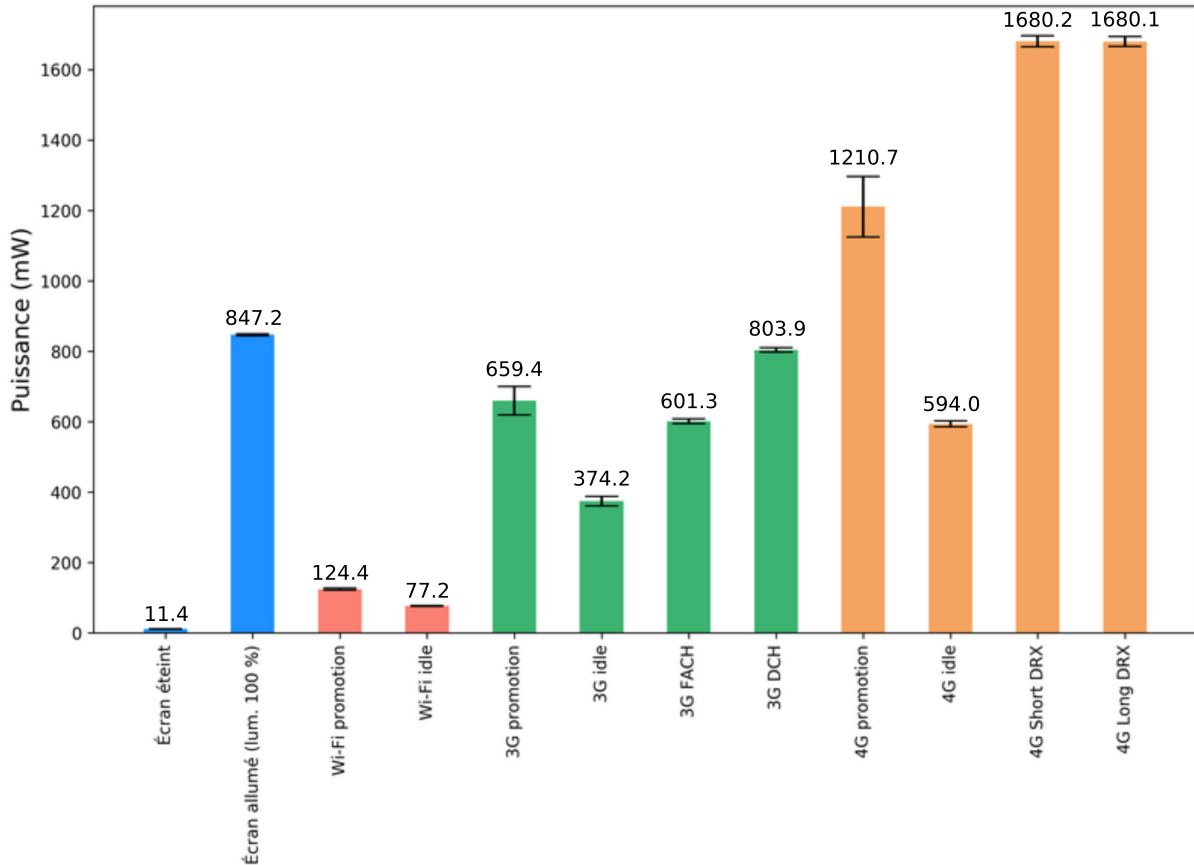


FIGURE 4.1 – Puissances consommées par les technologies Wi-Fi, 3G, et 4G (mesures réalisées sur un smartphone LTE) [74].

La figure 4.1 montre les résultats de mesures, réalisées par par Huang *et al.*, de l'énergie consommée par des interfaces radio Wi-Fi, 3G, 4G dans différents états [74]. L'état *idle* est un état dans lequel l'interface consomme relativement peu d'énergie. Dans cet état l'interface maintient la connectivité avec le réseau, mais ne permet aucune émission ou transmission de données. L'état *promotion* représente la phase de transition de l'état *idle* vers un état actif. Cette transition est très rapide (moins de 100 ms), mais nécessite environ deux fois plus de puissance que l'état *idle*. Les autres états, pour 3G (FACH et DCH) et pour 4G (Short DRX et Long DRX), sont des états de transition propres à la spécification de chacune de ces technologies. On observe que les puissances mesurées sont significativement différentes d'une technologie à une autre, avec un écart important entre les technologies de téléphonie mobile et la technologie Wi-Fi.

Des mesures complémentaires réalisées par Huang *et al.* ont permis d'observer l'énergie

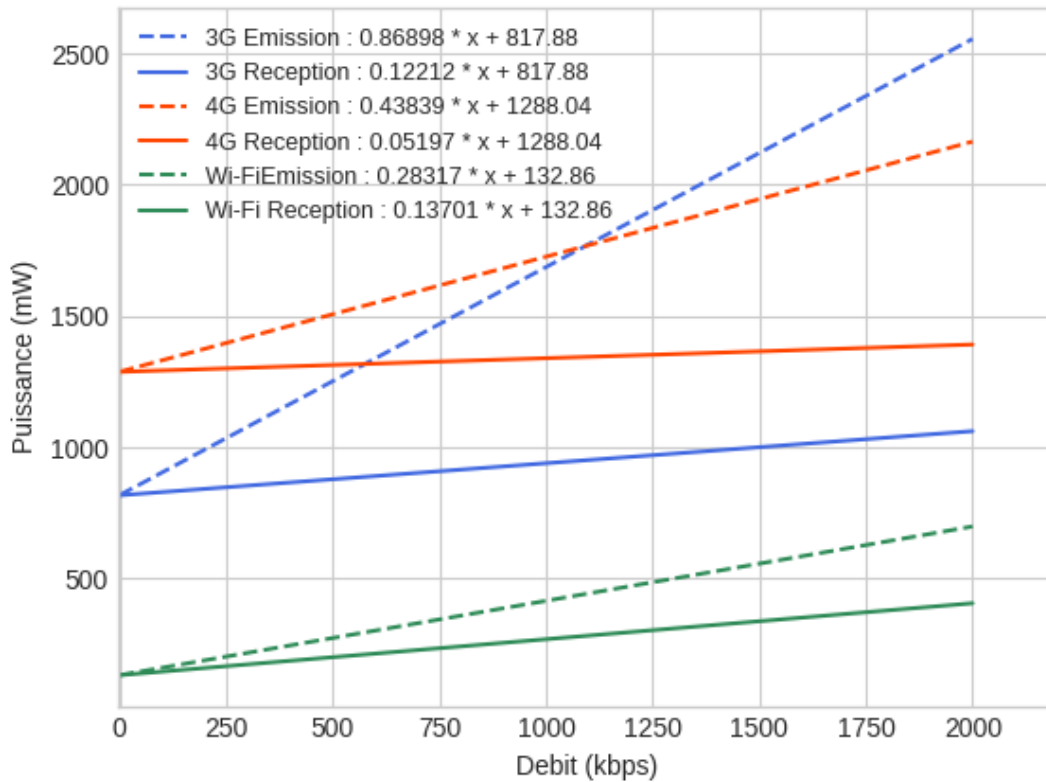


FIGURE 4.2 – Puissances consommées par les technologies Wi-Fi, 3G, et 4G en émission et réception de données [74].

consommée dans les phases d'émission ou de réception de données [74]. Ces nouvelles mesures ont été réalisées avec plusieurs appareils et ont permis de mesurer l'énergie consommée lors de l'émission et la réception de données. Les résultats sont exprimés sous la forme d'une équation linéaire : $P = \alpha t + \beta$, avec P la puissance de l'interface radio en mW, α qui prend la valeur α_u (resp. α_d) la puissance en fonction du débit pour la liaison montante (resp. descendante) en mW/Mbps, β une puissance fixe en mW, et t le débit de transmission en Mbps. La figure 4.2 illustre les résultats obtenus pour des débits allant jusqu'à 2 Mbps.

On constate que la technologie Wi-Fi consomme moins d'énergie que les technologies 3G et 4G, aussi bien en réception qu'en réception. On observe également une réduction de la consommation d'énergie en émission entre la 3G et la 4G à partir de 1080 kbps.

Globalement, les mesures de puissances réalisées sur l'interface Wi-Fi sont inférieures

à celles réalisées sur les interfaces 3G et 4G. Toutefois, ces mesures sont des puissances instantanées et il serait intéressant de compléter ces mesures avec une évaluation de la consommation d'énergie moyenne en conditions d'utilisation réelles. C'est ce que nous avons fait, dans le cadre d'une série de mesures servant à comparer la consommation d'énergie selon différentes méthodes de transmission. Les résultats sont présentés dans le chapitre 6 à la section 6.1.1.

4.1.2 Mécanismes de réduction de la consommation d'énergie des technologies de téléphonie mobile et de IEEE 802.11

4.1.2.1 Technologies de téléphonie mobile

Les spécifications des technologies 3G et 4G définissent plusieurs mécanismes de réduction de la consommation d'énergie. La majorité de ces mécanismes interviennent du côté de la station de base, ainsi ces changements sont totalement transparents de l'équipement de transmission, ou ne le concernent pas du tout. Il s'agit par exemple d'une meilleure allocation des ressources, une adaptation de la puissance d'émission, ou un équilibrage de charge. Toutefois, certains de ces mécanismes concernent directement l'équipement des utilisateurs de ces réseaux, comme l'adaptation du comportement des interfaces radio de l'équipement [75], [76].

La spécification de la technologie 4G définit un mécanisme similaire à celle de la technologie 3G pour adapter le niveau de consommation d'énergie de son interface radio selon l'utilisation. Cette adaptation est modélisée par une machine à état qui va modifier le comportement de l'interface radio. Cette machine à état est représentée avec la figure 4.3 :

- Dans l'état **Idle**, l'interface radio est en attente/en sommeil et consomme peu d'énergie, mais ne permet pas de transmettre des données.
- Dans l'état **Active**, l'interface est pleinement opérationnelle et elle consomme plus d'énergie que les autres états.
- Les états **Short DRX** et **Long DRX**, sont des états de transition. L'interface radio reste à l'écoute, mais ne transmet pas de données, elle est en réception discontinue (*Discontinuous Reception* – DRX). La consommation d'énergie est moindre que dans l'état **Active**, mais supérieur à ce qu'elle est dans l'état **Idle**.

À partir de l'état **Active** et après une période d'inactivité, une transition est déclenchée vers les états **Short DRX** et **Long DRX**. Puis, si l'interface est toujours inactive, elle

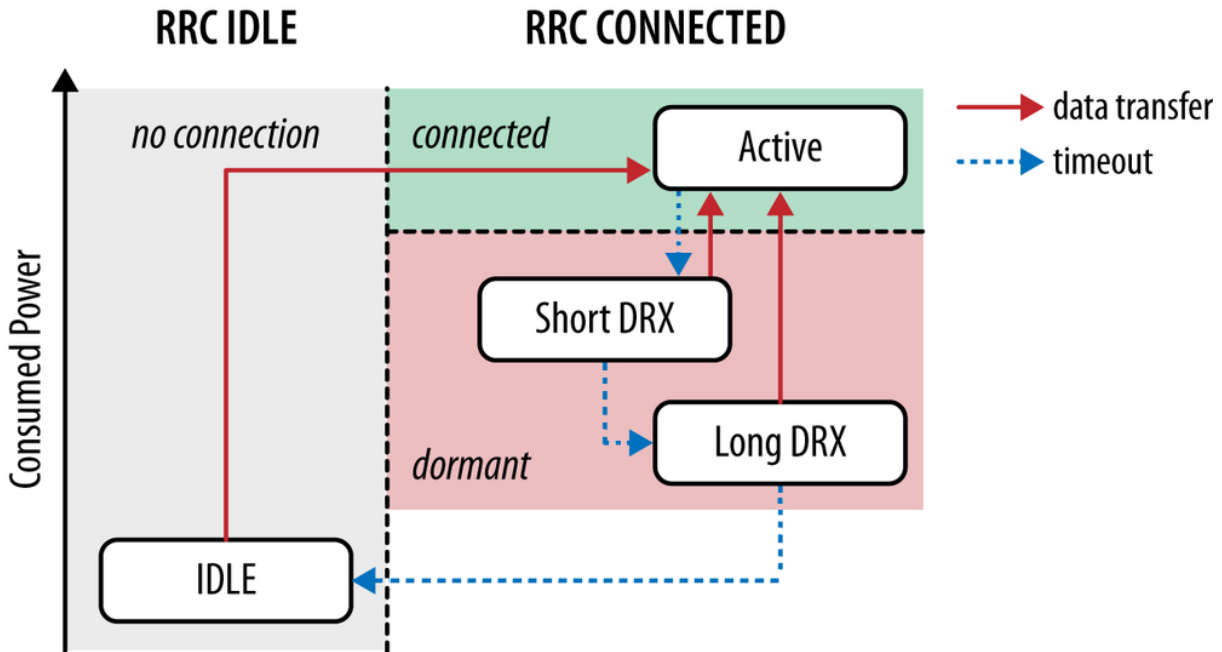


FIGURE 4.3 – Machine à états d’une interface radio pour des communications via les réseaux de téléphonie mobile 4G [77].

effectue une autre transition vers l’état Idle. La consommation d’énergie de l’interface radio varie selon l’état dans lequel elle se trouve, pour arriver à son niveau le plus bas dans l’état Idle.

4.1.2.2 Wi-Fi

La spécification IEEE 802.11, sur laquelle est basée Wi-Fi, définit un mécanisme d’économie d’énergie, le *Power-Saving Mode* – PSM. La figure 4.4 illustre l’utilisation de PSM par un équipement. PSM est activé à l’initiative de l’équipement par l’envoi d’une commande au point d’accès Wi-Fi auquel il est connecté. Une fois en PSM, l’interface radio de l’équipement est en sommeil la majorité du temps et ne se réveille que périodiquement, permettant ainsi de réduire sa consommation d’énergie. De son côté, le point d’accès continue de recevoir des informations et place ces données en mémoire tampon. Les réveils périodiques de l’équipement permettent de recevoir des messages particuliers, des *Beacons*, qui sont envoyés par le point d’accès. Ces messages indiquent, entre autres, si le point d’accès dispose de données en attente pour l’équipement dans sa mémoire tampon. Lorsque des données sont en attentes sur le point d’accès, l’équipement transmet une commande *Power-Save Poll* – PS-Poll au point d’accès, qui déclenche la transmission des

données en attentes.

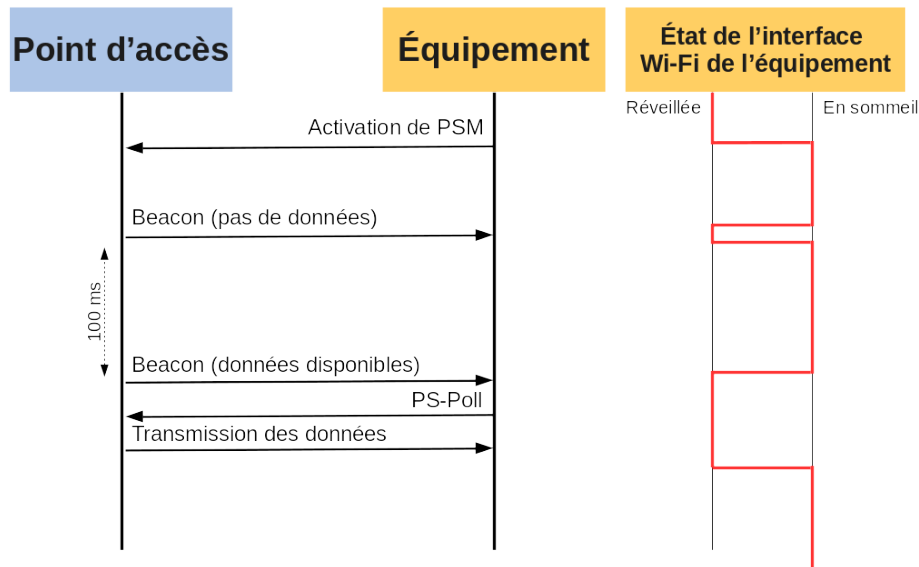


FIGURE 4.4 – Illustration de l'utilisation de PSM pour un équipement muni d'une interface Wi-Fi

4.1.3 Stratégies mises en œuvres dans le système Android

Le système d'exploitation Android intègre plusieurs mécanismes d'optimisation qui ont été ajoutés au fil des versions.

Dans Android 6, la fonctionnalité *Doze* [78] force une mise en veille des applications en cas d'inactivité prolongée, pour basculer dans un mode d'économie d'énergie qui limite l'utilisation du CPU et des interfaces réseau. *Doze* est enrichie dans Android 7 avec la prise en compte d'informations extérieures [79]. Dans cette version, lorsque l'écran de l'appareil est éteint et que l'appareil est resté immobile pendant un certain temps, le système d'exploitation applique des restrictions d'utilisation du CPU et des interfaces radio. Lorsque le système est en mode *Doze*, les applications diffèrent leurs calculs et leurs transmissions jusqu'à ce que le système se réveille, ce qu'il fait périodiquement pendant une courte durée ou après une action de l'utilisateur.

Dans Android 9, les applications sont regroupées par type d'usage (e.g., applications

ayant une forte utilisation du CPU ou des interfaces réseau, applications d'arrière-plan, etc.) Cette classification des applications permet au système d'exploitation d'allouer ses ressources plus efficacement [80].

Dans Android 10, des améliorations pour les applications temps réel, à savoir des applications qui nécessitent une très faible latence, sont ajoutées pour les transmissions par Wi-Fi [81].

Les deux options `LOW_LATENCY` et `HIGH_PERF` du gestionnaire de réseau Android permettent de modifier la gestion de l'interface radio par Android pour bénéficier d'une latence plus faible avec un point d'accès Wi-Fi. En revanche, l'utilisation de ces modes augmente considérablement la consommation d'énergie et réduit le débit de transmission.

4.1.4 Stratégies recommandées pour réduire la consommation d'énergie lors de la transmission des données

4.1.4.1 Privilégier les transmission Wi-Fi

La technologie Wi-Fi apparaît comme la technologie qui consomme le moins d'énergie, comme le supposent les mesures montrées dans la section 4.1.1. De plus, elle présente l'avantage de consommer moins d'énergie pour la transmission de contenu en continu [82]. Enfin, l'utilisation de Wi-Fi plutôt que les technologies de téléphonie mobile, c'est-à-dire le *Wi-Fi offloading* [83], permet de libérer de la bande passante pour les autres utilisateurs, et de réduire l'utilisation de ces technologies dont le volume de données que l'on peut échanger chaque mois est généralement limité par un forfait d'utilisation.

Ainsi, pour réduire la consommation d'énergie d'un équipement mobile, la transmission de données par Wi-Fi est recommandée. C'est par ailleurs la position soutenue par le système d'exploitation Android, qui privilégie l'utilisation des réseaux Wi-Fi par défaut. La technologie Wi-Fi est alors utilisée dès que possible, par exemple à la maison, et dans certains lieux publics (e.g., bus, bibliothèque, etc.).

Un défaut de la technologie Wi-Fi est la faible couverture réseau de ses points d'accès (quelques dizaines de mètres). Toutefois, et principalement en France, les services Wi-Fi *hotspots* proposés par les fournisseurs d'accès à l'Internet permettent d'étendre considérablement la couverture réseau, notamment dans les zones à forte densité de population [84].

4.1.4.2 Transmission des données par rafales

Dans la section 4.1.2, nous avons présenté un mécanisme de réduction de la consommation d'énergie pour les technologies de téléphonie mobile qui permet de diminuer la consommation d'énergie de l'interface radio après une période d'inactivité. Lors d'une transmission continue de contenu, ce mécanisme ne peut pas se déclencher puisque l'interface est continuellement sollicitée.

La transmission de données par rafales consiste à accumuler les données à envoyer dans des paquets nommés bundles, qui sont stockés sur l'équipement mobile. Lorsque suffisamment de données ont été accumulées, ou bien lorsqu'un délai suffisamment important s'est écoulé depuis la dernière transmission, alors les bundles stockés sont envoyés. Ainsi, l'interface n'est sollicitée que pendant des intervalles de temps courts, ce qui favorise sa mise en veille. De cette façon, d'importantes économies d'énergie peuvent être réalisées.

4.2 Stratégies de gestion de la mobilité

La prise en compte de la mobilité ajoute des contraintes supplémentaires sur la façon dont les données sont transmises. En effet, l'équipement porté par un patient mobile est davantage exposé aux aléas de transmission, comme des déconnexions, que celui d'un patient sédentaire. De plus, ces aléas de transmission, ne sont pas prévisibles, pas plus que leur durée. Un moyen de gérer ces perturbations est de prévoir un moyen de stocker les données lorsque la transmission n'est pas possible, ou lorsqu'elle est altérée, puis de transmettre les données accumulées une fois que la connexion est rétablie, comme avec la technique de transmission par rafales présentée dans la section 4.1.4.2.

Dans cette section nous présentons deux autres stratégies qui permettent de gérer la mobilité : les méthodes de *handover*, et la méthode de communication pair à pair.

4.2.1 Méthodes de *handover*

Le *handover* (HO) désigne un ensemble de mécanismes permettant le déplacement entre des réseaux de téléphonie mobile. La figure 4.5 illustre le processus de gestion du HO telles que présentées par Kassar *et al.* dans [85].

Le processus de gestion du HO est composé de trois phases. La première phase consiste à collecter des informations, cette phase est contrôlée soit par le réseau, soit par l'équi-

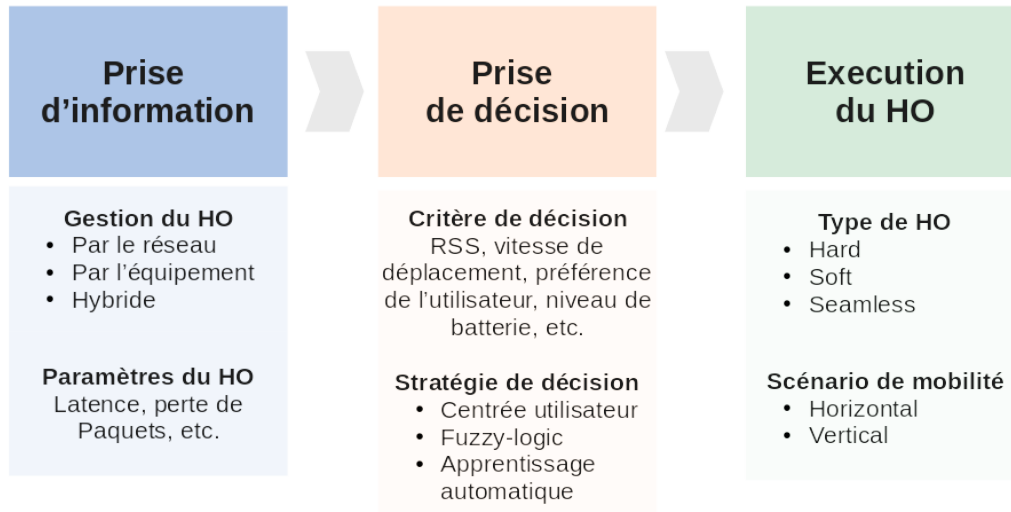


FIGURE 4.5 – Processus de gestion du Handover [85].

pement, soit de façon hybride. Les données collectées sont des informations techniques comme la latence de l'équipement, la latence moyenne sur une station de base, la perte de paquet, la vitesse de déplacement, etc. La seconde phase est la prise de décision du HO. La prise de décision est définie par des stratégies de décision qui utilisent les informations collectées lors de la première phase. Enfin, la troisième phase est l'exécution du HO. Trois types de HO peuvent être mis en œuvre, un *Hard* HO coupe la connexion en cours avant la mise en place d'une nouvelle connexion, un HO *Seamless* met en place la nouvelle connexion avant de couper celle en cours, et un *Soft* HO met en place une nouvelle connexion qui utilise les mêmes fréquences porteuses. Enfin, selon le scénario de mobilité, on utilise le terme de HO vertical lorsque l'équipement change de technologie sans nécessairement changer de cellule, et de HO horizontal lorsque l'équipement change de cellule.

Les méthodes de HO peuvent avoir un effet important sur la consommation d'énergie, par exemple dans le cas d'une recherche de réseaux intensive afin d'identifier les cellules éligibles à un HO.

4.2.2 Transmissions multi-standard

Les dernières versions de smartphones et tablettes disposent de plusieurs interfaces radio qui peuvent fonctionner en simultané grâce à la fonctionnalité de *multi-homing*, implémenté par l'IETF pour TCP sous la forme de Multipath TCP (MPTCP) [86]. Cette fonctionnalité permet de connecter un même appareil à plusieurs réseaux simultanément, ce qui permet de disposer d'une connexion à l'Internet plus sûre et plus efficace.

Ce mécanisme est particulièrement utile en complément des techniques de HO pour gérer les déconnexions qui peuvent survenir lorsqu'il s'agit de gérer la mobilité, mais il est aussi efficace pour satisfaire les objectifs de qualité de service. En effet, l'utilisation de plusieurs interfaces de transmission permet d'adapter le moyen de transmission selon le besoin. Par exemple, un flux de données vidéo peut utiliser la technologie 4G pendant que des données moins importantes et moins sensibles à la latence peuvent transiter par une autre interface de communication.

4.2.3 Communication de pair à pair

La communication de pair à pair (*Peer-to-Peer* – P2P) peut être un bon moyen pour échanger sans dépendre d'une infrastructure pré-existante. Le P2P est généralement réalisé avec des technologies de communication de faible ou moyenne portée telles que Bluetooth, ZigBee, ou Wi-Fi.

Cette méthode de communication est très efficace (i.e., peu de pertes de paquets, mise en place de mécanisme de réduction de la consommation d'énergie, etc.) lorsque les nœuds qui forment le réseau sont fixes. Toutefois, on peut mettre en œuvre ce procédé avec des nœuds mobiles. On parle alors de *Mobile Ad Hoc Network* – MANET [87]. Les MANET utilisent la mobilité des équipements pour transmettre les données. Une information à transmettre est copiée sur des équipements à proximité qui diffuseront cette information lorsqu'ils rencontreront d'autres nœuds, au cours de leurs déplacements ou des déplacements des autres. Ainsi, lorsque aucune connectivité n'est disponible, cette approche pourrait être utilisée pour tout de même essayer de transmettre des données. Toutefois, cette méthode ne permet pas d'assurer que l'information atteindra son destinataire, et dans le cas où elle arrive, le délai entre l'envoi et la réception de l'information peut être très long, car dépendant de la mobilité des nœuds portant l'information.

Les spécifications 4G et 5G proposent une forme de communication P2P avec le *Device to device* – D2D [88]. En revanche, plutôt qu'un mode de communication à part entière,

dans ces spécifications le D2D est plutôt envisagé comme un moyen de réduire l'utilisation du canal radio, et de réduire la charge sur les infrastructures des opérateurs.

4.3 Discussion

Dans ce chapitre, nous avons présenté deux types de stratégies pour adapter automatiquement les transmissions : les stratégies d'économie d'énergie et les stratégies de gestion de la mobilité. Pour chaque stratégie, nous avons d'abord exposé les motivations qui amènent à mettre en place des stratégies d'adaptation, puis nous avons décrit plusieurs de ces stratégies.

Pour les stratégies d'économie d'énergie, l'observation des différences de consommation d'énergie, entre la technologie Wi-Fi et les technologies des réseaux de téléphonie mobile, montre que Wi-Fi consomme beaucoup moins d'énergie. Une première stratégie consiste donc à privilégier les transmissions par Wi-Fi. Ensuite, l'examen des mécanismes de réduction de la consommation d'énergie, définis dans les spécifications de ces technologies, met en avant la nécessité de ne pas utiliser les interfaces radio de façon continue pour que ces mécanismes puissent se déclencher. Une seconde stratégie est donc de transmettre les données par rafales et ainsi favoriser des périodes de mises en sommeil des interfaces.

Pour les stratégies de gestion de la mobilité, la mobilité de l'équipement l'expose à des déconnexions ou des interférences, fréquentes et de durées variables. Il est donc nécessaire de disposer d'un mécanisme capable de stocker les données lors des périodes de déconnexions. Cet aspect peut être géré via l'utilisation de bundles telle que définie dans la méthode de transmission par rafales. D'autre part, les mécanismes de *handover* fournissent plusieurs moyens pour gérer le déplacement d'un équipement d'une cellule à une autre ou le passage d'une technologie à une autre. Enfin, la méthode de communication pair à pair permet d'échanger de l'information sans infrastructure pré-existante, et peut utiliser la mobilité des équipements pour transmettre de l'information.

La prise de décision pour mettre en œuvre ces stratégies se base souvent sur l'utilisation d'informations contextuelles, d'après la définition par Dey et Abowd, qui caractérisent la situation d'une entité (i.e., une personne, un lieu ou un objet) [89]. L'utilisation des données contextuelles représente un bon moyen d'adapter un équipement de façon automatique et en continu. Ces informations contextuelles sont souvent utilisées pour adapter

l'équipement à l'usage d'un patient [35], ou pour réagir face à certains événements, par exemple la détection d'une anomalie de santé [90]–[93]. Lorsqu'il s'agit de l'adaptation du moyen de transmission, ce sont des informations contextuelles techniques qui concernent l'état des ressources de l'équipement (e.g., niveau de batterie) ou la performance des réseaux disponibles (e.g., le débit, la perte de paquets, etc.) qui sont utilisées [94], [95]. Les informations contextuelles de plus haut niveau ne sont pas prises en compte, par exemple, dans le cadre d'une application de santé, l'état de santé d'un patient.

DEUXIÈME PARTIE

Contributions

UN MÉCANISME DE PLUGINS EXTENSIBLE ET POLYVALENT POUR L'INTÉGRATION DE CAPTEURS HÉTÉROGÈNES À UNE PLATEFORME DE COLLECTE DE DONNÉES MÉDICALES

Table des matières du chapitre

5.1	Besoins d'une plateforme de collecte de données médicales .	63
5.2	Vue d'ensemble de la plateforme SHERPAM	66
5.3	Présentation du mécanisme de plugins	70
5.4	Utilisation de la plateforme SHERPAM dans le cadre d'une expérimentation clinique	77
5.5	Bilan	83

Ce chapitre présente un mécanisme de plugins qui permet d'intégrer des capteurs hétérogènes à une plateforme de collecte de données médicales flexible et extensible.

Le chapitre s'organise de la façon suivante. La section 5.1 permet de préciser le besoin de flexibilité au travers d'une synthèse des besoins d'une plateforme de collecte médicale. La section 5.2 présente la plateforme que nous avons développée et qui a servi de base pour l'implémentation du mécanisme de plugins. La section 5.3 détaille le mécanisme de plugins et présente son implémentation. La section 5.4 présente les résultats d'une expérimentation clinique qui s'est appuyée sur cette plateforme. Enfin, la section 5.5 dresse un bilan des travaux présentés dans ce chapitre.

5.1 Besoins d'une plateforme de collecte de données médicales

Dans le cadre d'une plateforme de collecte de données médicales, les données collectées sont des mesures biophysiques provenant de capteurs portés par des patients. On distingue alors deux parties, un dispositif qui collecte les informations, et des serveurs distants pour stocker, traiter, et visualiser les données. Le dispositif de collecte peut être disponible dans des salles spécialement équipées à l'hôpital, telles que les salles de test d'effort ou d'observation des apnées du sommeil. Il peut également être confié à des patients à leur domicile pour une surveillance à distance, qui éventuellement peut se poursuivre l'extérieur dans le cadre d'un suivi de l'état de santé en continu.

Les plateformes de collecte de données médicales sont des systèmes particulièrement sensibles du fait que les données concernent l'état de santé de patients, potentiellement très malades, qui peuvent être dépendants du bon fonctionnement de la plateforme. Ainsi, les attentes en termes de qualité des données récoltées, d'outillage pour accéder aux données, et de qualité de fonctionnement de la plateforme sont très importantes.

L'étude de West *et. al* présente quatre observations à propos des plateformes de collecte de données médicales, et de leur utilité pour les différents acteurs, à savoir les cliniciens et les patients [96]. Ces quatre observations concernent : la validité des données collectées, la protection des données des patients, l'amélioration de la relation patient-médecin, et la personnalisation des outils et des soins. À ces quatre observations, nous en ajoutons une cinquième propre à notre cas d'application, la mobilité du patient et ses implications.

5.1.1 Validité des données collectées

La validité des données recueillies est cruciale pour établir une confiance des acteurs envers la plateforme. Du point de vue des patients, cette confiance se traduit par un sentiment de satisfaction - la plateforme est perçue comme ayant une utilité - et par une utilisation accrue de ce nouvel outil à leur disposition. Du point de vue médical, des données fiables sont indispensables à l'établissement d'un diagnostic. Si les données sont erronées, alors les décisions prises à partir de ces données risquent d'être faussées, avec des conséquences potentiellement dramatiques pour le patient.

Pour produire des données pertinentes, un capteur doit respecter plusieurs règles :

- **Positionnement** : Un bon positionnement d'un capteur permet d'obtenir un signal « propre », avec le moins de bruit possible, et donc exploitable. Dans le cas où le capteur est mis en place par une personne du corps médical, cette étape ne pose pas de problème. En revanche, lorsque le capteur est confié au patient, ce dernier a la charge de s'équiper lui-même du capteur. Ainsi, il est nécessaire d'accompagner le patient lors de cette étape, par exemple avec une formation, des fiches d'aides pratiques, ou des mécanismes de vérification automatique de la qualité des données.
- **Étalonnage** : L'étalonnage des capteurs permet d'assurer que les données produites sont cohérentes et comparables avec d'autres résultats. L'étalonnage peut s'effectuer en amont de la remise des capteurs au patient, ou bien juste avant une prise de mesures. Dans le second cas, l'étalonnage peut être automatique (le dispositif de collecte se charge de tout), ou semi-automatique (le dispositif de collecte guide pas à pas le patient dans une suite d'actions simples).
- **Certification** : L'utilisation de capteurs dans un cadre médical nécessite l'utilisation de matériel certifié. Il s'agit de s'assurer que les capteurs utilisés ne présentent pas un danger pour les patients et que leur utilisation est autorisée. Pour une utilisation sur le territoire français, il est nécessaire que les capteurs soient conformes avec la norme CE.

5.1.2 Protection des données personnelles

En Europe depuis mai 2018, la mise en application du Règlement Général de Protection des Données (RGPD) [97] oblige les entreprises qui stockent et traitent des Données à Caractère Personnel (DCP) à déclarer comment ces données sont utilisées, et à demander le consentement explicite de l'utilisateur avant d'utiliser ses DCP. Une DCP correspond en droit français à toute information relative à une personne physique identifiée ou qui peut être identifiée, directement ou indirectement.

L'enjeu est de savoir à qui appartiennent les données collectées, où ces données sont stockées, et qui peut y accéder. Si ces informations ne sont pas précisées, les utilisateurs doivent implicitement faire confiance à l'entreprise ou à l'organisme responsable, supposer que leurs données seront en sécurité, et qu'elles ne seront pas utilisées sans leur consentement [98]. Cette problématique est particulièrement débattue dans le cas des applications de Quantified Self, souvent disponibles gratuitement. En effet, en contrepartie de cette

gratuité, le modèle économique de l'entreprise repose sur l'utilisation et la revente des données personnelles collectées par l'application.

5.1.3 Amélioration de la relation patient-médecin

La multiplication du nombre d'applications en lien avec la santé entraîne l'évolution de la relation patient-médecin. Selon Melanie Swan, l'ancienne pensée « Ma santé est la responsabilité de mon médecin » est peu à peu remplacée par « Ma santé est ma responsabilité, et j'ai les outils pour la gérer » [13]. Avec cette nouvelle approche, les patients disposent d'un moyen pour s'investir dans la gestion de leur santé, ils peuvent participer à l'établissement du diagnostic. Ce nouveau comportement a pour conséquence pour le médecin de devoir justifier de plus en plus les choix médicaux vis-à-vis de son patient. Il est important de rester vigilant à ce que l'application améliore, et non fragilise, la relation patient-médecin.

5.1.4 Personnalisation des outils et des soins

Les plateformes de collecte de données de santé ont des champs d'application très variés. Selon la pathologie, et même selon le patient, les attentes vis-à-vis d'une plateforme sont différentes. Dans certains cas, il peut s'agir d'accompagner, et même d'encourager un patient à pratiquer des activités physiques particulières, tandis que, dans d'autres cas, la plateforme pourra être perçue comme un filet de sécurité capable de prévenir les secours en cas de problème.

Il est donc important d'être en mesure d'adapter la plateforme à des situations très diverses, et même de personnaliser la plateforme aux besoins spécifiques de chaque patient. Cette personnalisation peut prendre trois formes :

1. **Personnalisation de l'équipement** : la sélection des capteurs qui sont portés par le patient doit correspondre au mieux à ses besoins, aussi bien sur le plan du confort que sur le plan médical. Ainsi, pour un suivi léger, on peut opter pour un équipement peu intrusif avec très peu de capteurs. Pour un suivi plus complet, on peut demander au patient de porter plusieurs capteurs afin de récolter des données en parallèle.
2. **Personnalisation des analyses de données automatiques** : les algorithmes de traitements appliqués aux données doivent également être personnalisables. D'une part parce que certaines pathologies nécessitent une analyse des données particulière

et donc des algorithmes de traitements dédiés, et d'autre part parce que, selon les capteurs utilisés, les données générées peuvent nécessiter un traitement spécifique. Il est envisageable de déployer des algorithmes directement sur des équipements portés par le patient, dans la limite des capacités de ceux-ci, et ainsi permettre un traitement en temps réel directement sur le flux de données.

3. **Personnalisation de l'interaction** : il est important d'encourager les patients à utiliser le dispositif qui leur est remis. Pour cela, il est nécessaire que l'interface utilisateur soit facile à comprendre et à utiliser pour le patient, et surtout, que les informations qui lui sont présentées soient pertinentes. Aussi, selon le type de suivi mis en place, les interactions avec les patients peuvent prendre différentes formes : des questionnaires, des retours d'informations sur un écran portable, des notifications par messages, etc.

5.1.5 Mobilité des patients

Le suivi de patients mobiles ajoute deux besoins supplémentaires : la gestion des perturbations réseau et la gestion de l'autonomie.

Le dispositif porté par un patient mobile est davantage exposé à des perturbations ou à des déconnexions réseau que celui d'un patient à domicile ou à l'hôpital. Il est donc plus difficile de maintenir une connectivité continue, ou au moins quasi-continue, pour collecter les données. Il s'agit alors de mettre en œuvre des mécanismes pour contrer cette problématique, par exemple les mécanismes de *handover* qui ont été présentés dans la section 4.2.1.

La mobilité influence également le choix de l'équipement porté par les patients. D'une part, certains capteurs ne sont pas adaptés pour être portés ni pendant une longue durée ni lors de déplacements. D'autre part, le dispositif porté par un patient est limité en termes de ressources.

5.2 Vue d'ensemble de la plateforme SHERPAM

Répondre aux besoins exprimés dans les sections précédentes nécessite de maîtriser la plateforme de bout en bout. N'ayant pas pu identifier une plateforme existante suffisamment adaptable pour y intégrer nos contributions, nous avons fait le choix de concevoir notre propre plateforme, la plateforme SHERPAM. Nous avons souhaité mettre l'accent sur

le caractère personnalisable de cette plateforme, qui porte à la fois sur le cas d'application (i.e., le patient et sa pathologie), et sur les capacités techniques de la plateforme (i.e., des fonctionnalités différentes selon les capacités du matériel utilisé). Le tableau 5.1 montre la relation entre les besoins d'une plateforme de collecte de données médicales provenant de patients mobiles et les caractéristiques de la plateforme SHERPAM.

La figure 5.1 illustre les principaux composants de la plateforme SHERPAM. On distingue deux parties : le logiciel déployé sur la passerelle portée par un patient (pour SHERPAM, il s'agit d'un smartphone confié au patient) et le logiciel déployé sur les serveurs de stockage et de traitement des données présents dans le « nuage médical ».

Sur cette figure, les flèches représentent le flux des données entre les composants de la plateforme, des capteurs jusqu'aux unités de traitement qui exploitent les données.

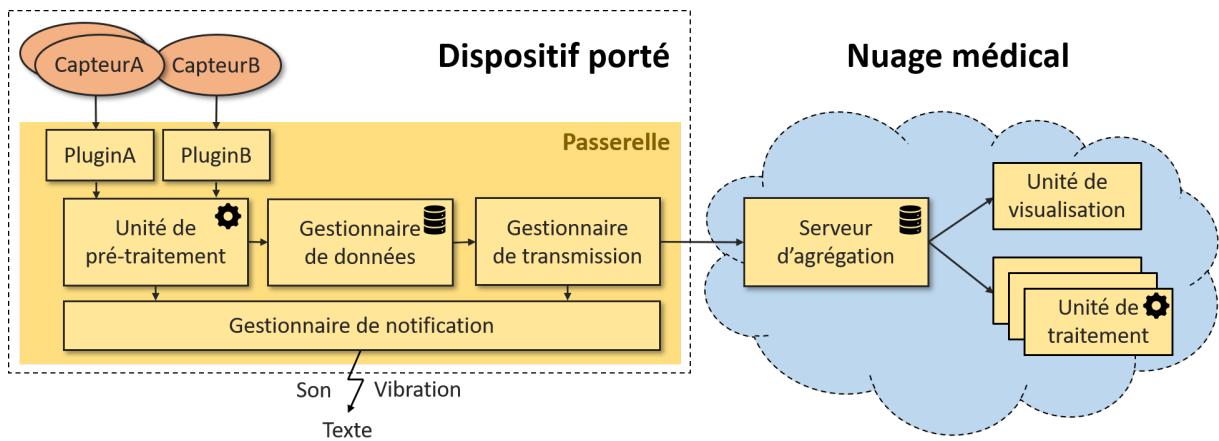


FIGURE 5.1 – Architecture logique des composants de la plateforme SHERPAM.

5.2.1 Description des composants du dispositif porté

Le dispositif porté par les patients comporte deux types d'appareils : les capteurs et un smartphone Android faisant office de passerelle. Les capteurs génèrent des données qui sont rassemblées par la passerelle pour être transmises vers le « nuage médical ».

Pour permettre la personnalisation de la plateforme, un mécanisme de plugins innovant est utilisé pour la liaison entre les capteurs et la passerelle. Il est possible de déployer sur la passerelle des connecteurs logiciels dédiés (i.e., des plugins). Chaque type de capteur est connecté à la passerelle via l'un de ces connecteurs, qui permet de le contrôler (*Polyvalence*, cf. table 5.1), c'est-à-dire qu'il permet de démarrer, arrêter, configurer, et de

Besoin	Caractéristique	Commentaire
Validité des données collectées	Qualité	La plateforme doit être en mesure de garantir la qualité des données, ceci afin les médecins puissent avoir confiance dans ces données pour formuler un diagnostic.
Personnalisation de la plateforme	Polyvalence	La plateforme doit être capable d'intégrer une grande variété de capteurs, et de fonctionner simultanément avec des capteurs hétérogènes.
	Extensibilité	La plateforme doit être extensible, de sorte que de nouveaux capteurs ou de nouveaux algorithmes de traitement puissent être ajoutés au besoin.
Protection des données personnelles	Confidentialité	La plateforme doit être conçue de manière à empêcher la divulgation frauduleuse de données. Cela implique que toutes les données collectées doivent être stockées et/ou transmises sous forme chiffrée, en utilisant des algorithmes de chiffrement reconnus pour leur robustesse (e.g., AES [99]).
	Contrôle	La plateforme doit encadrer et contrôler l'accès aux données. Idéalement, la gestion des données est gérée par un service de l'hôpital.
Amélioration de la relation médecin-patient	Interactivité	La plateforme doit dans la mesure du possible, informer le patient de son état de santé en temps réel. Des mécanismes de notifications peuvent être envisagés pour prévenir le patient et/ou le médecin d'une anomalie quelconque.
	Outillage	Afin de faciliter son utilisation et sa maintenance, la plateforme doit fournir plusieurs outils. Par exemple, la plateforme doit pouvoir fournir des outils pour automatiser l'ajout de nouveaux capteurs ou traitements à la plateforme, ou pour faciliter l'accès aux données.
Gestion de la mobilité des patients	Résilience	La plateforme doit être utilisable partout et à tout moment. Cela implique que les perturbations de la connectivité doivent être tolérées (sans perte ou altération de données), y compris lorsque le patient se déplace dans des « zones blanches » où aucune couverture réseau sans fil n'est disponible.
	Autonomie	L'équipement porté par le patient doit pouvoir fonctionner avec une autonomie énergétique suffisante pour permettre une liberté de mouvement du patient dans sa vie quotidienne.

TABLE 5.1 – Mise en relation des besoins d'une plateforme de collecte de données médicales provenant de patients mobiles et des caractéristiques de la plateforme SHERPAM

traiter les données produites par ce type de capteur. Ainsi, l'ajout d'un nouveau type de capteur à la plateforme revient à développer un nouveau connecteur spécifique à ce type de capteur (*Extensibilité*, cf. table 5.1).

L'unité de pré-traitement effectue des traitements sur les données en sortie des connecteurs et permet de répondre au besoin de validité des données (*Qualité*, cf. table 5.1). Le pré-traitement peut inclure un filtrage de données, une compression des données, ou même l'exécution d'algorithmes de reconnaissance de formes afin de détecter des anomalies le plus rapidement possible, directement sur la passerelle. La détection d'anomalies sur la passerelle permet d'avertir le patient le plus rapidement possible (*Interactivité*, cf. table 5.1), et de pouvoir continuer à fonctionner lors d'une déconnexion (*Résilience*). La mise en place de pré-traitements permet également d'assigner un score de priorité aux données, score qui peut être utilisé pour transmettre certaines données plus rapidement au « nuage médical ».

Après avoir été pré-traitées, les données sont envoyées à un gestionnaire de données qui chiffre les données (*Confidentialité*, cf. table 5.1) au moyen de l'algorithme AES. À partir de ce moment, les données restent chiffrées et ne sont pas exploitables en cas d'interception par un attaquant. Ensuite, selon les configurations de transmission définies sur la passerelle, le gestionnaire d'échantillons peut, soit directement notifier le gestionnaire de transmission que des données sont prêtes à être transmises, soit regrouper les données en bundles et uniquement notifier le gestionnaire de transmission lorsqu'un paquet de données est prêt à l'envoi. La mise en paquets des données permet de mettre en œuvre le principe d'optimisation de la transmission par rafales qui permet de réduire la consommation d'énergie (*Autonomie*, cf. table 5.1).

Le gestionnaire de transmission est responsable de l'envoi des données vers le « nuage médical ». Pour envoyer les données, le gestionnaire de transmission est capable de s'appuyer sur plusieurs technologies de transmission pour maximiser les chances de disposer d'une connexion réseau (*Résilience*, cf. table 5.1). Néanmoins, si aucune connexion réseau n'est disponible, les données sont maintenues dans le cache du gestionnaire d'échantillons en attendant que la connexion soit rétablie (*Résilience*, cf. table 5.1).

Le flux de données principal circule de la passerelle vers le « nuage médical », mais la plateforme permet également à des notifications de circuler du nuage vers la passerelle. Les notifications entrantes sont traitées par le gestionnaire de notification, qui produit alors des signaux sonores ou visuels pour le patient (*Interactivité*, cf. table 5.1).

5.2.2 Description des composants du « nuage médical »

Le « nuage médical » désigne l'ensemble des serveurs responsables du stockage et du traitement des données relayées par les passerelles portées par les patients. Ces serveurs sont présents dans des centres de données certifiés pour la réception de données médicales (*Confidentialité*, cf. table 5.1), ce qui assure une haute disponibilité et une redondance des données stockées (*Résilience*, cf. table 5.1). Ces serveurs sont gérés par des administrateurs de la plateforme (*Contrôle*, cf. table 5.1).

Plusieurs composants logiciels sont déployés sur ces serveurs, dont l'élément central est le serveur d'agrégation. Le serveur d'agrégation a pour rôle de réceptionner les données envoyées par les passerelles portées par les patients, et de stocker ces données dans une base de données afin de les rendre accessibles à des unités de traitement.

Le serveur d'agrégation intègre un mécanisme de plugins similaire à celui de la passerelle. En effet, le format des données collectées dépend du type de capteur. Il est donc nécessaire de partager le même format pour chaque type de capteur entre la passerelle et le serveur d'agrégation (*Polyvalence*, cf. table 5.1). Pour cela, un descripteur du format des données est utilisé entre ces deux composants.

Les unités de traitement spécialisées intègrent des outils qui peuvent être utilisés pour visualiser les données, pour reconnaître des anomalies en temps-réel, ou pour aider le médecin lors d'un diagnostic (*Outillage*, cf. table 5.1).

5.3 Présentation du mécanisme de plugins

La passerelle doit proposer aux équipes médicales une plateforme compatible avec une très large variété de capteurs, et, surtout, être en mesure d'ajouter de nouveaux capteurs à la plateforme avec le moins de modifications possible.

Malheureusement, chaque fabricant de capteurs a tendance à définir et à mettre en œuvre ses propres formats de données, protocoles et procédures de configuration. Le profil Bluetooth HDP (Health Device Profile), présenté dans la section 3.2.1, constitue une tentative de normalisation de ces éléments pour les dispositifs de santé communiquant via Bluetooth, conformément à la norme ISO/IEEE 11073 [62]. Néanmoins, tous les capteurs communiquant via Bluetooth ne sont pas conformes à cette norme, et d'autres technologies de transmission peuvent être utilisées, comme ANT ou ZigBee.

Pour pallier l'absence d'une norme largement acceptée, et pour répondre au besoin de personnalisation, nous avons mis en place dans la plateforme SHERPAM un mécanisme

de plugins à déployer sur les passerelles portées par les patients. Dans ce qui suit, nous distinguons deux types d'applications qui sont déployées sur la passerelle : l'application *SherpamApp*, en charge de la transmission des données vers le « nuage médical », et les plugins, en charge de la capture des données.

5.3.1 Problématique d'intégration d'un mécanisme de plugins pour Android

Un mécanisme de plugins permet d'enrichir dynamiquement une application principale en y ajoutant des modules d'extension (les plugins). Néanmoins, cette approche classique n'est pas directement transposable pour Android (ou iOS).

Pour des questions de sécurité, le développement d'applications sous Android repose sur un principe de cloisonnement des applications. Une application ne peut pas directement lire les données d'une autre application, même si elles sont déployées sur le même appareil. Sous Android, pour que deux applications échangent des informations, celles-ci doivent utiliser le bus de messagerie du système d'exploitation. L'utilisation de ce bus de messagerie ne pose pas de problème lorsque les messages échangés entre deux applications sont épisodiques. Cependant, elle n'est pas du tout adaptée au transfert d'un flux de données.

De plus, dans notre cas d'application les plugins ne doivent pas seulement permettre de transférer les données collectées. Ils doivent aussi permettre de piloter le capteur pour en assurer la configuration, et le démarrage/arrêt de la collecte de données. Or, la configuration des capteurs nécessite d'ajouter des interfaces utilisateurs propres à chaque type de capteur, ce qu'il n'est pas possible de faire dans l'application principale, via l'API du système Android.

Ces limitations du système Android sont contournables à condition de disposer des droits d'administrateur (*root*). Toutefois, nous souhaitons que l'application puisse être déployée sur n'importe quel appareil, même sans droits d'accès particuliers. C'est pourquoi nous avons fait le choix d'écarter cette approche.

5.3.2 Vue d'ensemble

L'architecture de *SherpamApp* a été définie de telle sorte que de nouveaux types de capteurs puissent être ajoutés à tout moment, sans changer le code source de l'application elle-même. Les plugins sont conçus pour gérer chacun un type de capteur spécifique. Un plugin est intégré à la passerelle au besoin et permet de contrôler un ou plusieurs des capteurs portés par le patient. Étendre la passerelle pour y adjoindre un nouveau type de capteur revient donc à implémenter le plugin approprié, tandis que le reste du code de la passerelle reste totalement indépendant et inchangé. L'architecture logicielle du mécanisme de plugins est présentée dans la figure 5.2.

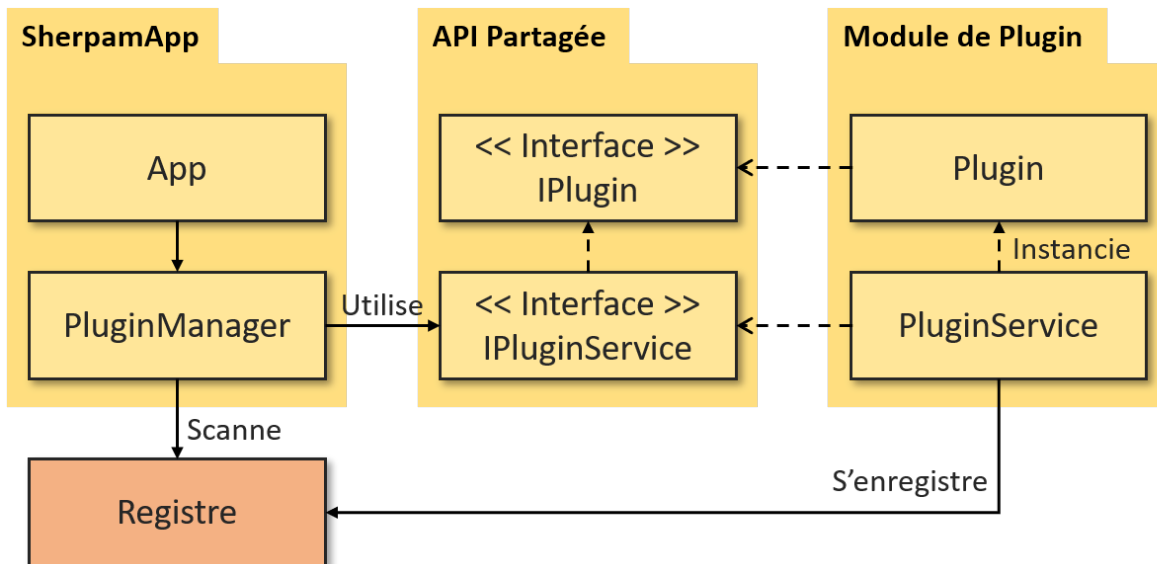


FIGURE 5.2 – Architecture du mécanisme de plugins.

La classe `Plugin` doit être spécialisée pour chaque type de capteur. Pour la passerelle, un objet de la classe `Plugin` constitue l'adaptateur logiciel du format de données et du protocole de transmission spécifique au capteur. Cet objet est implémenté à partir des outils de développement mis à disposition par le fabricant du capteur, ou bien le cas échéant, une implémentation des spécifications fournies par le fabricant. La classe `Plugin` implémente l'interface `IPlugin` qui définit les signatures de méthodes pour démarrer et arrêter une acquisition de données via le capteur considéré et pour configurer le capteur. La classe `PluginService` est chargée de l'instanciation des plugins. Elle implémente l'interface `IPluginService` qui définit les signatures pour obtenir la description des modules de capture qui composent le capteur (nom, type, et format des données), pour obtenir

la description de configuration du capteur (e.g., choix des modules de capture à activer, fréquence d'échantillonnage, etc.), et pour instancier un `plugin`. Les interfaces `IPlugin` et `IPluginService` sont partagées entre la passerelle et le module de plugin afin qu'ils puissent communiquer.

La disponibilité d'un `plugin` est annoncée par l'enregistrement de son `pluginService` auprès d'un registre accessible par l'application *SherpamApp*. Ce registre permet au `Plugin Manager` de l'application d'identifier et d'accéder aux `pluginService` des modules de plugin déployés sur la passerelle.

5.3.3 Gestion des spécificités de chaque capteur

Les plugins permettent à *SherpamApp* de gérer des capteurs hétérogènes, et le plus souvent, chacun de ces capteurs définit son propre format de données et ses propres paramètres de configuration.

La solution que nous avons identifiée pour gérer ces spécificités est d'utiliser deux descripteurs : (i) un descripteur des configurations applicables au capteur et, (ii) un descripteur du format des données générées par ce capteur. Le descripteur du format des données est également partagé avec le serveur d'agrégation du « nuage médical » afin de pouvoir lire le flux de données entrant.

Nous avons fait le choix d'utiliser le format de description JSON puisque ce format a l'avantage d'être léger, facilement exploitable par la machine, et très compréhensible par un humain. L'utilisation du format JSON pour les descripteurs permet donc de faciliter la rédaction de nouveaux descripteurs et ainsi faciliter le développement de nouveaux plugins pour intégrer de nouveaux capteurs à la plateforme.

5.3.3.1 Descripteur de configuration

Le descripteur de configuration décrit pour chaque capteur les paramètres de configuration qui lui sont applicables. L'utilisation de ce descripteur par *SherpamApp* permet de générer automatiquement des interfaces graphiques adaptées à chaque type de capteur.

Chaque élément de configuration est défini par un identifiant, un type de donnée (i.e., `String`, `Integer`, `Enumeration`), un type d'élément d'interface graphique (i.e., champ textuel, liste déroulante, ou puce à cocher), et de façon optionnelle, des contraintes sur les valeurs acceptées (e.g., bornes de valeur minimum et maximum).

```
{
  appareil:"Zephyr",
  configuration_dispo:[
    {
      id:"capteurs",
      affichage:"Capteurs à utiliser"
      type:"Enumeration",
      element:"Liste déroulante",
      contraintes: [{values: ["ECG", "Accel", "FC"]}]}], {
      id:"freq_echantillonnage",
      affichage:"Fréquence d'échantillonnage~(Hz)"
      type:"Integer",
      element:"Liste déroulante",
      contraintes: [min: "50", max:"500"]}
  ]
}
```

Exemple 5.1 : Descripteur de configuration du connecteur dédié au capteur Zephyr.

L'exemple 5.1 présente un aperçu du descripteur de configuration associé au plugin dédié à l'interaction avec un capteur Zephyr [53]. Le Zephyr est une ceinture thoracique composée de plusieurs modules de capture : un ECG, un EEG, et un accéléromètre. La configuration du capteur permet de définir les modules de capture à activer et la fréquence d'échantillonnage à utiliser. Ces deux paramètres de configuration sont identifiés par :

1. `capteurs` : indique les modules de capture à activer sur la ceinture Zephyr.
2. `freq_echantillonnage` : définit la fréquence d'échantillonnage à appliquer (en Hertz).

Le descripteur de configuration est utilisé par le `PluginManager` de *SherpamApp* pour générer une interface graphique de configuration adaptée au plugin. La phase de configuration d'un capteur est à réaliser une seule fois. La configuration est enregistrée par *SherpamApp* et peut être modifiée selon le besoin.

La figure 5.3 présente le processus de génération d'une interface personnalisée. Lorsqu'un administrateur de la plateforme demande à configurer un capteur sur la passerelle

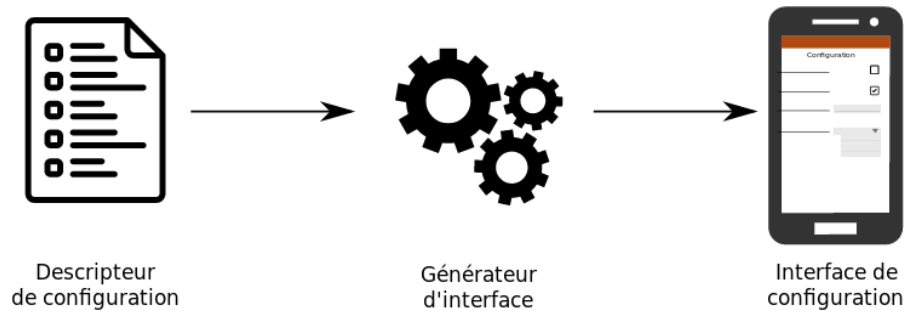


FIGURE 5.3 – Processus de génération d’une interface personnalisée

d’un client, l’application charge le descripteur de configuration du plugin dédié à ce capteur. Ce descripteur de configuration est ensuite utilisé par le `PluginManager` qui va alors lire chaque élément de configuration, en extraire les caractéristiques (à savoir, le nom d’affichage, l’élément graphique, et les éventuelles contraintes), et générer une interface à afficher à l’utilisateur avec l’ensemble des informations.

L’interface de configuration ainsi générée intègre un mécanisme de vérification des valeurs entrées par l’utilisateur en se basant sur les contraintes exprimées dans le descripteur. Par exemple, une erreur sera affichée si un paramètre de configuration est exprimé avec un `String` alors que le descripteur de configuration indique un `Integer`.

5.3.3.2 Descripteur du format des données

Le descripteur du format des données décrit les informations qui peuvent être collectées par un capteur. Le descripteur permet d’indiquer le type, l’unité, et le format des données. Il est également utilisé par le serveur d’agrégation du « nuage médical » pour décoder le flux de données reçu.

L’exemple 5.2 présente le descripteur des modules de capture qui composent un capteur Zephyr. Ce descripteur est associé au plugin dédié à l’interaction avec les capteurs Zephyr. Cet exemple présente le format des données de deux modules de capture, un accéléromètre et un ECG. On peut y voir que les échantillons de données produits par l’accéléromètre sont composés d’un tuple de 4 valeurs : un timestamp de type `"Long"` (exprimé en `"ms"`), et les accélérations selon trois axes de type `"Double"` (exprimés en `"g"`).

```

{
  appareil:"Zephyr",
  capteurs:[{
    id:"acceleromètre 3 axes",
    format:[
      {id:"timestamp", type:"long", unite:"ms"},
      {id:"accel_x", type:"double", unite:"g"},
      {id:"accel_y", type:"double", unite:"g"},
      {id:"accel_z", type:"double", unite:"g"}
    ]
  }, {
    id:"ecg",
    format:[
      {id:"timestamp",type:"long",unite:"ms"},
      {id:"ecgsamples",type:"float",unite:"mV"}
    ]
  }
]

```

Exemple 5.2 : Descripteur des capteurs du connecteur dédié au capteur Zephyr.

Une implémentation Android de *SherpamApp* avec le mécanisme de plugins a été développée. Pour cela, plusieurs plugins ont été implémentés par des développeurs différents. Ces plugins permettent l'utilisation dans l'application *SherpamApp* de plusieurs capteurs, sélectionnés dans le cadre de la thèse de Hala Abdul Rahman [100]. Le tableau 5.2 présente les plugins qui ont été développés.

Type de capteur	Données pouvant être collectées
Shimmer	Permet de collecter des données très variées selon le modèle utilisé. Nous avons utilisé le modèle permettant de collecter des données de type ECG, EMG, et accéléromètre.
Zephyr BioHarness	Permet de collecter des données de fréquence cardiaque, de fréquence respiratoire, d'ECG, et d'accélérométrie
Bluetooth HRM	Compatible uniquement avec les cardiomètres conformes au profil HDP. Permet de collecter des données relatives à la fréquence cardiaque.
Android	Permet de collecter les données des capteurs habituellement embarqués dans les smartphones ou smartwatches Android, à savoir un accéléromètre, un compas, et un GPS.

TABLE 5.2 – Tableau récapitulatif des connecteurs implémentés pour la plateforme SHERPAM.

5.4 Utilisation de la plateforme SHERPAM dans le cadre d'une expérimentation clinique

La plateforme SHERPAM a été utilisée lors d'une expérimentation clinique qui s'est déroulée entre octobre 2018 et juin 2019 avec le CHU de Rennes. La section 5.4.1 décrit le cas d'étude, les conditions de l'expérimentation et son déroulement. La section 5.4.2 présente des résultats statistiques résultant de cette expérimentation.

5.4.1 Présentation de l'expérimentation clinique

Une expérimentation clinique a été organisée dans le cadre du projet SHERPAM en collaboration avec des équipes du CHU de Rennes pour suivre la santé de 30 participants sur une période de 9 mois (entre octobre 2018 et juin 2019). Au cours de cette expérimentation, l'ensemble des composants de la plateforme ont été utilisés afin de suivre la santé des participants dont 10 étaient en bonne santé, 10 souffraient d'une maladie cardiovasculaire, et 10 souffraient d'une Artériopathie Oblitérante des Membres Inférieurs (AOMI).

Les objectifs de cette expérimentation étaient de :

1. Vérifier le bon fonctionnement de la plateforme SHERPAM en condition d'utilisation réelle avec une adaptation des capteurs portés par les participants selon leur pathologie.
2. Reconnaître et quantifier l'activité physique des patients souffrant d'une AOMI.
3. Collecter des données qui serviront à développer des algorithmes de traitement temps réel.

En France, les expérimentations cliniques sont soumises à plusieurs demandes d'autorisations. Nous avons ainsi dû soumettre une demande à l'Agence Nationale de Sécurité du Médicament et des Produits de Santé afin de pouvoir faire participer des patients à cette campagne d'expérimentation, et nous avons également dû adresser une déclaration à la Commission Nationale Informatique et Libertés (CNIL) concernant la façon dont nous stockons et utilisons les données collectées par la plateforme d'expérimentation. Ces deux demandes ont nécessité de décrire le protocole expérimental employé, afin d'assurer que l'expérimentation ne pose pas de risques envers les participants.

Durant l'expérimentation, chaque participant a reçu un kit d'expérimentation pour une durée de 3 semaines. Ce kit différait selon le profil des participants. Pour les participants

souffrant d'une maladie cardiovasculaire et pour les participants en bonne santé, le kit était composé d'un ECG (Zephyr), un GPS (QStarz) et un smartphone sur lequel était déployée l'application SherpamApp afin de servir de passerelle avec les serveurs d'agrégation. Pour les participants souffrant d'une AOMI, le kit a été allégé et ne comportait plus qu'un GPS (QStarz) et un smartphone. Dans les deux cas, les données étaient transmises au plus vite via Internet, en s'appuyant sur les réseaux de téléphonie mobile. Les données collectées étaient anonymisée par l'attribution d'un identifiant unique à chaque participant, et seul le personnel accrédité pouvait accéder aux données. De plus, les serveurs utilisés pour l'expérimentation étaient hébergés dans un espace de stockage pouvant accueillir des données médicales.

Une formation à l'utilisation du kit d'expérimentation (e.g., comment s'équiper des appareils, ou comment démarrer/stopper une acquisition) et à son entretien (e.g., comment recharger les appareils) a été dispensée aux participants lors de la remise du kit. Puis, au cours de l'expérimentation, deux entrevues ont été réalisées par un psychologue après 7 jours et 21 jours d'utilisation, afin d'évaluer le niveau d'acceptation du kit par les participants.

5.4.2 Statistiques de fonctionnement

Le tableau présenté dans l'annexe A présente les résultats de l'expérimentation clinique de l'ensemble des participants. On peut y lire qu'en moyenne, les données ont été collectées sur une durée de 18 jours pour un volume de 173 Mo par participant ce qui correspond à 7.5 millions échantillons de données collectées.

La figure 5.4 montre la durée de l'expérimentation pour chaque participant, anonymisées par l'attribution d'un identifiant unique. On observe qu'un tiers des participants n'a pas porté le kit d'expérimentation pendant les 21 jours d'expérimentation initialement prévus. La cause de l'arrêt de l'expérimentation varie selon les participants : pour certains c'est une gêne ressentie à porter le kit d'expérimentation, pour d'autres c'est un dysfonctionnement du dispositif (un problème d'affichage de l'application du smartphone, ou un problème d'appariement Bluetooth entre l'application et les capteurs fournis au participant). La figure 5.5 montre le nombre de sessions d'utilisation du kit d'expérimentation par les participants. Sur cette figure, on observe que le kit d'expérimentation a été utilisé au maximum pendant 17 sessions par deux participants (v_003cm et p_027dm), avec une moyenne de 7.44 sessions (min : 1 ; max : 17), ou 9.1 sessions (min : 2 ; max : 17) si l'on

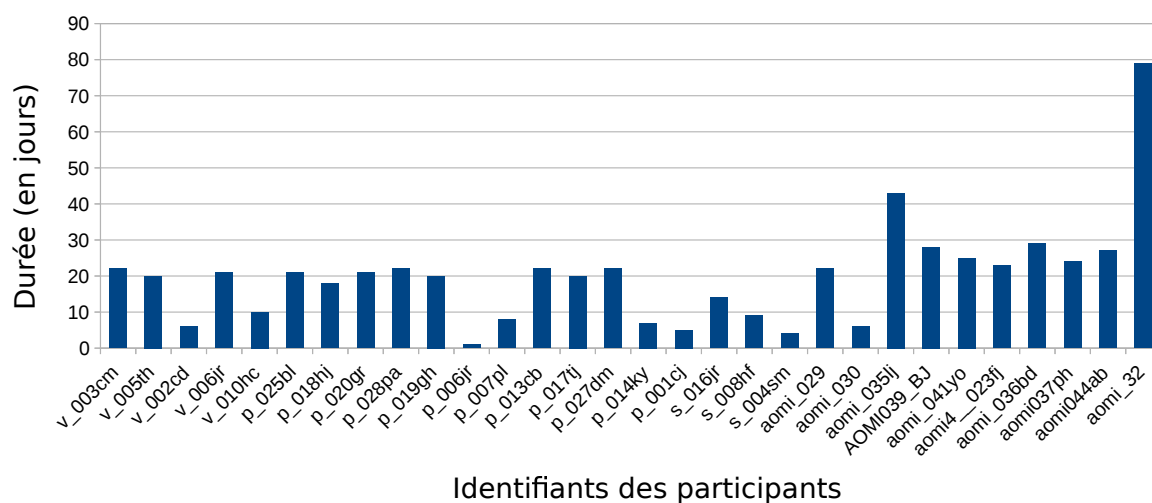


FIGURE 5.4 – Durée de l'expérimentation pour chaque participant.

exclut les durées d'expérimentations inférieures à 21 jours.

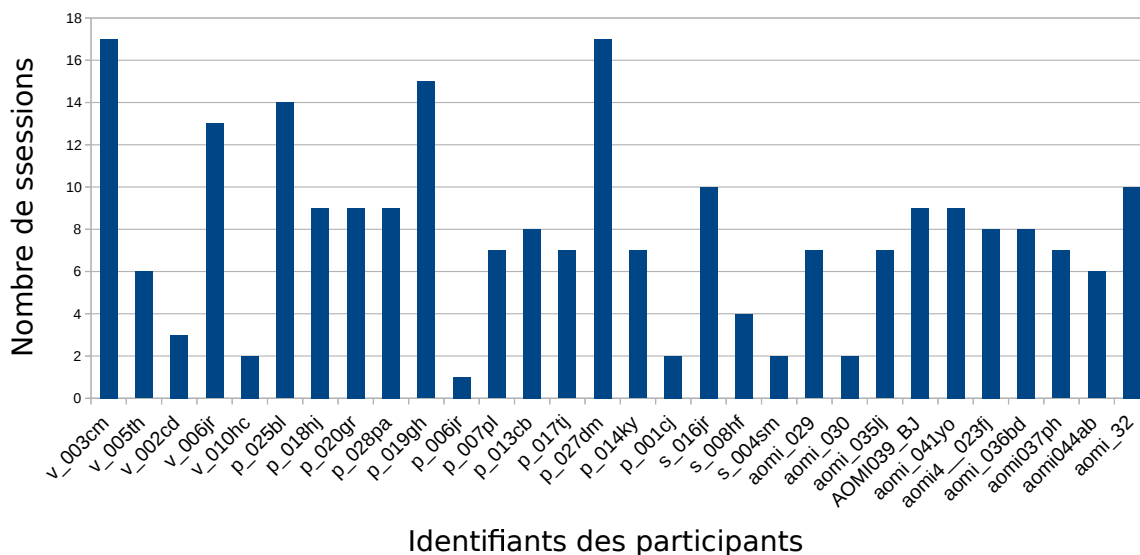


FIGURE 5.5 – Nombre de sessions réalisées pour chaque participant.

La figure 5.6 montre le volume de données généré par les participants. On constate une grande différence selon le kit d'expérimentation utilisé : un volume moyen de 393 Mo (min : 98 Mo ; max : 970 Mo) pour les participants qui portaient le kit pour le suivi cardiovascu-

laire et de 44 Mo (min : 16 Mo ; max : 107 Mo) pour les patients qui portaient le kit pour le suivi de l'AOMI, ce qui s'explique par le fait que le kit pour le suivi de l'AOMI ne comportait pas de capteur Zephyr et ne produisait donc pas de données ECG. Cet écart est également visible sur la figure 5.7 qui montre le nombre d'échantillons de données collectés par participant. Avec cette figure, on observe que les participants qui portaient le kit pour le suivi cardiovasculaire ont produit en moyenne 15600 (min : 3970 ; max : 44307) échantillons, contre 135 (min : 11 ; max : 547) échantillons en moyenne pour les participants qui portaient le kit pour le suivi de l'AOMI. La différence s'explique par des fréquences d'échantillonnage des données différant selon le kit d'expérimentation. Le kit des participants AOMI collectait des données provenant d'un capteur GPS échantillonné à 1 Hz et d'un capteur accéléromètre échantillonné à 10 Hz. Le kit des participants souffrant d'une pathologie cardiaque contenait également un capteur GPS échantillonné à 1 Hz et un accéléromètre échantillonné à 10 Hz, auxquels s'ajoutait le capteur Zephyr qui collecte des données ECG avec une fréquence d'échantillonnage de l'ordre de 250 Hz.

Lors de ces expérimentations, les échantillons étaient regroupés dans des bundles avant d'être transmis. La figure 5.8 montre la moyenne du nombre d'échantillons de données par bundle. On peut observer la différence de configuration entre les deux kits d'expérimentation, avec une configuration du nombre d'échantillons par bundle fixé à 40 pour les participants avec le kit de suivi cardiovasculaire, et de 2000 pour les participants avec le kit de suivi de l'AOMI.

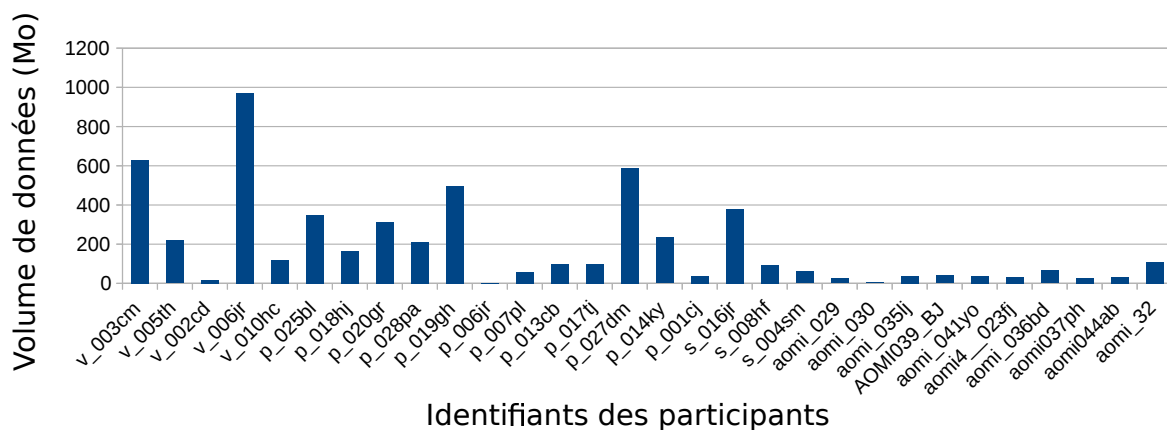


FIGURE 5.6 – Volume de données générées pour chaque participant.

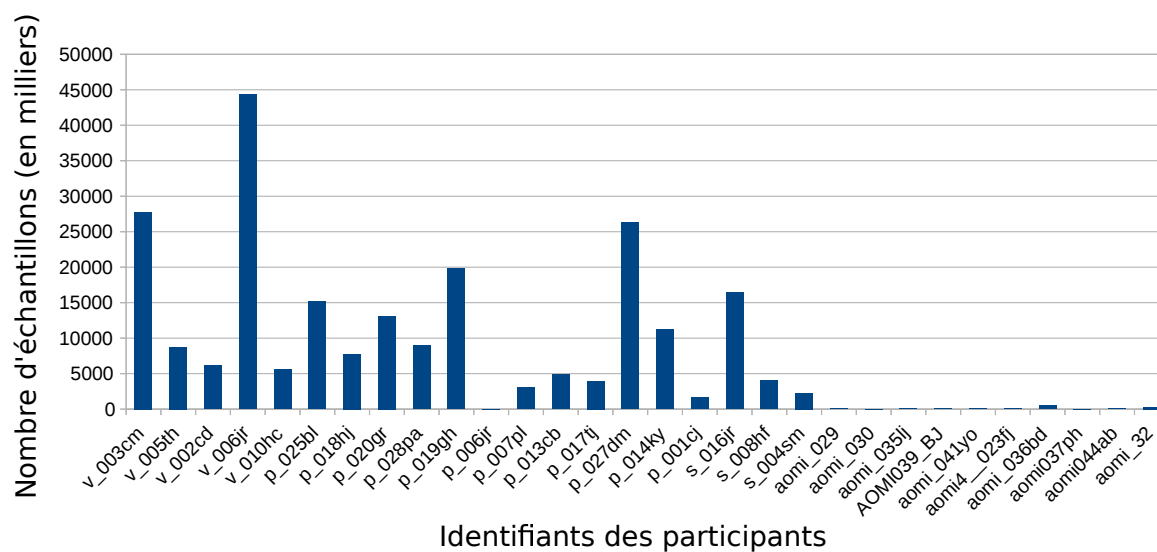


FIGURE 5.7 – Nombre d'échantillons de données collectées pour chaque participant.

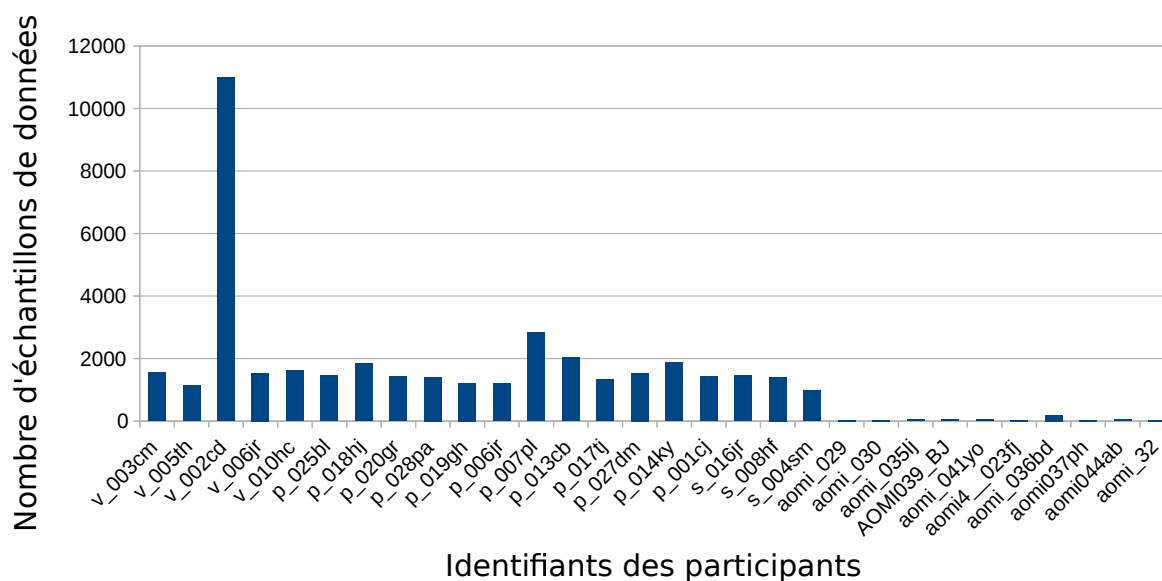


FIGURE 5.8 – Nombre moyen d'échantillons de données par bundles pour chaque participant.

Les données produites par les participants ayant utilisé le kit d'expérimentation plus de cinq fois sont présentées dans le tableau de l'annexe B. La figure 5.9 montre les statistiques de durée d'utilisation pour les participants ayant utilisé le kit plus de cinq fois. Hormis un

pic exceptionnel de 18 h d'utilisation continue pour le participant `p_018hj` (l'appareil est resté branché et allumé toute une nuit), on constate que, en moyenne, la durée d'utilisation est d'environ 2 h (min : 45 min ; max : 3 h 45), avec pour la plupart des participants, des pics d'utilisation continue de 6 h ou plus (min : 1 h ; max : 8 h 40).

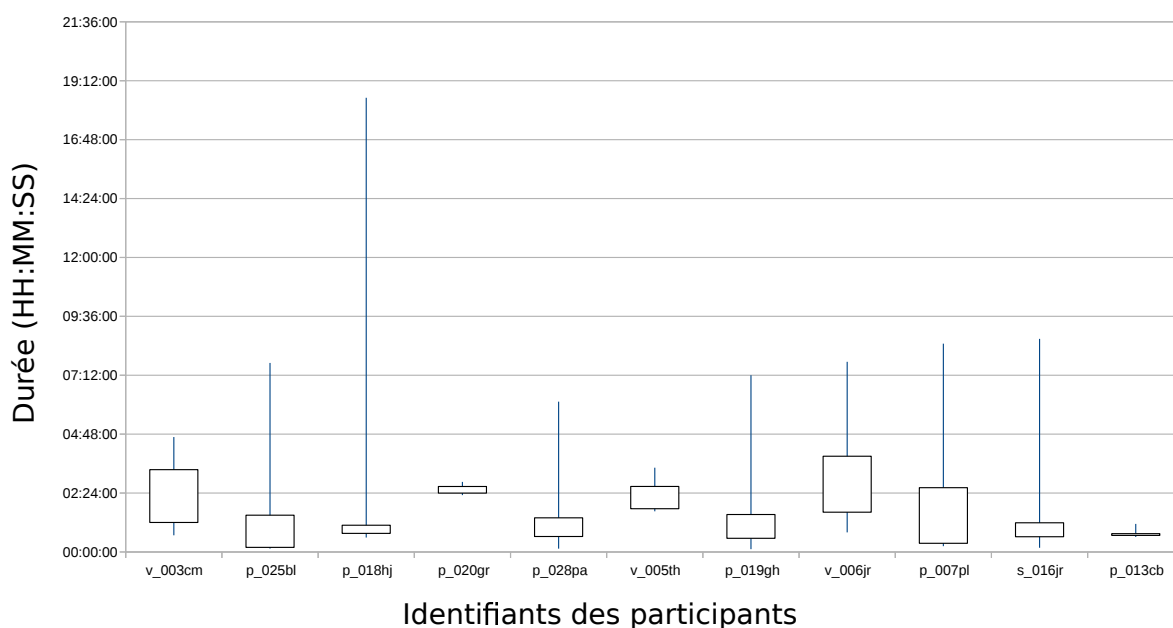


FIGURE 5.9 – Durée des sessions pour les participants ayant utilisé le kit d'expérimentation plus de cinq sessions.

Cette expérimentation clinique s'est globalement déroulée de manière satisfaisante. Les dysfonctionnements techniques ont depuis été corrigés, et les trois objectifs que nous avons présentés dans la section 5.4.1 ont tous été atteints :

1. La plateforme SHERPAM a été utilisée en condition réelle sur de longues périodes avec deux kits d'expérimentations différents (i.e., un kit pour le suivi cardiovasculaire, et un kit pour le suivi de l'AOMI).
2. L'application destinée aux participants souffrant d'AOMI disposait de fonctionnalités supplémentaires telles que la détection d'arrêt de la marche et la possibilité pour le patient d'indiquer un niveau de douleur lors d'un arrêt.
3. Nous avons collecté plus de 6 Go de données, qui vont permettre de développer des algorithmes pour automatiser l'identification d'anomalies à partir de données récol-

tées en conditions réelles. Par ailleurs, l'application dédiée aux patients souffrant d'AOMI intègre déjà des traitements automatiques en temps réel sur les données collectées.

5.5 Bilan

Dans ce chapitre, nous avons présenté la plateforme SHERPAM, une plateforme de collecte de données médicales flexible et extensible, conçue pour suivre l'état de santé de patients pendant leur activité quotidienne. Cette plateforme couvre toutes les étapes du processus de collecte de données : la collecte des données provenant de capteurs portés par les patients, le prétraitement de ces données par une passerelle également portée par les patients, la transmission des données de la passerelle vers des serveurs de stockage, et l'analyse des données collectées par des unités de traitement.

Contrairement à d'autres systèmes ayant des objectifs similaires, la plateforme SHERPAM se veut très personnalisable. Les données peuvent être combinées à partir de différents types de capteurs, et des modules de traitement dédiés peuvent être directement embarqués sur la passerelle portée par les patients ou sur des serveurs dédiés selon les besoins. La personnalisation permet de s'adapter aux contraintes de chaque patient selon ses préférences, mais surtout selon sa pathologie. De plus, la plateforme intègre des mécanismes de tolérance aux perturbations réseau afin de prévenir la perte de données, et d'en garantir l'intégrité.

La personnalisation de la plateforme s'effectue via un mécanisme de plugins. L'avantage de ce mécanisme est que l'on peut facilement étendre la plateforme pour prendre en compte de nouveaux capteurs, et on peut facilement choisir les plugins à déployer selon les besoins d'un patient sans avoir à recompiler l'intégralité de l'application de la passerelle. L'intégration de ce mécanisme de plugins dans la plateforme Android permet d'utiliser des capteurs très hétérogènes, aussi bien en termes de technologies de transmission avec la passerelle, de protocoles de communication utilisés, ou de types de données collectées. L'intégration d'un capteur repose sur deux fichiers descripteurs, le premier pour décrire les données que peut collecter le capteur, et un second pour décrire la configuration d'un capteur. Le descripteur des données permet d'échanger les données entre la passerelle et un serveur distant, et le descripteur de configuration permet de générer dynamiquement sur la passerelle des interfaces graphiques de configuration spécifiques au capteur. À ce jour, plusieurs plugins ont été développés, et une documentation détaillée décrit le processus

d'intégration de nouveaux plugins dans la plateforme.

La plateforme SHERPAM a été utilisée lors d'une expérimentation clinique qui s'est déroulée entre octobre 2018 et juin 2019. Cette expérimentation a mis à contribution 30 participants, à raison de 3 semaines d'expérimentation par participant. Elle nous a permis de confirmer le bon fonctionnement de la plateforme en conditions réelles, avec une utilisation quotidienne. Au final, 6 Go de données ont été collectés et vont permettre aux équipes des laboratoires LTSI et M2S, qui sont chargées de la partie de traitement des données dans le projet SHERPAM, de concevoir de nouveaux algorithmes de détection d'anomalies.

Le kit d'expérimentation a également été porté par des volontaires pour collecter plus précisément des traces de connectivités et des informations sur l'utilisation des ressources de la passerelle. Ces données nous ont renseignés sur la variété des réseaux de communication rencontrés lors de l'utilisation du kit d'expérimentation, et sur le niveau d'utilisation des ressources de la passerelle, notamment l'énergie. Ces informations ont motivé la mise en place de méthodes d'adaptation automatique pour réaliser la transmission des données.

UN FRAMEWORK POUR FACILITER L'INTÉGRATION DE STRATÉGIES ADAPTATIVES POUR LA TRANSMISSION DE DONNÉES

Table des matières du chapitre

6.1	Justification du besoin d'adaptation	86
6.2	Présentation du framework REGAS	89
6.3	Description des grammaires	95
6.4	Évaluation du framework REGAS	100
6.5	Bilan	115

Ce chapitre présente REGAS (REsource manaGement with Adaptive Strategies), un framework conçu spécifiquement pour faciliter le développement d'applications adaptatives, en particulier celles consacrées à l'acquisition et à la transmission de données par des équipements mobiles. Ces équipements disposent de ressources limitées et sont soumis à des contraintes fortes (e.g., une durée de fonctionnement en autonomie). Il s'agit donc d'aider les développeurs à utiliser des informations contextuelles pour adapter en continu le comportement de leur application afin de respecter ces contraintes. Un ensemble de règles basées sur ces informations contextuelles permettent de définir des stratégies. L'intérêt de REGAS est qu'un développeur n'a pas besoin d'implémenter des stratégies adaptatives directement dans le code source d'une application, ce qui rendrait ce code source trop complexe et difficile à maintenir. Au lieu de cela, ces stratégies peuvent être externalisées de l'application, et être appliquées à un niveau intermédiaire entre le système d'exploitation et l'application, c'est-à-dire, à un niveau intergiciel. Cette approche

favorise un découplage clair entre le cœur de l'application (i.e., ce qu'elle fait) et son comportement adaptatif (i.e., comment elle le fait), et elle encourage la réutilisation des stratégies mises en place entre plusieurs applications.

Ce chapitre s'organise de la façon suivante. La section 6.1 présente les résultats d'expérimentations préliminaires concernant la consommation d'énergie des technologies de transmission sans fil. La section 6.2 présente le framework REGAS. La section 6.3 décrit les grammaires qui sont utilisées par REGAS pour structurer la représentation des informations contextuelles, des règles, et des actions. La section 6.4 présente une évaluation du framework dans deux scénarios distincts. Enfin, la section 6.5 conclut ce chapitre avec un bilan.

6.1 Justification du besoin d'adaptation

L'objectif affiché par le projet SHERPAM était de pouvoir suivre l'état de santé d'un patient mobile dans son quotidien. Nous nous sommes donc fixés comme objectif de fournir un dispositif capable de fonctionner pendant au moins une journée complète, soit 8 h. Les fabricants de capteurs assurent une durée de fonctionnement de l'ordre de 12 h pour leurs produits. L'autonomie de fonctionnement de la passerelle devait en revanche être mesurée, et nous avons donc cherché à quantifier la consommation d'énergie. L'examen des spécifications des technologies radio, comme présenté dans la section 4.1.1, ne suffit pas pour se faire une idée satisfaisante de leur consommation en condition réelle. Nous avons donc réalisées des mesures afin de les comparer en situation.

Dans cette section, nous présentons les résultats de nos expérimentations, puis nous utilisons ces résultats pour justifier la mise en place d'un mécanisme d'adaptation dans les applications de collectes de données provenant d'équipements mobiles.

6.1.1 Comparaison de la consommation d'énergie entre les technologies de transmissions sans fil

Avec ces expérimentations, nous avons voulu observer la différence de la consommation d'énergie entre les technologies de transmissions sans fil disponible sur un smartphone (qui sert de passerelle dans la plateforme SHERPAM).

Les tests ont été réalisés avec des smartphones Android Motorola (modèle Moto G 4G, 2e génération), sans mobilité, et donc sans avoir besoin de passer dynamiquement

d'une technologie sans fil à une autre. Lors de ces tests, les smartphones se situaient à quelques mètres d'un point d'accès Wi-Fi 802.11n, et à environ 500 mètres d'une tour de téléphonie mobile multistandard. En réalisant ces tests, nous avons cherché à observer la consommation énergétique induite :

- lorsqu'une application s'exécute en continu sur un smartphone, et empêche ainsi son système d'exploitation d'entrer en mode veille,
- lorsqu'une application utilise des sessions TCP pour transférer des données vers un serveur distant, en utilisant des liaisons sans fil Wi-Fi, 2,75G (EDGE), 3,5G (HSPA+) ou 4G (LTE).

Trois modes de fonctionnement (**idle**, **continu** et **bundle**) ont été testés pour chaque type de technologie de transmission sans fil. Une application Android, développée pour réaliser ces mesures, a été utilisée. Cette application d'évaluation permet de produire des données à un débit constant, et de transmettre ces données à un serveur distant via une session TCP selon le mode de transmission choisi. Le rythme de production des données a été fixé à 25 kbps, ce qui correspond approximativement au débit d'un capteur ECG.

En mode **idle**, les données sont générées par l'application, mais elles sont mises de côté au lieu d'être envoyées. Dans ce mode, l'interface de transmission sans fil est opérationnelle, mais elle n'est pas utilisée. Nous utilisons ce mode pour quantifier la consommation d'énergie passive des interfaces. En mode **continu**, les données produites par l'application sont envoyées immédiatement via la session TCP, sans aucune tentative de mise en cache des données au niveau applicatif. En mode **bundle**, les données produites par l'application sont assemblées en paquets, appelés bundles, et un bundle est envoyé au bout d'une minute, ce qui correspond à un volume de 190 ko de données par bundle, en ajoutant les quelques octets correspondant à des méta-données embarquées pour décrire le contenu du bundle.

Pour chaque test, le niveau de batterie initial du smartphone était de 100 %, et chaque test a été arrêté lorsque le niveau de batterie atteignait 20 %. Cette borne minimum à 20 % permet de ne pas détériorer la batterie du smartphone, mais aussi de ne pas subir l'effet des mécanismes d'économie d'énergie qui sont déclenchés à ce seuil par le système d'exploitation. L'écran était gardé éteint pendant toute la durée des tests pour ne pas perturber les mesures.

Les résultats sont présentés dans le tableau 6.1. On observe que, bien que le smartphone puisse fonctionner pendant environ 12 jours lorsque toutes les interfaces radio sont désactivées, la durée de fonctionnement n'est plus que d'une semaine, au mieux, lors-

Technologie \ Mode	Idle	Continu	<i>Bundle</i>
Mode avion	288 h 35		
Wi-Fi (802.11n)	209 h 53	57 h 46	200 h 12
EDGE (2.75G)	123 h 36	11 h 42	46 h 10
HSPA+ (3.5G)	218 h 21	12 h 54	86 h 34
LTE (4G)	103 h 13	7 h 48	85 h 30

TABLE 6.1 – Durée de fonctionnement du smartphone pour passer de 100 % à 20 % de niveau batterie selon les différents mode de fonctionnement testés.

qu'une interface radio est activée (même si elle reste inutilisée). Avec des transmissions continues via une interface radio, la durée de vie de la batterie descend à une demi-journée, voire moins pour les technologies de téléphonie mobile, mais elle est encore supérieure à deux jours pour une liaison Wi-Fi. Enfin, la transmission par bundle s'avère significativement plus efficace pour préserver l'autonomie de la batterie que le mode de transmission continu, avec un gain de durée de fonctionnement de l'ordre de 3.5 fois à 12 fois supérieur selon les technologies. Ces résultats valident plusieurs mécanismes d'économie d'énergie présentés dans la section 4.1, et permettent de mieux en quantifier le gain.

Les leçons tirées de ces expériences préliminaires sont énumérées ci-dessous :

- La transmission épisodique de données par bundle plutôt qu'en continu permet à une application de bénéficier des mécanismes d'économie d'énergie définis dans les spécifications de chaque technologie de transmission, et l'autonomie de l'appareil en est alors considérablement accrue.
- Dans les trois modes de fonctionnement évalués, les transmissions Wi-Fi consomment beaucoup moins d'énergie que les technologies de téléphonie mobile, donc le Wi-Fi devrait toujours être préféré dans la mesure du possible.
- Pour les technologies des réseaux de téléphonie mobile, on observe des différences notables selon la technologie de transmission entre les modes de transmission par bundle et en continu. LTE profite d'un allongement de la durée de fonctionnement d'environ 11 fois supérieur avec la transmission par bundle. En revanche, cet allongement de la durée de fonctionnement n'est que de 4 fois supérieur pour EDGE.

6.1.2 Présentation de la problématique à traiter

L'évaluation des différences de consommation d'énergie entre les technologies de transmission sans fil a permis de conforter notre idée qu'une plateforme de collecte de données médicales avec des patients mobiles doit absolument tenir compte de la variabilité des ressources disponibles, notamment l'énergie disponible.

En effet, le suivi de l'état de santé d'un patient mobile nécessite l'utilisation d'appareils portables alimentés par une batterie, c'est pourquoi la consommation d'énergie doit être considérée avec le plus grand soin afin d'éviter un arrêt impromptu du smartphone. Quant à la connectivité réseau, elle est souvent une ressource très volatile lorsqu'un patient se déplace. Dans certains cas, un patient peut se trouver dans une zone couverte par plusieurs types de réseaux cellulaires simultanément, mais dans d'autres cas, le même patient peut visiter une « zone blanche » où aucun service réseau n'est disponible.

Pour faire face à ces conditions variables, une plateforme de collecte de données *m-Health* doit donc être en mesure de modifier automatiquement son comportement en fonction de ses conditions de fonctionnement du moment, en passant d'un mode de fonctionnement à un autre en fonction des variations de l'état des ressources disponibles (e.g., niveau de batterie, connectivité réseau) ou en fonction des besoins variables de l'application elle-même (e.g., le niveau d'urgence des données à transmettre).

Des solutions permettant l'adaptation automatique du comportement d'une application selon l'état de son environnement ont déjà été étudiées, comme présentées dans la section 2.3. Néanmoins, ces solutions sont très spécifiques, complexes, et ne considèrent pas ou peu l'état des ressources du système sous-jacent à l'application. C'est pourquoi nous avons développé le framework REGAS (REsource manaGer using Adaptive Strategies), qui est capable de combiner les besoins techniques et les besoins applicatifs pour adapter automatiquement le système ou une application.

6.2 Présentation du framework REGAS

REGAS (REsource manaGer using Adaptive Strategies) est un framework destiné à faciliter le développement d'applications contextuelles, en particulier celles destinées à être déployées sur des appareils à ressources limitées. REGAS se concentre sur la gestion de la transmission des données, en externalisant les stratégies adaptatives au niveau intergiciel au lieu de les implanter directement dans le code source des applications.

6.2.1 Vue d'ensemble

Le scénario suivant illustre un cas typique d'utilisation de la plateforme SHERPAM pour suivre l'état de santé d'un patient. Dans ce scénario, un patient a contacté son cardiologue pour lui signaler avoir ressenti une gêne au cœur quelques jours plus tôt. Les examens réalisés par le cardiologue ne permettent pas de mettre en évidence un trouble cardiaque. Toutefois, par précaution, le cardiologue décide de placer le patient sous surveillance médicale en l'équipant du dispositif SHERPAM. Le patient porte ce dispositif pendant la journée lors de ses activités quotidiennes, aussi bien à son domicile que lors de ses déplacements à l'extérieur. Si une anomalie cardiovasculaire survient, une alerte est alors transmise au patient et à son cardiologue, ou aux services de secours, selon la gravité du problème. Lors de la consultation suivante, les données collectées peuvent être utilisées pour affiner le diagnostic.

Dans ce contexte de collecte de données médicales pour un patient mobile, des contraintes fortes sont à respecter. Le cas d'application médical nécessite que chaque donnée provenant d'un capteur soit traitée le plus rapidement possible. Pour cela, le traitement peut être réalisé directement localement par le dispositif porté par le patient, ou bien à distance par des serveurs dédiés, dans le SIS. Le traitement local n'est pas toujours possible, car certains algorithmes nécessitent une puissance de calcul importante, et des bases de données qui ne peuvent pas être embarquées sur des appareils aussi contraints en termes de ressources matérielles. Il est donc nécessaire de transmettre les données vers le SIS. Par contre, comme nous l'avons montré dans la section 6.1.1, le coût énergétique des transmissions est important, et varie fortement selon la technologie utilisée. Le maintien d'un canal de transmission actif entre un smartphone et un serveur distant risque d'épuiser la batterie du smartphone dans un temps très court. En revanche, l'ouverture occasionnelle de canaux de transmission pour effectuer de brèves rafales de transmission permet d'augmenter considérablement l'autonomie du smartphone. Ainsi, la contrainte de traitement rapide des données vient s'opposer à une autre contrainte, celle de l'autonomie attendue du dispositif porté. Celui-ci doit en effet pouvoir fonctionner pendant au moins une journée complète pour ne pas entraver la vie quotidienne du patient. Il est donc nécessaire de trouver un compromis entre la transmission des données collectées, qui doit se faire au plus vite, et l'autonomie du dispositif porté par le patient.

Pour respecter ces contraintes, l'application qui se charge de la transmission des données doit réaliser des choix. Ces choix sont basés sur des informations contextuelles qui proviennent à la fois de l'état des ressources de la passerelle, de l'environnement proche

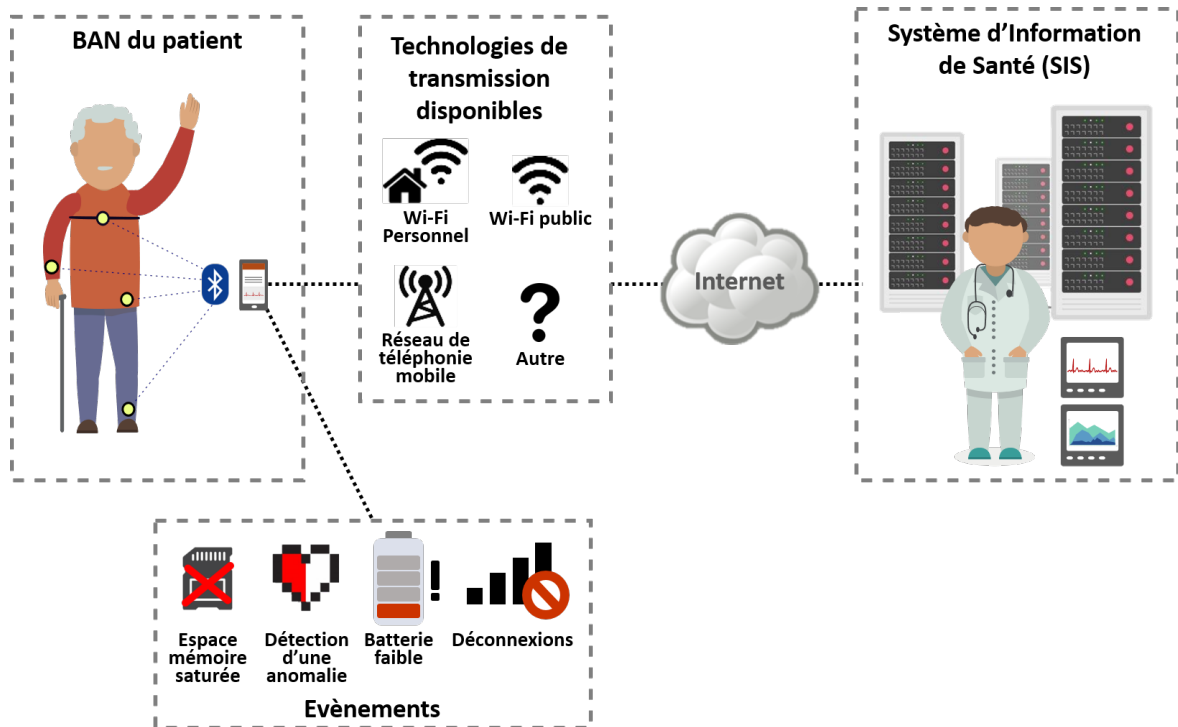


FIGURE 6.1 – Aperçu du fonctionnement de REGAS

de la passerelle, et des informations propres au cas d'application, par exemple des informations qui concernent la pathologie du patient.

La particularité de REGAS est de proposer un cadre de développement pour mettre en œuvre des stratégies d'adaptation du comportement du système et des applications selon le contexte. D'ordinaire, ces stratégies sont mises en œuvre au sein même des applications pour des cas très spécifiques. REGAS permet d'externaliser le développement et la mise en œuvre de ces stratégies afin de diminuer la complexité des applications, et encourager la réutilisation de stratégies pré-définies.

La figure 6.1 montre un aperçu du fonctionnement de REGAS et des choix auxquels il peut être confronté. Sur cette figure, la passerelle communique en Bluetooth avec les capteurs portés par le patient, et les données des capteurs peuvent être transmises vers le SIS via plusieurs technologies, comme Wi-Fi ou les technologies de téléphonie mobile. Des évènements peuvent survenir lors du fonctionnement de la passerelle, par exemple une capacité de stockage saturée, ou un niveau de batterie faible. REGAS va alors prendre en compte ces informations et adapter le comportement de la passerelle selon les stratégies définies.

6.2.2 Présentation des composants logiciels de REGAS

L'architecture logicielle du framework REGAS est présentée dans la figure 6.3. Cette architecture reprend l'architecture classique des applications contextuelles présentées par Bellavista *et al.* [101]. Elle est composée de cinq composants principaux, qui sont détaillés ci-après.

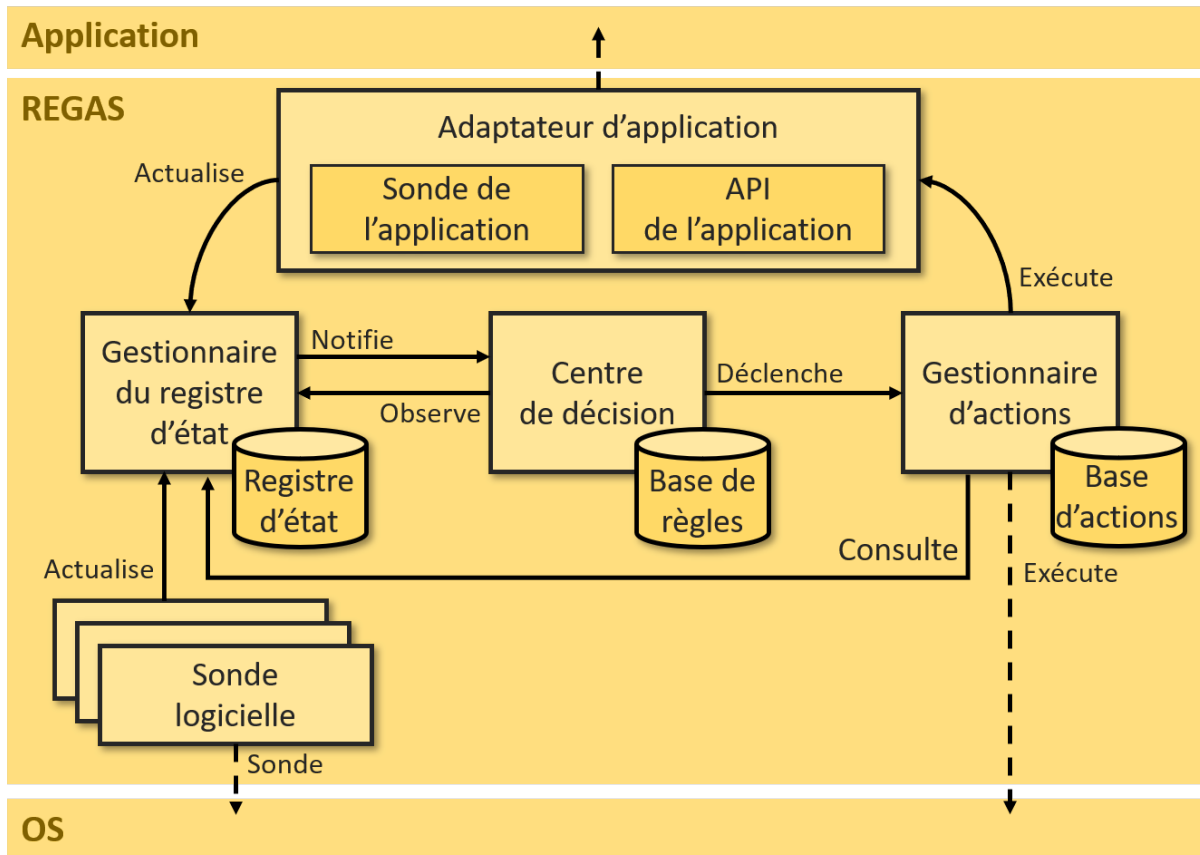


FIGURE 6.2 – Architecture logicielle du framework REGAS.

6.2.2.1 Les sondes

Avec REGAS, le système tout entier est perçu comme un ensemble de ressources, dont chacune est caractérisée par une capacité (e.g., la capacité de la batterie en mAh), une disponibilité (e.g., l'état d'activation d'une interface radio), et éventuellement des attributs complémentaires (e.g., le niveau de la batterie, les réseaux de téléphonie mobile disponibles, etc.). Ces attributs peuvent être statiques (e.g., la capacité maximum d'une ressource), ou bien dynamiques (e.g., l'évolution de l'état d'une ressource variant au cours

du temps, telle que le niveau de batterie). Afin de recueillir ces informations, des sondes logicielles sont utilisées. On distingue trois types de sondes :

- Les sondes qui observent les ressources du système d’exploitation sous-jacent. L’observation de ces ressources permet de connaître la quantité de mémoire disponible, la charge CPU actuelle, ou l’état de chaque interface réseau.
- Les sondes qui observent les applications et qui nécessitent un développement spécifique pour chaque application. Ces sondes permettent de recueillir des informations propres à chaque application, comme des informations de personnalisation d’une application à un patient telles que le niveau de surveillance à appliquer (i.e., quel est le délai maximum acceptable entre deux transmissions sans que le patient ne soit mis en danger).
- Les sondes qui observent l’environnement et qui collectent des données sur tous les éléments qui ne font pas partie du cœur du système. Ces sondes sont par exemple nécessaires pour observer l’état des capteurs.

Les informations recueillies par les sondes sont primordiales pour alimenter le centre de décision au cœur de REGAS. Néanmoins, selon le cas d’application le déploiement de toutes les sondes logicielles existantes n’est pas nécessaire. Il faut donc pouvoir adapter la collecte d’information selon le besoin.

6.2.2.2 Registre d’état

Le registre d’état contient les informations contextuelles sur lesquelles les stratégies d’adaptation, définies dans le centre de décision, peuvent s’appuyer. Ces informations contextuelles sont principalement fournies par les sondes du système, mais elles concernent également des éléments internes utilisés par REGAS, pour indiquer une prise de décision en cours (et ainsi éviter des actions de rétroactions qui engendreraient des boucles de décisions contradictoires), ou bien pour noter le démarrage de minuteurs en charge de déclencher une action au bout d’un certain temps.

Les informations conservées dans le registre d’état sont stockées dans un tableau associatif, qui est organisé sous la forme d’un ensemble de couples (*clé*, *valeur*). La capacité maximale d’une batterie de 3000 mAh peut ainsi être stockée dans ce tableau sous la forme (*batt_cap*, 3000), le niveau actuel de la batterie sous la forme (*batt_level*, 56), en supposant que le niveau actuel de la batterie est de 56 %, et l’état de charge actuel sous la forme (*batt_charging_status*, *discharging*).

6.2.2.3 Centre de décision

Le comportement adaptatif du système est défini par un ensemble de règles qui sont gérées par le centre de décision. Chaque fois qu'une information est inscrite dans le registre d'état, ce changement est notifié au centre de décision. Le centre de décision analyse ensuite les règles à sa disposition afin de déterminer si une ou plusieurs d'entre elles sont concernées par le changement qui a été notifié.

Une règle est décrite comme un tuple (déclencheur, condition, action). Le champ `déclencheur` doit correspondre à une clé du registre d'état. Chaque fois que la valeur associée à cette clé est modifiée dans le registre, la règle est examinée par le centre de décision. Le champ `condition` définit les conditions logiques de l'action à exécuter. Ces conditions peuvent s'appliquer à toute entrée ou combinaison d'entrées du registre d'état. Le champ `action` fait référence à une action qui peut être exécutée par le gestionnaire des actions, à la demande du centre de décision.

À titre d'exemple, considérons la règle suivante :

```
(batt_level,  
  batt_level < 20  
  AND batt_charging_status == discharging  
  AND cell_tx_enabled == true,  
  disable_cell_transmissions)
```

Cette règle est examinée à chaque fois que la valeur associée à la clé `batt_level` change dans le registre. Le champ `condition` spécifie que la règle ne s'applique que si le niveau de la batterie est inférieur à 20 %, qu'il continue de diminuer car la batterie se décharge, et que les transmissions par les réseaux de téléphonie mobile sont autorisées. Dans ce cas, la fonction de désactivation des transmissions par les réseaux de téléphonie mobile est appelée via le gestionnaire d'actions. L'action `disable_cell_transmissions` a pour effet de déclencher l'invocation de méthodes du système d'exploitation en charge de la désactivation des transmissions par les réseaux de téléphonie mobile, et en parallèle, modifie la valeur de la clé de registre `cell_tx_enabled` de `true` à `false`.

6.2.2.4 Gestionnaire d'actions

Le gestionnaire d'actions définit un ensemble d'actions qui peuvent être exécutées sur ordre du centre de décision. Ces actions peuvent impliquer l'invocation de commandes

du système d'exploitation (e.g., l'activation ou la désactivation d'une interface réseau) ou d'une application via un adaptateur d'application (e.g., la commutation vers un autre mode de fonctionnement).

Une action peut également entraîner des changements dans le registre d'état, que ce soit la modification de la valeur d'une clé existante ou l'écriture d'une nouvelle entrée. Par exemple, une action peut consister à démarrer un minuteur qui déclenchera à son tour une autre action lorsqu'il arrivera à terme. Dans ce cas, une nouvelle entrée est ajoutée au registre d'état afin de maintenir l'information sur ce minuteur.

6.2.2.5 Adaptateur d'application

L'adaptateur d'application est un module optionnel dans le fonctionnement de REGAS. Il permet d'interagir avec une application déployée sur le même appareil que REGAS grâce à l'implémentation d'une interface spécifique entre REGAS et cette application. Cet adaptateur définit à la fois des sondes logicielles spécifiques et une liste d'actions disponibles. Les sondes permettent à REGAS de percevoir l'état de l'application (e.g., des éléments de configuration). La liste d'actions définit des méthodes invocables par le gestionnaire d'actions pour agir directement sur l'application.

6.3 Description des grammaires

Le registre d'état, le centre de décision et le gestionnaire d'actions sont configurés à partir de descripteurs basés sur des grammaires formelles, qui utilisent la notation eBNF [102]. L'utilisation de descripteurs permet d'externaliser la configuration de REGAS, et de mettre en place des outils pour faciliter l'ajout de nouveau contenu dans REGAS (e.g., une vérification automatique de la syntaxe, une aide à la rédaction de règles, etc.).

6.3.1 Descripteur du Registre d'État

Le registre d'état est un tableau associatif sous la forme (clé, valeur). Le descripteur correspondant permet de décrire le contenu de ce tableau avec des informations qui caractérisent chacune des entrées (e.g., un identifiant, des contraintes sur les valeurs acceptées, etc.).

Le tableau 6.2 montre la grammaire utilisée pour formaliser le contenu du tableau associatif du registre d'état. Chaque entrée est composée d'une clé de registre et d'un type de données. La clé de registre doit être un identifiant unique. Le type de données définit le type de la valeur à stocker dans le tableau associatif. Il s'exprime comme la composition d'un type (e.g., entier, énumération, etc.), et de deux valeurs optionnelles : une unité (e.g., une durée en minutes notées "min") et une contrainte pour limiter le spectre des données (e.g., un intervalle de valeurs autorisées).

register-entries	=	entry { ? new-line ? entry }
entry	=	register-key " : " data-type
register-key	=	string (* a unique identifier *)
string	=	{ char digit }
char	=	"a" "b" "..." "z" "A" "B" "..." "Z" "-" "_"
digit	=	"0" "1" "..." "9"
data-type	=	type-integer type-float type-enumeration "date" "string" "boolean"
type-integer	=	"integer" ", " unit [", " range-integer]
unit	=	"n/a" string
range-integer	=	bracket (integer "∞") “,” (integer "∞") bracket
bracket	=	"["]"
integer	=	digit { digit }
type-float	=	"float" ", " unit [", " range-float]
range-float	=	bracket (float "∞") “,” (float "∞") bracket
float	=	digit { digit } ["." digit { digits }]
type-enumeration	=	"enumeration" ", " enumeration-values
enumeration-values	=	"[string [", " string]]"

TABLE 6.2 – Grammaire en notation eBNF qui est utilisée pour la description du contenu du registre d'état.

Un court exemple conforme à la grammaire présentée dans la table 6.2 est présenté ci-dessous :

```
batt_level:integer,"%",[0,100]
batt_charging_status:enumeration,"n/a",[charging,discharging,charged]
batt_last_time_recharge:date
```

Cet exemple décrit trois entrées relatives à la batterie. La première entrée décrit comment est représenté le niveau actuel de la batterie, en utilisant la clé `batt_level`, la valeur associée à cette clé est un entier limité à l'intervalle `[0,100]` et exprimée en pourcentage. Les entrées suivantes décrivent deux autres caractéristiques de la batterie : l'état de charge, et la date à laquelle la batterie a été rechargée pour la dernière fois.

6.3.2 Descripteur de la base de règles

La base de règles contient l'ensemble des règles qui peuvent être examinées par le centre de décision. Ces règles définissent les actions à invoquer pour adapter le système en fonction des informations contextuelles disponibles dans le registre d'état.

Le contenu de la base est décrit conformément à la grammaire présentée dans le tableau 6.3. Chaque règle est identifiée par un `rule-id` et est décrite comme un tuple (`trigger`, `condition`, `action`). Le `rule-id` est un identifiant unique qui est utilisé par le centre de décision pour distinguer les règles. `trigger` fait référence à une clé du registre d'état. La mise à jour d'une clé dans le registre d'état déclenche l'examen des règles qui lui sont associées dans le centre de décision. De cette façon, seules quelques règles sont examinées à chaque mise à jour du registre d'état. `conditions` est une liste de conditions booléennes mettant en relation une clé du registre d'état, avec un opérateur logique et une valeur. `action` est composée d'une référence à une clé de la base d'actions et d'une liste de paramètres utilisés par cette action.

L'exemple ci-dessous présente un exemple de règle conforme à cette grammaire. Dans cet exemple, la règle n'est examinée que lors de la mise à jour de la clé `batt_level` dans le registre d'état. La règle définit trois conditions pour déclencher l'action : la batterie est en train de se décharger, le niveau actuel de la batterie est inférieur à 20 %, et l'utilisation des réseaux de téléphonie mobile est autorisée. Lorsque ces trois conditions sont vérifiées,

le centre de décision informe le gestionnaire d'action que l'action de désactivation de l'interface de transmission de téléphonie mobile doit être invoquée.

```
disable_cell_tx_on_low_batt:  
    batt_level,  
    [ batt_level < 20,  
      batt_state == discharging,  
      cell_tx_allowed == true ],  
    disable_cell_transmissions
```

6.3.3 Descripteur de la base d'actions

La base d'actions décrit l'ensemble des actions qui peuvent être invoquées par le gestionnaire d'actions. Le contenu du référentiel est décrit conformément à la grammaire présentée dans le tableau 6.4.

Le tableau 6.4 montre la grammaire qui formalise la description des actions. Chaque action est composée d'un identifiant unique (`action-id`), et éventuellement d'une liste de paramètres. La liste des paramètres définit les paramètres qui peuvent être ajoutés pour compléter l'invocation de l'action par le gestionnaire d'actions.

Dans le cas de l'action `disable_cell_transmissions`, aucun paramètre n'est nécessaire. Cette action est utilisée pour envoyer une commande au système d'exploitation afin de désactiver l'interface radio relative aux transmissions des réseaux de téléphonie mobile.

L'exemple ci-dessous montre l'action `timer_wakeup_interface`, qui permet de démarrer un minuteur. Cette action dispose de deux paramètres : une durée pour le minuteur (`duration`) et une action à déclencher lorsque le minuteur arrive à son terme (`wakeup_interface`).

```
timer_wakeup_interface:  
    [ duration:integer,  
      wakeup_interface:string]
```

rules	=	rule { ? new-line ? rule }
rule	=	rule-id ":" trigger "," conditions "," action
rule-id	=	string (* a unique identifier *)
string	=	{ char digit }
char	=	"a" "b" "..." "z" "A" "B" "..." "Z" "-" "_"
digit	=	"0" "1" "..." "9"
trigger	=	register-key
register-key	=	string (* references a key from the state register *)
conditions	=	"[" condition { "," condition } "]"
condition	=	register-key operator string register-key operator-ext integer register-key operator-ext float register-key operator boolean
operator	=	"==" "!="
operator-ext	=	operator ">" "<" ">=" "<="
integer	=	digit { digit }
float	=	digit { digit } ["." digit { digit }]
boolean	=	"true" "false"
action	=	action-id [":" "[" string { "," string } "]" }]
action-id	=	string (* references an id from the action repository *)

TABLE 6.3 – Grammaire en notation eBNF qui est utilisée pour la description du contenu du référentiel de règles.

6.3.4 Outils de vérification automatique

Les grammaires définissent les règles de construction syntaxique des descripteurs utilisés dans REGAS. Cette représentation permet de vérifier que le contenu des descripteurs est correct vis-à-vis de la grammaire, et simplifie également le développement d'outils pour faciliter l'ajout de nouveau contenu dans REGAS.

actions	=	action { ? new-line ? action }
action	=	action-id [":" parameters]
action-id	=	string (* a unique identifier *)
string	=	{ char digit }
char	=	"a" "b" "..." "z" "A" "B" "..." "Z" "-" "_"
digit	=	"0" "1" "..." "9"
parameters	=	"[" parameter { "," parameter } "]"
parameter	=	string [":" type]
type	=	"integer" "float" "date" "string" "boolean"

TABLE 6.4 – Grammaire en notation eBNF qui est utilisée pour la description du contenu du référentiel d'actons.

L'outillage de REGAS inclut des outils de vérifications en amont pour encadrer l'ajout de nouveaux éléments, ou des outils de vérification à l'exécution pour améliorer la stabilité de REGAS en s'assurant que les éléments ajoutés dans les référentiels sont conformes aux descripteurs. Concernant la vérification en amont, REGAS inclut trois outils pour détecter des erreurs :

1. Syntax checker : vérifie que chaque descripteur respecte la syntaxe définie par la grammaire qui le formalise.
2. Reference checker : vérifie que les identifiants définis dans les descripteurs sont uniques, et que les références à des identifiants sont valides.
3. Cleaner : met en évidence les éléments des descripteurs qui ne sont pas utilisés.

6.4 Évaluation du framework REGAS

L'évaluation de REGAS a été réalisée par le biais d'émulations en se basant sur des traces de connectivité réelles. La section 6.4.1 présente la méthode d'évaluation choisie. La section 6.4.2 présente les stratégies que nous avons définies et mises en œuvre dans REGAS. Puis les sections 6.4.3 et 6.4.4 présentent les résultats obtenus pour l'implémentation de plusieurs stratégies, dans deux scénarios distincts. Le premier scénario permet d'observer

le comportement de REGAS dans un cadre plutôt rural dans lequel la passerelle doit parfois fonctionner en zone blanche, et doit changer de technologie de transmission régulièrement pour pouvoir continuer à transmettre des données. Au contraire, le second scénario se place dans un environnement urbain avec une excellente couverture réseau aussi bien via la téléphonie mobile que via les réseaux Wi-Fi communautaires.

6.4.1 Présentation de la méthode d'évaluation

Réaliser des expériences en conditions réelles est toujours une tâche fastidieuse, et les résultats ainsi obtenus peuvent difficilement être comparés, car il est difficile, voire impossible, de rejouer plusieurs fois le même scénario. En effet, les conditions de transmission peuvent énormément changer au cours du temps. Ces changements peuvent s'expliquer par une utilisation importante de la station de base, ou du spectre radio, mais on peut également envisager des défauts tels que des collisions ou même des pannes.

Ainsi, afin de montrer comment REGAS peut fonctionner tout en appliquant différentes stratégies adaptatives, nous avons choisi de développer un outil d'émulation qui permet de rejouer plusieurs fois un scénario d'émulation prédéfini avec différents paramètres. Cet outil d'émulation nous permet d'observer les adaptations réalisées par REGAS dans un environnement totalement contrôlé, ce qui nous permet donc d'affiner les stratégies développées pour REGAS selon les effets obtenus. La figure 6.3 montre le fonctionnement de REGAS avec cet outil.

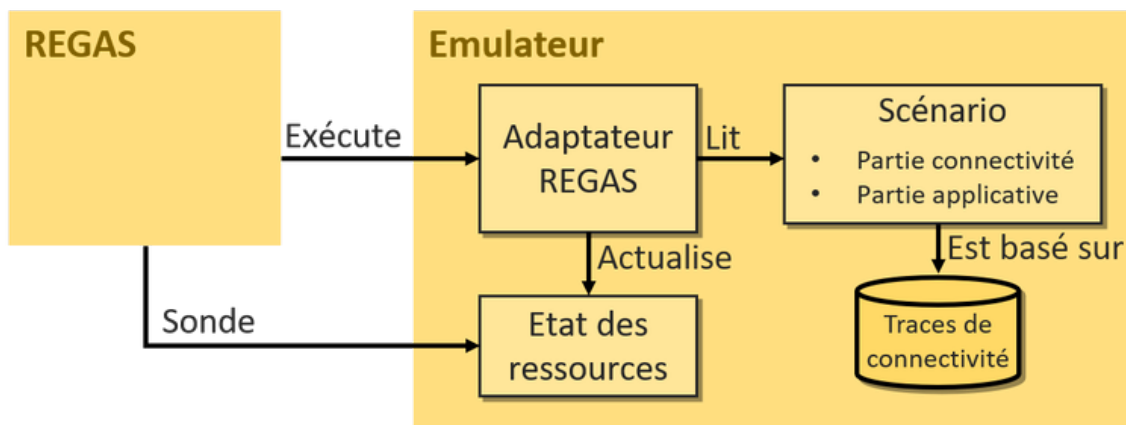


FIGURE 6.3 – Fonctionnement de REGAS avec l'émulateur.

Lorsqu'il fonctionne en conditions réelles, REGAS perçoit son environnement via des sondes réelles, qui le tiennent informé de l'état de la plateforme sous-jacente. Avec l'outil

d'émulation, REGAS interagit avec des sondes virtuelles, qui font partie de l'outil d'émulation, et qui présentent l'état de ressources virtuelles dont l'évolution est pilotée selon un scénario d'émulation prédéfini. Un scénario d'émulation est composé de deux parties :

1. une partie connectivité qui précise la connectivité réseau à chaque instant, qui peut être basée sur des traces réelles,
2. une partie applicative qui définit l'état initial des ressources, le rythme de production des données, et des événements particuliers comme la production de données prioritaires.

6.4.1.1 Consommation d'énergie

Dans la section 6.1.1, une comparaison des consommations d'énergie entre les technologies de transmission sans fil a été présentée. Pour rappel, dans cette étude nous avons utilisé un smartphone Moto G 4G pour mesurer l'impact de l'activation ou de la désactivation des radios Wi-Fi et de téléphonie mobile, de l'utilisation de l'une ou l'autre de ces radios pour envoyer ou recevoir des données (à différents débits binaires et selon différents standards de modulation).

Les résultats de ces mesures ont été utilisés pour définir un modèle de consommation d'énergie que nous avons mis en œuvre dans l'outil d'émulation, ce qui permet à cet outil de simuler finement la consommation d'énergie lors d'une expérience impliquant REGAS.

6.4.1.2 Connectivité réseau

La connectivité réseau observée par un smartphone lorsque son propriétaire se déplace change continuellement. Notre outil d'émulation peut rejouer un scénario de connectivité autant de fois que nécessaire, ce qui permet d'observer l'impact du moindre changement sur les performances du système.

Un scénario de connectivité joué par l'outil d'émulation peut être totalement artificiel, ou il peut s'agir d'un scénario qui a d'abord été capturé dans la vie réelle par un utilisateur se déplaçant avec un smartphone (servant d'enregistreur) dans la poche. Les enregistrements ainsi réalisés constituent un ensemble de traces, à partir desquelles plusieurs scénarios ont été extraits. Les sections suivantes présenteront plus en détail les scénarios que nous avons retenus pour l'évaluation de REGAS.

Nous avons également utilisé les enregistrements pour valider notre modèle de consommation d'énergie : chaque scénario extrait d'un enregistrement a été rejoué avec l'outil

d'émulation avec REGAS afin de confirmer que la consommation d'énergie simulée par l'outil d'émulation correspond à celle réellement enregistrée.

6.4.1.3 Modes de transmission

Le mode de production des données et leur mode de transmission constituent la partie applicative d'un scénario. Pour la production des données, nous avons supposé que les capteurs associés au smartphone produisent des données à un débit constant de 25 kbps (qui représente un débit réaliste quand un capteur ECG est utilisé). De plus, l'outil d'émulation intègre la possibilité de marquer certaines données comme étant hautement prioritaires, que REGAS peut choisir d'envoyer plus rapidement que des données classiques.

Pour les modes de transmissions, nous considérons trois modes différents, appelés : `bundle0`, `bundle1` et `bundle5`. Dans le mode `bundle0`, nous supposons que les données produites par les capteurs ne sont pas assemblées en bundles. Au lieu de cela, ils sont envoyés immédiatement (si la connectivité réseau le permet) au serveur. Le mode `bundle0` privilégie donc une transmission continue des données vers le serveur, ce qui permet d'obtenir la latence la plus faible, mais aussi une consommation d'énergie plus élevée. Dans le mode `bundle1`, les données sont assemblées en bundles, afin d'être envoyés par rafales au serveur distant, chaque bundle contenant les données acquises pendant une minute. Dans le mode `bundle5`, une approche similaire est utilisée, mais chaque bundle contient des données acquises en cinq minutes.

6.4.1.4 Autres paramètres

La partie applicative d'un scénario permet également de définir le niveau de batterie initial, et les interfaces radio disponibles sur le smartphone. Dans les deux scénarios considérés, nous avons supposé que le smartphone émulé était alimenté par une batterie de 1500 mAh, et que cette batterie était d'abord complètement chargée, puis se déchargeait de façon continue jusqu'à l'épuisement complet de la batterie. Pour les radios, nous avons choisi d'émuler un smartphone capable d'utiliser à la fois le Wi-Fi et les réseaux de téléphonie mobile (plus précisément les normes de transmission 2.5G, 3G et 4G), avec un forfait de données supposé illimité.

6.4.2 Présentation des stratégies adaptatives mise en œuvre avec REGAS

Quatre stratégies adaptatives ont été définies et mises en œuvre avec REGAS. Avant de décrire ces stratégies, il est important de souligner que notre motivation n'est pas de déterminer laquelle de ces stratégies est la meilleure, car chaque stratégie peut être mieux adaptée à une combinaison particulière de scénarios applicatifs et de connectivité. Ainsi, notre seule motivation est de démontrer que de telles stratégies peuvent être définies et mises en œuvre grâce à REGAS, et que l'application de l'une ou l'autre stratégie peut entraîner des différences significatives en termes de consommation d'énergie et de délais de transmission.

6.4.2.1 Stratégie "Android-As-Usual" (AAUS)

Cette stratégie est destinée à servir de base à nos expériences. Elle représente le comportement par défaut observé sur un smartphone utilisant Android (plus précisément, il s'agit du comportement des smartphones que nous avons utilisés pour nos enregistrements, à savoir des Moto G 4G), en supposant que les interfaces radios Wi-Fi et de téléphonie mobile sont activées en permanence. Dans ce cas, la stratégie par défaut d'Android consiste à préférer les transmissions Wi-Fi aux transmissions de téléphonie mobile. En outre, les transmissions LTE (4G) sont préférées aux transmissions HSPA (3G), qui sont elles-mêmes préférées aux transmissions EDGE (2.5G).

6.4.2.2 Stratégie "Wi-Fi Only" (WFOS)

Cette stratégie consiste à utiliser uniquement les transmissions Wi-Fi pour envoyer des données. La radio Wi-Fi est ainsi activée en permanence, tandis que la radio de téléphonie mobile est éteinte. Une telle stratégie peut s'avérer utile lorsqu'un forfait de données mobiles très limité est utilisé ou lorsque l'utilisateur se déplace principalement dans une zone où la connectivité Wi-Fi est presque toujours garantie (e.g., à domicile, sur le lieu de travail ou dans une zone couverte par plusieurs points d'accès publics).

6.4.2.3 Stratégie "Wi-Fi Preferred" (WFPS)

Avec cette stratégie, nous supposons que les données acquises par les capteurs doivent impérativement être envoyées au serveur dans un délai raisonnable (en moins de 3 minutes

dans le cas considéré ici). Cependant, comme le budget d'énergie du smartphone est considéré comme une ressource très critique, nous essayons de favoriser les transmissions Wi-Fi plutôt que les transmissions de téléphonie mobile. La radio Wi-Fi du smartphone est donc activée en continu, tandis que la radio de téléphonie mobile est désactivée la plupart du temps. Cette radio n'est activée que lorsqu'aucune transmission efficace vers le serveur n'a été réalisée au cours des 3 dernières minutes, ou dès que des données hautement prioritaires sont produites, car celles-ci doivent être envoyées d'urgence. La radio de téléphonie mobile reste activée tant qu'il y a des données hautement prioritaires à envoyer. Si par contre seules des données de priorité normale doivent être transmises, la radio est activée pour une durée minimum de 30 secondes et 2 minutes maximum selon la quantité de données à envoyer.

6.4.2.4 Stratégie "High-Priority Only" (HPOS)

Avec cette stratégie, nous nous concentrons sur les données de haute priorité, et choisissons d'envoyer uniquement ce type de données au serveur (en supposant que les données de basse priorité sont uniquement destinées à être traitées localement par le smartphone, ou qu'il est acceptable de ne les transmettre qu'à la fin de l'expérience). Dès que des données hautement prioritaires sont produites, alors la radio Wi-Fi est activée, puis si aucun réseau Wi-Fi n'est disponible, alors la radio de téléphonie mobile est également activée. Les interfaces sont désactivées au bout de 30 secondes après que la dernière donnée prioritaire a été transmise.

6.4.3 Scénario n°1 : plusieurs technologies de transmission avec des déconnexions

Ce premier scénario définit une connectivité réseau avec des technologies de transmission très variées (Wi-Fi et technologies de téléphonie mobile), parfois en même temps. Cependant, malgré la diversité des technologies disponibles tout au long du scénario, à deux reprises, aucune technologie n'est disponible. Il s'agit de zones blanches. Ainsi, ce scénario permet d'observer la capacité de REGAS à prendre en compte des technologies diverses, à choisir la technologie la plus adaptée selon la situation, et à gérer des déconnexions.

6.4.3.1 Présentation du scénario

La partie connectivité de ce scénario a été produite à partir de captures de connectivité effectuées en situation réelle. Un volontaire a d'abord transporté un smartphone sur une période de 11 heures dans un environnement rural, et tous les réseaux disponibles détectés par le smartphone sur cette période ont été enregistrés. La figure 6.4 montre une représentation HIGH-LOW (i.e., connectivité présente ou absente) pour chaque technologie réseau rencontrée durant l'enregistrement.

La connectivité Wi-Fi n'est disponible que pendant 1 h 22 (12 % du temps), au début et à la fin de la période de temps (puisque le volontaire était à son domicile à ces moments-là), mais seulement occasionnellement pendant la journée (puisque le volontaire fréquentait alors une bibliothèque publique, ainsi que des endroits couverts par des points d'accès Wi-Fi communautaires). La connectivité LTE a été observée pendant des périodes assez longues, mais avec un creux important en milieu de journée. Une connectivité HSPA a également été observée assez fréquemment, mais avec un creux similaire - quoique plus court - en milieu de journée. Quant à la connectivité EDGE, elle était disponible la plupart du temps, mais avec des interruptions occasionnelles qui dureraient chacune quelques minutes. Il est intéressant de noter qu'au cours de ces perturbations, aucun autre type de connectivité réseau n'était disponible, ce qui signifie que le volontaire transportant le smartphone traversait en fait des "zones blanches", où aucune transmission n'est possible, quelle que soit la technologie considérée.

La partie applicative définit que la batterie est complètement chargée au début du scénario et la production de données est fixée à 25 kbps. Nous avons également ajouté la production de deux épisodes de production de données hautement prioritaires. Le premier épisode se déroule de 3 h 00 à 3 h 10, et le deuxième épisode de 6 h 55 à 7 h 15.

6.4.3.2 Résultats

Plusieurs émulations de REGAS ont été réalisées à l'aide de de notre émulateur, en considérant à chaque fois une combinaison d'un mode de transmission (i.e., `bundle0`, `bundle1` ou `bundle5`) et d'une stratégie adaptative (i.e., AAUS, WFOS, WFPS, HPOS). La figure 6.5 présente l'évolution du niveau de batterie pour chaque émulation. On peut observer que lors de l'exécution de la stratégie AAUS, la batterie est complètement déchargée avant la fin du scénario, sauf en utilisant le mode de transmission `bundle5`. En effet, ce mode de transmission, qui consiste à assembler des données en bundles contenant chacun

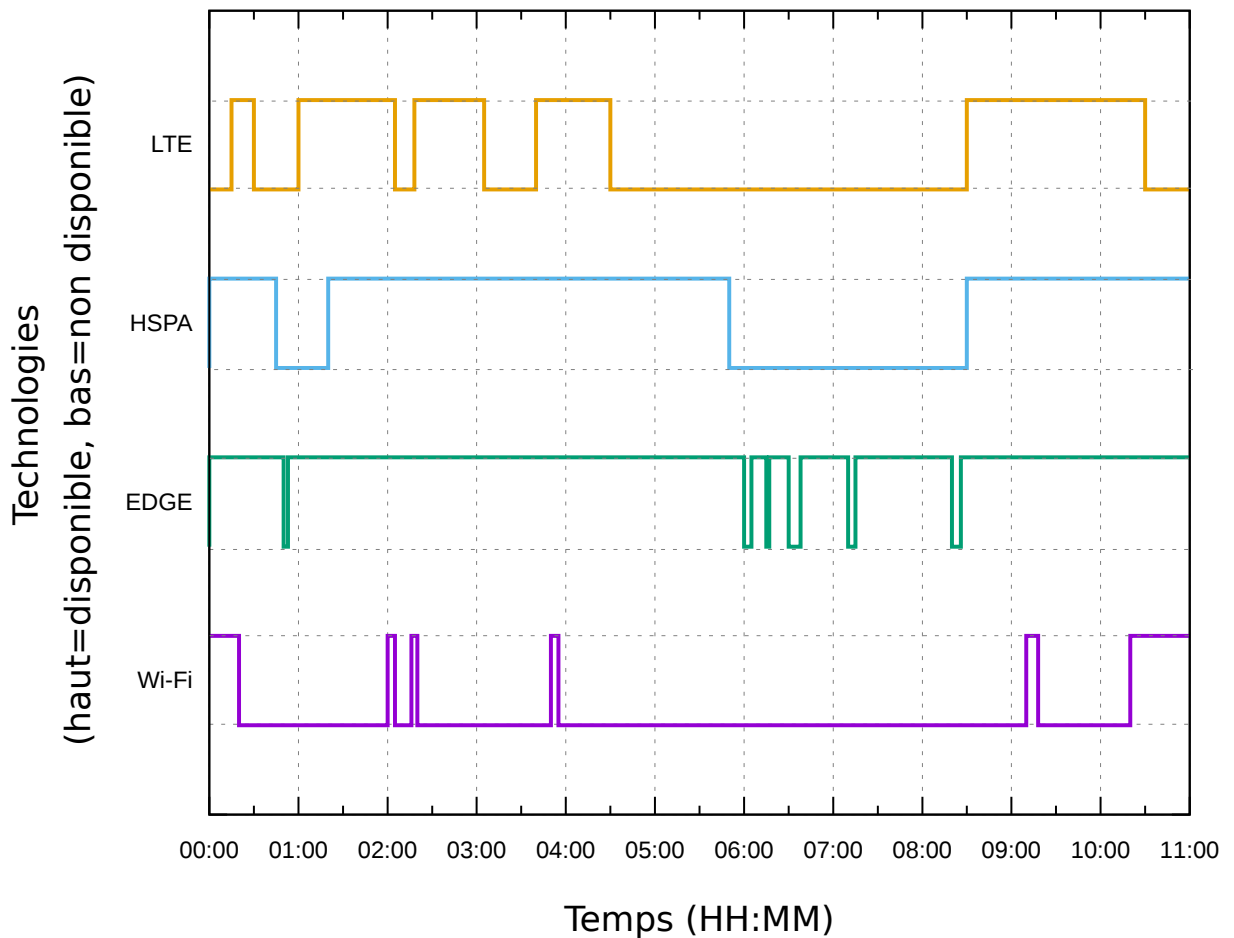


FIGURE 6.4 – Représentation HIGH-LOW de la connectivité réseau considérée dans le scénario n°1.

cinq minutes de données, permet de profiter d’une optimisation de la gestion d’énergie de la radio de téléphonie mobile, à savoir le passage dans un mode veille lorsque la radio n’est pas sollicitée. En revanche, dans le cas des modes `bundle0` et `bundle1`, les intervalles entre deux transmissions successives sont trop courts pour pleinement profiter de cette optimisation.

Les stratégies WFOS, WFPS, et HPOS contribuent toutes à réduire significativement la consommation d’énergie observée sur le smartphone. Bien sûr, la stratégie HPOS est la plus économe, car elle fait très peu usage des radios. Des points d’inflexion sont clairement visibles sur la figure pour cette stratégie HPOS, car les radios sont allumées puis éteintes pendant les deux épisodes où des données hautement prioritaires doivent être transmises au serveur.

Avec la stratégie WFOS, l’avantage d’assembler les données en bundles (plutôt que de

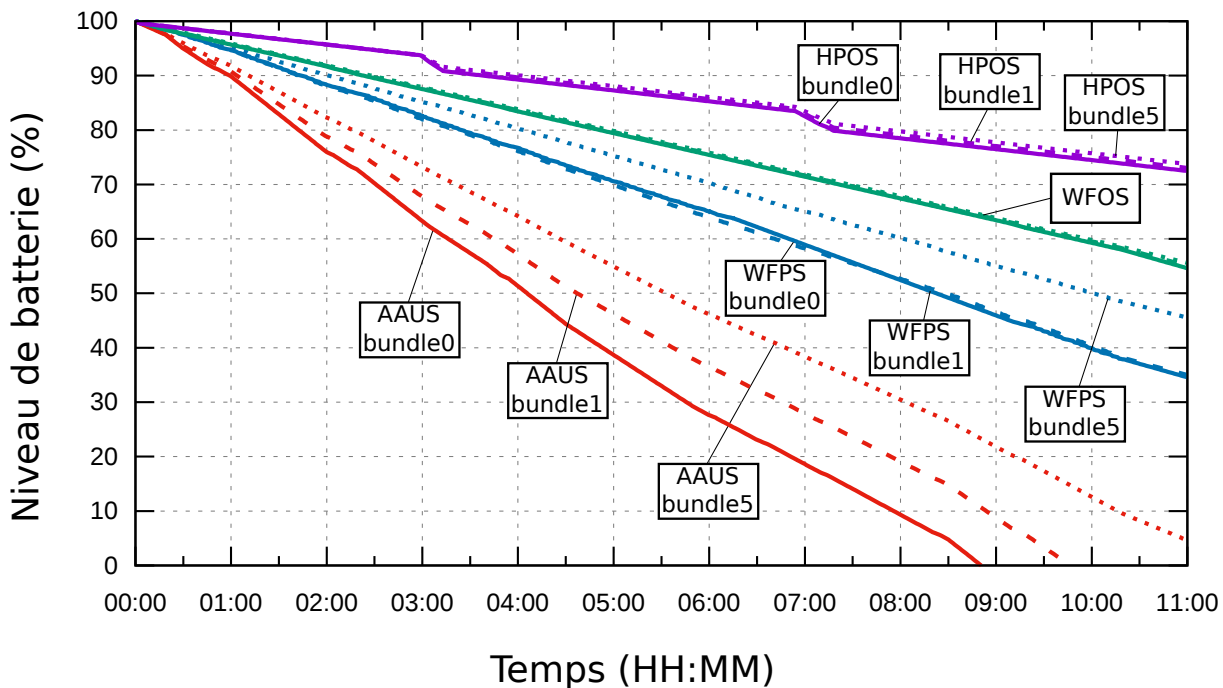
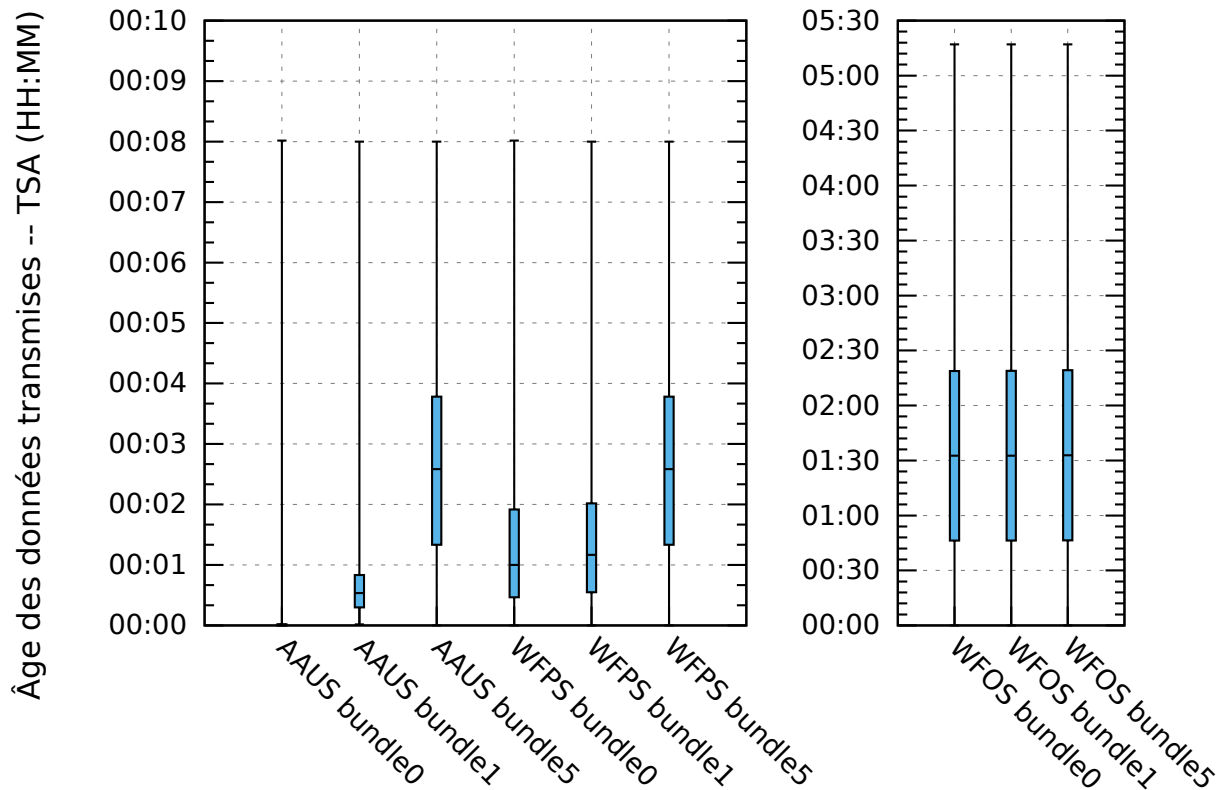


FIGURE 6.5 – Comparaison de l'évolution du niveau de batterie entre les stratégies et selon différents modes de transmission avec le scénario n° 1.

les envoyer en continu) est négligeable. En effet, une fois que la radio Wi-Fi est activée, sa consommation d'énergie est presque similaire, quelle que soit la façon dont elle est utilisée.

Avec la stratégie WFPS, on observe que les modes de transmission `bundle0` et `bundle1` produisent des résultats similaires, tandis que le mode `bundle5` consomme moins d'énergie. C'est la conséquence du délai d'attente de 3 minutes, avant d'activer la radio de téléphonie mobile lorsque la radio Wi-Fi ne parvient plus à transmettre les données. Les modes de transmissions `bundle0` et `bundle1` entraînent des transmissions plus fréquentes que le mode `bundle5`. Ceci a pour effet que les modes `bundle0` et `bundle1` utilisent la radio de téléphonie mobile plus souvent et plus longtemps que le mode `bundle5`.

La figure 6.6 montre l'âge des données lorsqu'elles atteignent le serveur distant. L'âge des données transmises (Transmission data Sample Age, TSA) représente l'intervalle de temps entre la génération des données par un capteur et leur réception sur le serveur. La stratégie HPOS n'est pas prise en compte dans cette figure, car elle ne concerne que les données hautement prioritaires. Pour la stratégie AAUS, le TSA représenté dans cette figure n'inclut pas la période pendant laquelle la batterie est complètement déchargée, et qu'aucune donnée ne peut plus être transmise.



Stratégie et mode de transmission

FIGURE 6.6 – Comparaison de l'âge des données transmises (Transmission data Sample Age, TSA).

On observe que les stratégies AAUS et WFPS présentent des similitudes. Les deux ont une valeur TSA maximale de 8 minutes, ce qui correspond au temps de déconnexion le plus long du scénario, et signifie donc que, grâce à ces stratégies, REGAS a permis l'envoi des données dès qu'un réseau était disponible. En outre, les deux stratégies présentent des valeurs TSA similaires pour le mode de transmission `bundle5` : ce mode de transmission présente un écart-type plus élevé, que les autres valeurs TSA puisque même si un bundle est envoyé dès qu'il est complet, les données les plus anciennes contenues dans ce bundle datent déjà de 5 minutes. En fait, la stratégie AAUS a surtout permis à ce que REGAS déclenche l'envoi des bundles dès qu'ils étaient prêts, de sorte que le TSA n'est limité que par l'âge des données lorsque les bundles sont complets. Néanmoins, la faible latence a un prix, qui est une consommation d'énergie très élevée, comme le montre la figure 6.5. Les excellents résultats du TSA sont à mettre en perspective avec le fait que, avec la stratégie AAUS, l'émulation n'a pas été en mesure de finir le scénario pour les modes `bundle0` et

bundle1 parce que la batterie était totalement déchargée. En revanche, pour l'utilisation par REGAS de la stratégie WFPS nous obtenons des résultats similaires à la stratégie AAUS tout en étant en mesure de compléter le scénario quel que soit le mode de transmission.

La stratégie WFOS présente les valeurs TSA les plus élevées avec un écart-type élevé quel que soit le mode de transmission utilisé. Ces résultats s'expliquent par le fait que cette stratégie consiste essentiellement à attendre passivement la connectivité Wi-Fi, et que, dans ce scénario, la connectivité Wi-Fi est relativement rare (12% sur l'ensemble du scénario) et disponible seulement en début et en fin de scénario.

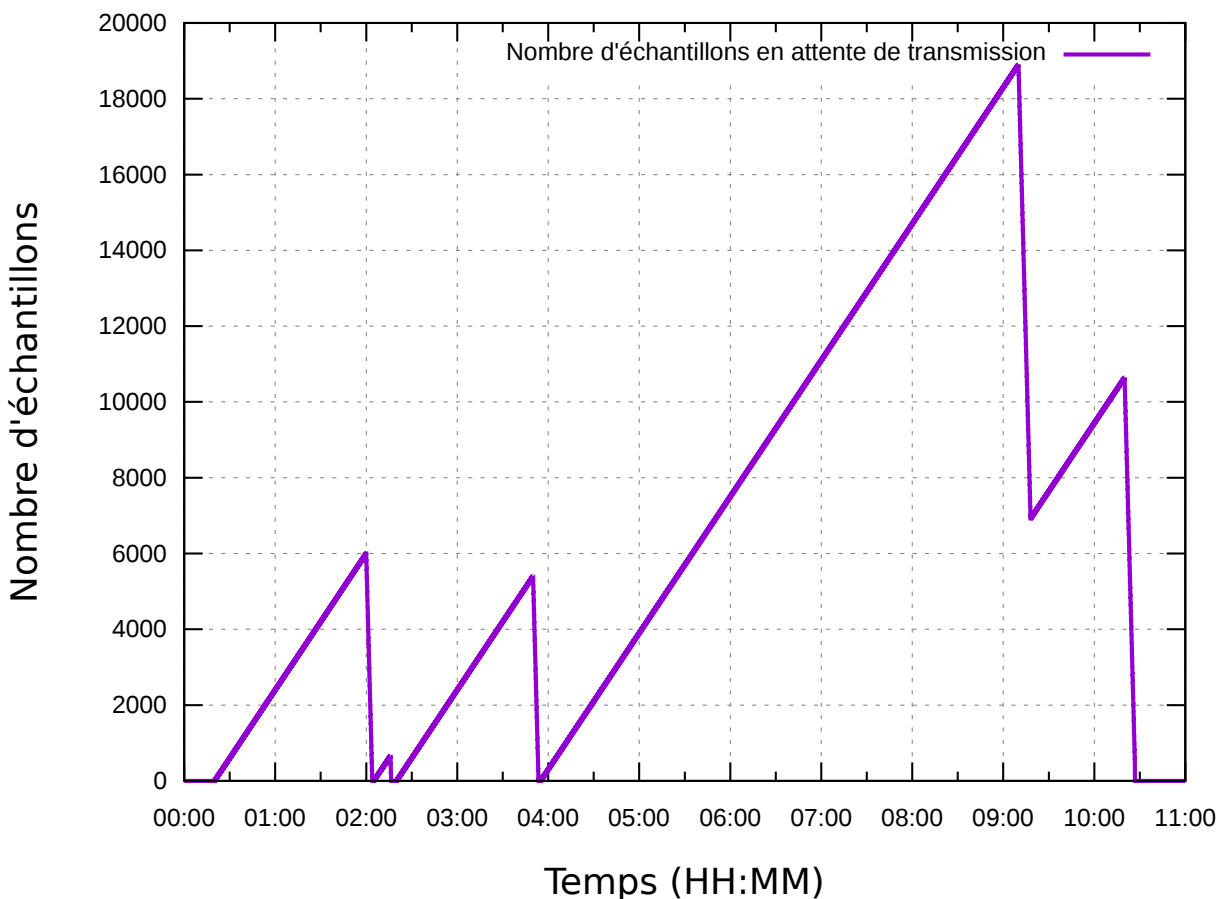


FIGURE 6.7 – Évolution du nombre de données en attente de transmission en utilisant la stratégie WFOS avec le mode de transmission bundle0.

La figure 6.7 montre la quantité de données en attente de transmission en utilisant la stratégie WFOS avec le mode de transmission bundle0 (i.e., une transmission continue). On remarque l'accumulation des données pendant les périodes de déconnexion, avec un

maximum de 19.000 échantillons de données en attente de transmission 9 h 18 après le début du scénario. De plus, à 9 h 20, une déconnexion se produit pendant la transmission des données, ce qui fait que le nombre de données en attente recommence à augmenter. Ceci démontre la capacité à délivrer toutes les données au serveur en utilisant la stratégie WFOS, à condition que la connectivité Wi-Fi soit disponible de temps en temps. Cette stratégie, très économe en énergie, entraîne en contrepartie une latence élevée dans un scénario avec très peu de connectivité Wi-Fi, comme celui considéré ici.

6.4.4 Scénario n°2 : forte concentration de points d'accès Wi-Fi communautaires

Dans ce second scénario, il s'agit cette fois de considérer une forte concentration de points d'accès Wi-Fi communautaires, comme on peut l'observer en centre-ville. Les points d'accès Wi-Fi communautaires permettent d'étendre la couverture réseau de Wi-Fi sur une large surface. Ce scénario nous permet donc d'observer les choix réalisés par REGAS dans cet environnement.

6.4.4.1 Présentation du scénario

La partie connectivité de ce second scénario a également été définie à partir de données de connectivité collectées en situation réelle par un volontaire qui a transporté un smartphone sur une période de 8 heures. La figure 6.8 montre une représentation HIGH-LOW pour chaque technologie réseau rencontrée durant l'enregistrement.

Le volontaire ayant réalisé l'enregistrement s'est déplacé dans un centre-ville où il existe une forte concentration de points d'accès Wi-Fi communautaires. Ces points d'accès Wi-Fi communautaires sont intégrés sur la plupart des box Internet fournies par les principaux FAI français (i.e., Free, Orange, SFR, et Bouygues), ainsi ces points d'accès sont très nombreux dans les zones où la densité de population est importante. Les durées de contact avec ces points d'accès sont souvent courtes, voire très courtes (min : 00 min 05 s ; moy : 01 min 40 s ; max : 10 min 00 s), mais la forte concentration de ces points d'accès en milieu urbain permet tout de même de bénéficier d'une connexion avec un serveur par Wi-Fi de façon quasi-continue. Au total, la connectivité Wi-Fi est disponible pendant 6 h 10 (75.65 % du temps). La connectivité de téléphonie mobile est quant à elle disponible tout au long du scénario grâce à la technologie EDGE, tandis que la technologie HSPA est disponible pendant 7 h 50 (95.92 % du temps) et la technologie LTE 7 h 10 (87.76 %

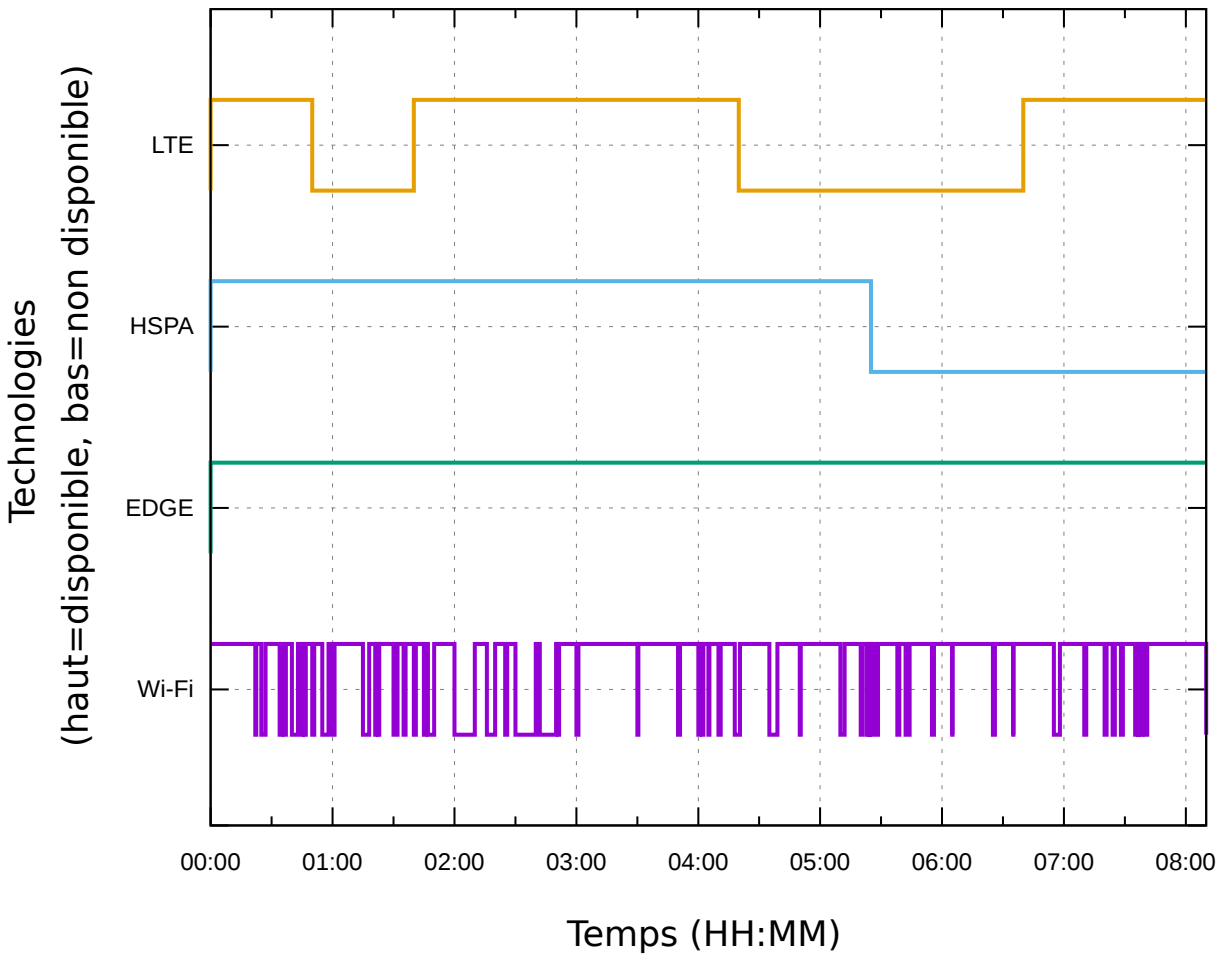


FIGURE 6.8 – Représentation de la connectivité réseau considérée dans le scénario n°2.

du temps). Il n’y a pas de zone blanche dans ce scénario.

La partie applicative est similaire au premier scénario, la batterie est complètement chargée au début du scénario et la production de données est fixée à 25 kbps. Nous avons ajouté un épisode de production de données hautement prioritaires entre 6 h 37 et 6 h 42.

6.4.4.2 Résultats

Tout comme pour le scénario précédent, nous avons utilisé l’outil d’émulation à plusieurs reprises en considérant à chaque fois une combinaison d’un mode de transmission (i.e., `bundle0`, `bundle1` ou `bundle5`) et d’une stratégie adaptative (i.e., AAUS, WFOS, WFPS, HPOS). La figure 6.9 présente l’évolution du niveau de batterie pour chaque émulation.

Ces résultats sont similaires aux résultats obtenus avec le scénario n°1. La stratégie

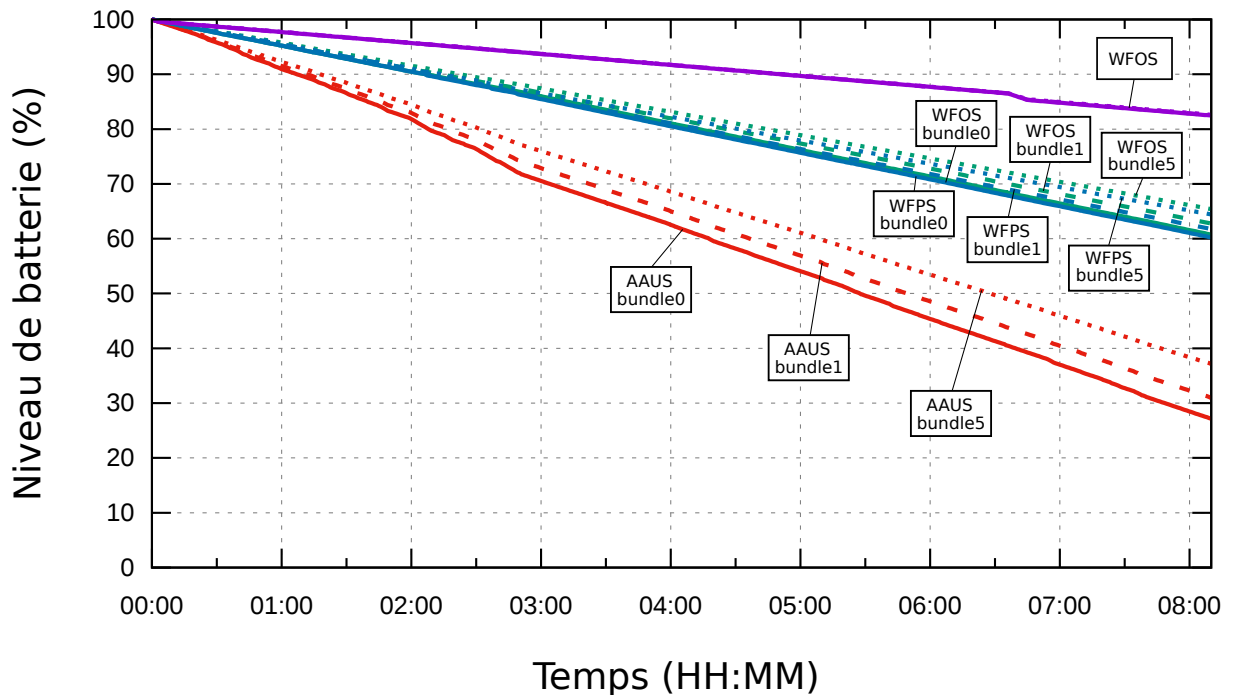


FIGURE 6.9 – Comparaison de l'évolution du niveau de batterie entre les stratégies et selon différents modes de transmission dans le scénario n°2.

AAUS est la moins efficace énergiquement avec un niveau de batterie final entre 28 % (avec le mode `bundle0`) et 38 % (avec le mode `bundle5`). Toutefois, elle parvient cette fois à aller au bout du scénario sans que la batterie soit totalement déchargée, et bien que ce second scénario dure moins longtemps, elle consomme l'énergie de la batterie moins vite que dans le premier scénario. Les stratégies WFOS et WFPS fournissent des résultats similaires avec un niveau de batterie final entre 60 % (avec le mode `bundle0`) et 65 % (avec le mode `bundle5`), et la stratégie HPOS est parfaitement stable avec un niveau de batterie final à 64 %, quel que soit le mode de transmission utilisé.

La figure 6.10 montre la connectivité utilisée avec chaque stratégie dans le scénario n°2. On peut observer la capacité de REGAS à adapter les transmissions selon la stratégie pré-définie, avec des différences majeures selon la stratégie employée. On peut voir que la stratégie WFPS n'utilise les technologies de téléphonie mobile qu'à huit reprises, tandis que la stratégie AAUS oscille en permanence entre les technologies disponibles. La stratégie HPOS utilise la connectivité Wi-Fi à deux reprises pour transmettre exclusivement les données prioritaires.

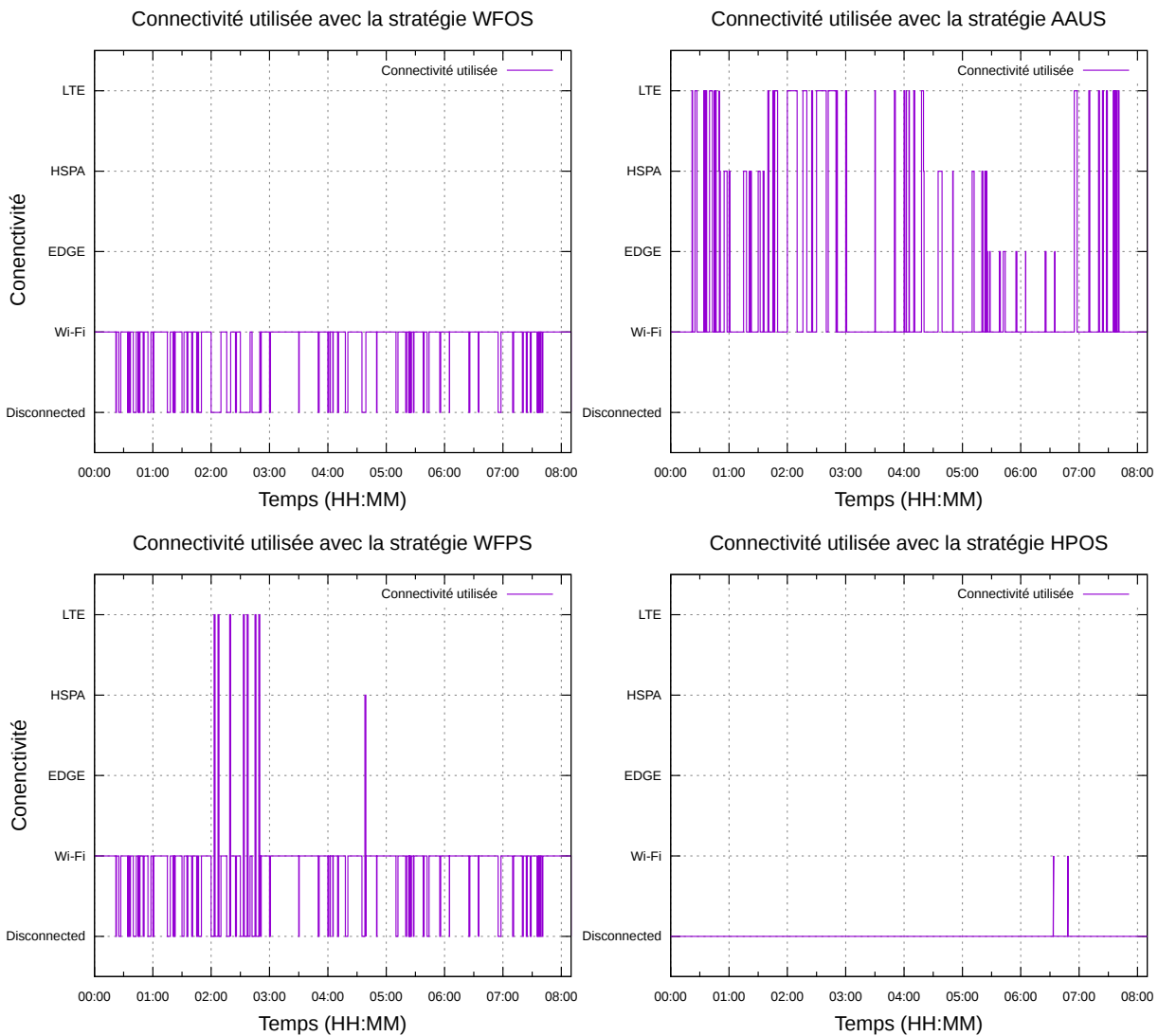


FIGURE 6.10 – Comparaison de la connectivité utilisée dans le scénario n°2 entre les stratégies WFOS, AAUS, et WFPS

6.4.5 Synthèse des résultats

Les résultats de l'émulation de REGAS permettent d'affirmer que la mise en place de stratégies différenciées dans REGAS permet d'influencer de manière notable les transmissions de données, ce qui se solde par des différences marquées en matière de consommation d'énergie (et donc d'autonomie du système tout entier).

L'émulation nous a permis de tester différentes stratégies dans des conditions d'expériences similaires grâce à la capacité de l'émulateur à rejouer un même scénario, ce qui s'avère être un atout précieux pour affiner et évaluer les effets des stratégies.

6.5 Bilan

Dans ce chapitre, nous avons présenté REGAS (REsource manaGer using Adaptive Strategies), un framework conçu spécifiquement pour faciliter le développement d'applications adaptatives. Ce framework permet de définir des stratégies adaptatives afin de modifier le comportement d'une application en fonction d'informations contextuelles de l'équipement de transmission.

REGAS a été développé dans le cadre du projet SHERPAM, dont l'accent est mis sur la surveillance *m-Health*. Cependant, REGAS est suffisamment adaptable pour être utilisé à d'autres fins, par exemple pour la collecte de données adaptatives dans l'IoT ou dans les réseaux de véhicules (VANETs).

Plusieurs stratégies basiques ont été définies afin de démontrer que REGAS peut effectivement appliquer de telles stratégies, et que le choix de l'une ou l'autre stratégie peut avoir un impact significatif sur les délais de transmission et la consommation d'énergie. Des stratégies plus complexes devraient être conçues et expérimentées dans un avenir proche. Des méta-stratégies pourraient par exemple être définies en combinant des stratégies de base et en déterminant comment et quand passer d'une stratégie à l'autre. La détection de mouvement (basée sur le récepteur GPS ou les accéléromètres intégrés) pourrait être utilisée pour désactiver le scan réseau lorsque le smartphone est immobile. En effet, une fois que REGAS a déterminé quels réseaux environnants sont disponibles pour la transmission de données, il n'y a aucun avantage à continuer à chercher d'autres réseaux, sauf si le smartphone se déplace. Les techniques d'apprentissage automatique pourraient également être une approche intéressante pour permettre à REGAS de découvrir des modèles de connectivité réseau récurrents, et ainsi mieux prévoir dans quelles conditions (temporelles et spatiales) les radios du smartphone doivent être allumées ou éteintes.

Un outil d'émulation a été conçu pour évaluer le framework REGAS. Cet outil permet de faire varier plusieurs paramètres afin de fournir un environnement contrôlé pour comparer l'impact de différentes stratégies mises en œuvre avec REGAS sur le système sous-jacent. Deux scénarios ont été considérés : le premier dans un environnement rural incluant des zones blanches, et le second dans un environnement urbain caractérisé par une forte densité de points d'accès Wi-Fi communautaires. Les résultats montrent que REGAS peut être utilisé pour gérer des ressources critiques à grain fin ou pour répondre à des exigences spécifiques au niveau de l'application.

Conclusion

Ce travail de thèse s'est articulé autour de la mise en place de mécanismes d'adaptation pour les applications permettant de suivre l'état de santé d'un patient mobile. Le manuscrit contient deux parties. La première partie est un état de l'art organisé en trois chapitres : un chapitre qui met en évidence le besoin de personnalisation (chapitre 2), un chapitre qui présente les contraintes à prendre en compte dans une plateforme de collecte de données médicales (chapitre 3), et un dernier chapitre qui décrit les méthodes d'adaptation du moyen de transmission pour les équipements mobiles (chapitre 4). La seconde partie de ce manuscrit présente deux contributions principales : un mécanisme de plugins permettant de rendre une application souple et évolutive (chapitre 5), et un framework facilitant la mise en œuvre de stratégies adaptatives pour la transmission de données (chapitre 6).

Pour conclure ce manuscrit, nous allons revenir de façon synthétique sur les deux contributions qui ont été développées précédemment, puis nous présenterons quelques perspectives d'extension de ces travaux.

Rappel des contributions

Un mécanisme de plugins extensible et polyvalent

La première contribution de ce travail de thèse est détaillée dans le chapitre 5, avec la présentation d'une méthode permettant de personnaliser une plateforme de santé mobile selon les besoins. Plus précisément, cette méthode permet de sélectionner les capteurs et les algorithmes de traitement au cas par cas en fonction de la pathologie ciblée. Par exemple pour un patient cardiaque, l'application peut intégrer des capteurs ECG et GPS (pour pouvoir localiser le patient rapidement en cas de problème), et un algorithme de détection d'arythmies cardiaques. Pour un patient souffrant d'une Artériopathie Oblitérante des Membres Inférieurs (AOMI), l'application utilise des capteurs d'accélérométrie et GPS combinés à des algorithmes de traitement permettant de reconnaître et de quantifier son activité physique, avec des métriques propres à sa pathologie.

Cette contribution permet de répondre au problème suivant : comment permettre l'utilisation de capteurs très hétérogènes malgré l'absence de standard ? En effet, la diminution des coûts de développement des capteurs, la miniaturisation de l'électronique, et le développement des technologies de communication sans fil ont favorisé le développement de nombreux capteurs communicants. Toutefois, ces capteurs sont très hétérogènes, aussi

bien de par les données qu'ils sont capables de collecter que par la façon dont ces données peuvent être transmises.

Pour répondre à ce problème, nous avons développé la plateforme SHERPAM, que nous avons rendue totalement personnalisable via l'intégration d'un mécanisme de plugins. Cette approche permet de disposer d'une application de base à laquelle on peut ajouter des fonctionnalités sous forme de plugins. Un plugin peut tout aussi bien être un connecteur assurant l'interfaçage avec un certain type de capteurs, qu'un algorithme de traitement du signal dédié à la détection d'un certain type d'anomalie. Il n'est pas nécessaire de déployer systématiquement tous les plugins, mais plutôt de personnaliser la plateforme selon les besoins de chaque patient. Il s'agit là d'une différence majeure par rapport aux autres projets de la littérature, qui se concentrent généralement sur des cas très spécifiques, sans possibilité d'adapter la plateforme.

La plateforme SHERPAM a été utilisée lors d'une campagne d'expérimentation clinique, qui a mis à contribution 30 participants entre octobre 2018 et juin 2019. Cette étude avait pour but de suivre l'état de santé de trois groupes de participants : des patients cardiaques, des patients souffrant d'AOMI, et un groupe témoin de participants sans pathologie. Chaque patient portait un équipement personnalisé en fonction de sa pathologie grâce au mécanisme de plugins. L'étude a permis de confirmer le bon fonctionnement de la plateforme en conditions réelles, pendant une longue période. Plus de 6 Go de données ont été collectés. Ces données sont aujourd'hui utilisées comme corpus de référence pour la mise en œuvre de nouveaux algorithmes de traitement en temps réel.

REGAS : REsource manaGement with Adaptive Strategies

La seconde contribution de ce travail de thèse est la conception du framework REGAS, qui est présenté dans le chapitre 6. Ce framework a été conçu pour faciliter le développement et l'intégration de stratégies adaptatives, notamment concernant la transmission de données en mobilité. Il permet de collecter des informations contextuelles variées, aussi bien concernant l'état des ressources du système (e.g., niveau de batterie), que des informations de plus haut niveau comme des préférences exprimées au niveau applicatif. À partir de telles informations contextuelles, REGAS évalue un ensemble de règles qui définissent une stratégie, et qui permettent d'adapter en continu le comportement du système ou de l'application.

Avec REGAS, et dans le cas particulier du projet SHERPAM, nous nous sommes intéres-

sés principalement à un cas d'application particulier : la collecte d'informations provenant de patients mobiles. Les appareils utilisés dans ce cas d'application sont en général très contraints en termes de ressources. REGAS permet de prendre en compte à la fois les contraintes matérielles de ces appareils, et les contraintes applicatives. Par exemple, la fréquence de transmission des données peut être diminuée lorsque le niveau de batterie de la passerelle est bas. En revanche, lorsqu'une anomalie de l'état de santé du patient est détectée, les données sont alors transmises en continu.

Le problème qui a motivé la conception de REGAS est que chaque application censée adapter son comportement en fonction d'informations contextuelles doit souvent se charger elle-même de collecter et d'exploiter ces informations. En conséquence, l'intégration d'une fonctionnalité d'adaptation dans une application complexifie son développement et la rend plus difficile à maintenir dans la durée. Nous avons donc souhaité externaliser ce processus pour alléger les applications, et pour encourager la réutilisation des stratégies mises en place entre plusieurs applications. De cette façon, on favorise un découplage clair entre le cœur de l'application et son comportement adaptatif.

REGAS utilise des sondes physiques et logicielles pour collecter des informations contextuelles provenant des ressources, de l'environnement, ou des applications elles-mêmes. Les informations collectées sont stockées dans un registre d'état qui est utilisé par un centre de décision lors de l'examen de règles. Les règles du centre de décision définissent des stratégies qui permettent d'adapter le comportement de l'application ou de l'appareil. Lorsque les conditions d'une règle sont satisfaites, l'action associée à cette règle est déclenchée par le gestionnaire d'actions. Les stratégies que nous avons développées pour REGAS, dans le cadre du projet SHERPAM, se concentrent sur l'adaptation de la transmission des données en mobilité, à savoir quand et comment envoyer les données, puisque les transmissions se sont avérées être une cause importante de consommation d'énergie, et que nous avons observé une grande disparité en termes de consommation d'énergie selon les technologies de transmission utilisées.

La mise en œuvre de REGAS avec une application consiste à développer, ou sélectionner, des règles pour le centre de décision. Le développement d'un adaptateur logiciel spécifique à une application permet par ailleurs d'interfacer plus finement cette application avec REGAS. Cet adaptateur permet d'ajouter de nouveaux types d'information dans le registre d'état, et des actions spécifiques à cette application dans le gestionnaire d'action.

L'évaluation de REGAS a été réalisée avec un émulateur, ce qui permet de disposer d'un environnement totalement contrôlé dans lequel on peut faire varier librement les paramètres afin de comparer l'impact des différentes stratégies mises en œuvre. Deux scénarios avec des environnements différents ont été émulés : un environnement rural dans lequel les réseaux de communication sont variés, mais épars, avec plusieurs zones blanches, et un environnement urbain, avec une forte densité de réseaux Wi-Fi communautaires. Les résultats montrent que REGAS permet de modifier le comportement des applications de façon significative en fonction de stratégies pré-définies, et que l'adaptation de ce comportement a une influence importante sur la consommation des ressources du système sous-jacent.

Perspectives

Ces deux contributions autour de mécanismes d'adaptation pour une plateforme de collecte de données de santé offrent des perspectives variées. Nous avons en retenu quatre pour continuer ce travail de thèse : le développement de nouvelles règles pour REGAS, la gestion de la concurrence entre les règles, l'utilisation de techniques d'apprentissage automatique pour réaliser l'adaptation des transmissions, et enfin la diminution de la dépendance aux infrastructures pré-existantes. Nous avons également retenu deux perspectives en lien avec le projet SHERPAM : l'industrialisation de la plateforme existante, la création d'une communauté autour de ces outils. Les deux dernières perspectives

Développer de nouvelles règles pour REGAS

REGAS peut inclure des règles plus complexes que celles qui sont actuellement mises en œuvre. Nous pensons que des stratégies qui utiliseraient de la fusion de données devraient permettre de réduire encore plus la consommation d'énergie. Par exemple, l'utilisation de données de géo-localisation combinées aux données concernant l'environnement réseau permettraient de définir une règle, telle que « si l'appareil est immobile et qu'aucun réseau n'est disponible, alors les interfaces doivent rester éteintes jusqu'à ce que l'appareil soit de nouveau en mouvement ».

Gérer la concurrence des règles dans REGAS

Le développement de nouvelles règles permettrait aussi de s'intéresser au problème de la concurrence. En effet, plusieurs règles peuvent entrer en concurrence les unes avec les autres. Cette concurrence peut se traduire par des boucles de rétro-action infinies survenant lorsqu'une règle déclenche une action qui annule ou contrecarre l'action d'une autre règle. Pour gérer ce problème, on peut envisager la mise en place d'un mécanisme de priorité entre les règles. On peut aussi développer des outils pour détecter des incompatibilités potentielles en amont de la mise en production, par exemple un outil qui analyse les descripteurs de règles et détecte les règles incompatibles ou susceptibles de se perturber mutuellement. Enfin, une autre approche serait la mise en place de *fail-safe* capable de détecter une incompatibilité entre deux règles pendant le fonctionnement, et qui permettrait de rétablir une stabilité de fonctionnement en désactivant les règles qui posent problème.

Utiliser les techniques d'apprentissage automatique pour l'adaptation des transmissions

Nous pensons que l'utilisation de techniques d'apprentissage automatique pourrait aider à identifier des modèles de connectivité réseau récurrents, et ainsi à mieux déterminer quand et où les interfaces radio du smartphone doivent être allumées et éteintes.

Par exemple, un patient qui travaille se rend généralement sur son lieu de travail tous les jours de la semaine, à la même heure, et en suivant le même trajet. À chaque trajet, la connectivité réseau sera similaire, et on peut envisager une adaptation des transmissions spécifiquement optimisée pour ce trajet et pour ce patient.

L'apprentissage automatique pourrait alors être utilisé de deux façons : pour détecter les motifs récurrents dans les activités quotidiennes des patients, et pour proposer une adaptation des transmissions basée sur l'optimisation des ressources. Cette approche pourrait remplacer le système de règles, ou fonctionner de façon complémentaire à celui-ci. Les adaptations automatiques des transmissions proposées par apprentissage automatique peuvent être analysées pour en déduire des règles plus générales à inclure dans REGAS.

Explorer d'autres méthodes de communication

Les résultats obtenus avec REGAS dans la section 6.4.4 nous encouragent à explorer davantage l'approche Wi-Fi communautaire. La densité de point d'accès Wi-Fi en centre-ville est suffisante pour permettre une connexion quasi continue entre la passerelle et le système d'information de santé. Cependant, la distribution des points d'accès n'est pas uniforme. Ainsi, une utilisation exclusive de cette méthode de communication pourrait ajouter du délai dans la transmission des données, ce qui apparaît comme un problème pour certaines applications médicales. On pourrait envisager des travaux autour de l'introduction de nouveaux objectifs de QoS qui serviraient à limiter le délai d'attente selon les données à envoyer. Ces objectifs de QoS pourraient ensuite être introduits sous forme de règles dans REGAS.

La méthode de communication pair à pair en complément de l'infrastructure pourrait également être utile dans le cas de patients qui se déplacent en groupe. Par exemple, cette méthode pourrait être utile pour suivre l'état de santé de patients dans un groupe de cyclistes. Plutôt que chaque patient communique individuellement ses données au SIS, on pourrait envisager que les passerelles portées par les patients puissent d'abord communiquer entre elles pour agréger les données sur une seule passerelle, qui serait alors en charge des transmissions pour tout le groupe. Cette passerelle serait choisie par un système d'élection, par exemple basé sur l'état des ressources disponibles, et pourrait changer selon l'évolution de l'état des ressources de cette passerelle.

Industrialiser la plateforme SHERPAM

La plateforme SHERPAM dans sa forme actuelle est le résultat de la collaboration de plusieurs équipes de recherche ayant participé à sa conception. Il s'agit d'un prototype de recherche qui a évolué continuellement au cours des cinq années du projet. Le développement a été fait autour de tâches spécifiques, selon le besoin des équipes, avec des fonctionnalités exploratoires qui ont été abandonnées, ou mises en suspens, selon les résultats associés à ces travaux. Il serait préférable de reprendre le développement dans son ensemble pour lui permettre de continuer. Pour cela, nous avons deux recommandations.

La première recommandation est de diviser le développement sur la passerelle en quatre applications distinctes : une application servant d'interface aux patients, une application en charge de la collecte des données et de leur transmission, une application permettant de faire l'adaptation automatique du comportement de la passerelle, et enfin une application

dédiée au déploiement d'algorithmes embarqués. De cette façon, chaque application ne disposerait plus que d'une fonction principale et il deviendrait plus simple de maintenir et réutiliser ces applications.

La seconde recommandation est d'identifier une façon d'intégrer une plateforme de collecte de données de patients dans le système d'information de santé. Il ne faut pas en faire un outil isolé qui n'est pas compatible avec les processus de travail des médecins. Au contraire, il faut identifier un vecteur d'intégration et adapter la plateforme pour qu'elle s'intègre dans l'existant. Ceci devrait encourager les utilisations de la plateforme, et on pourrait ainsi envisager une intégration directe de la plateforme dans des outils existants dédiés au suivi de l'état de santé de patients.

Rassembler une communauté autour de ces outils

La plateforme SHERPAM et le framework REGAS proposent des mécanismes d'adaptation dont l'intérêt est décuplé lorsque les contributions sur ces outils (les plugins pour SHERPAM et les règles pour REGAS) peuvent être partagées, et réutilisées par une large communauté.

La principale perspective pour ces deux contributions est donc de fédérer une communauté aussi large que possible. Cette communauté n'a pas nécessairement de connaissances de programmation. On peut envisager que seule une petite partie de cette communauté développe des plugins et des règles qui pourraient être utilisés par tout le monde. Pour amorcer la création d'une communauté comme celle-ci, il est indispensable de trouver des médecins intéressés par la plateforme qui puissent constituer un premier noyau d'utilisateurs. Ensuite, pour continuer à étendre la communauté, il deviendra nécessaire de mettre en place des outils de partage comme un espace de partage des développements, une procédure simple pour l'ajout d'un développement extérieur, et un espace de discussion pour encourager l'entraide.

Bien que les contributions de SHERPAM et REGAS soient présentées dans un contexte d'utilisation médicale, ces deux outils pourraient être utilisés pour d'autres applications, par exemple la collecte de données dans l'IoT. On pourrait ainsi envisager une communauté plus large qui dirige le développement des outils, quel que soit le cas d'application, puis des communautés plus spécialisées selon le cas d'application.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] E. ATHARI, S. PAPON, and I. ROBERT-BOBÉE, « Quarante Ans d'Évolution de la Démographie Française : le Vieillissement de la Population s'Accélère avec l'Avancée en Âge des Baby-boomers », *Insee Références*, 2019.
- [2] D. PON and A. COURY. (Sep. 27, 2018). Ma Santé 2022, [Online]. Available: https://solidarites-sante.gouv.fr/IMG/pdf/masante2022_rapport_virage_numerique.pdf (visited on 02/12/2020).
- [3] D. K. AHERN, J. M. KRESLAKE, and J. M. PHALEN, « What is eHealth : Perspectives on the Evolution of eHealth Research », *Journal of Medical Internet Research*, vol. 8, no. 1, p. 4, 2006.
- [4] H. A. de SANTÉ. (2016). La e-Santé, [Online]. Available: https://www.has-sante.fr/jcms/c_2056029/en/e-sante (visited on 01/27/2020).
- [5] F. THIESSARD, F. MOUGIN, G. DIALLO, V. JOUHET, C. SEBASTIEN, N. GARCELON, B. CAMPILLO-GIMENEZ, W. JOUINI, J. GROSJEAN, P. MASSARI, N. GRIFFON, M. DUPUCH, F. TAYALATI, E. DUGAS, A. BALVET, N. GRABAR, S. PEREIRA, B. FRANDJI, S. DARMONI, and M. CUGGIA, « RAVEL : Retrieval and Visualization in Electronic Health Records », *Studies in Health Technology and Informatics*, vol. 180, pp. 194–8, Aug. 2012.
- [6] G. MILHAUD and M. LAGRAVE, « Historique de l'Assurance Maladie de sa Création à nos Jours », *Bulletin de l'Académie nationale de médecine*, vol. 194, no. 6, pp. 1123–1136, 2010.
- [7] M. CUGGIA and S. COMBES, « The French Health Data Hub and the German Medical Informatics Initiatives : Two National Projects to Promote Data Sharing in Healthcare », *Yearbook of Medical Informatics*, vol. 28, no. 01, pp. 195–202, 2019.
- [8] R. ISTEPANIAN, S. LAXMINARAYAN, and C. S. PATTICHIS, *m-Health*. Springer, 2006.

-
- [9] J. GUBBI, R. BUYYA, S. MARUSIC, and M. PALANISWAMI, « Internet of Things (IoT) : A Vision, Architectural Elements, and Future Directions », *Future Generation Computer Systems*, vol. 29, no. 7, pp. 1645–1660, 2013.
- [10] G. JOYIA, R. LIAQAT, A. FAROOQ, and S. REHMAN, « Internet of Medical Things (IOMT) : Applications, Benefits and Future Challenges in Healthcare Domain », *Journal of Communications*, vol. 12, no. 4, pp. 240–7, 2017.
- [11] G. GAGLIO and A. MATHIEU-FRITZ, « Les Pratiques Médicales et Soignantes à Distance », *Réseaux*, no. 1, pp. 9–24, 2018.
- [12] R. P. RICCI, A. VICENTINI, A. D’ONOFRIO, A. SAGONE, G. ROVARIS, L. PADELLETTI, L. MORICHELLI, A. FUSCO, S. DE VIVO, L. LOMBARDI, *et al.*, « Economic Analysis of Remote Monitoring of Cardiac Implantable Electronic Devices : Results of the Health Economics Evaluation Registry for Remote Follow-up (TARIFF) Study », *Heart Rhythm*, vol. 14, no. 1, pp. 50–57, 2017.
- [13] M. SWAN, « Health 2050 : The Realization of Personalized Medicine through Crowdsourcing, the Quantified Self, and the Participatory Biocitizen », *Journal of Personalized Medicine*, vol. 2, pp. 93–118, 2012.
- [14] W. N. PRICE and I. G. COHEN, « Privacy in the Age of Medical Big Data », *Nature Medicine*, vol. 25, no. 1, pp. 37–43, 2019.
- [15] M. WEISER, « The Computer for the 21 st Century », *Scientific American*, vol. 265, no. 3, pp. 94–105, 1991.
- [16] M. de la CULTURE. (2017). Rapport Annuel 2017 de la Commission Générale pour l’Enrichissement de la Langue Française, [Online]. Available: https://www.culture.gouv.fr/Media/Thematiques/Langue-francaise-et-langues-de-France/fichiers/publications_dglflf/Rapports/Rapport-annuel-de-la-Commission-d-enrichissement-de-la-langue-francaise-2017 (visited on 03/12/2020).
- [17] M. SWAN, « Emerging Patient-Driven Health Care Models : an Examination of Health Social Networks, Consumer Personalized Medicine and Quantified Self-Tracking », *International Journal of Environmental Research and Public Health*, vol. 6, no. 2, pp. 492–525, 2009.
- [18] A. J. SCHOENFELD, N. J. SEHGAL, and A. AUERBACH, « The Challenges of Mobile Health Regulation », *JAMA Internal Medicine*, vol. 176, no. 5, pp. 704–705, 2016.

-
- [19] L. M. FEEHAN, J. GELDMAN, E. C. SAYRE, C. PARK, A. M. EZZAT, J. Y. YOO, C. B. HAMILTON, and L. C. LI, « Accuracy of Fitbit Devices : Systematic Review and Narrative Syntheses of Quantitative Data », *JMIR mHealth and uHealth*, vol. 6, no. 8, p. 10 527, 2018.
- [20] R HAUX, S KOCH, N. LOVELL, M MARSCHOLLEK, N NAKASHIMA, and K.-H. WOLF, « Health-Enabling and Ambient Assistive Technologies : Past, Present, Future », *Yearbook of Medical Informatics*, vol. 25, no. S 01, S76–S91, 2016.
- [21] V. SHNAYDER, B.-r. CHEN, K. LORINCZ, T. R. F. JONES, and M. WELSH, « Sensor Networks for Medical Care », in *Proceedings of the 3rd international conference on Embedded networked sensor systems*, ACM, 2005, pp. 314–314.
- [22] A. D. WOOD, J. A. STANKOVIC, G. VIRONE, L. SELAVO, Z. HE, Q. CAO, T. DOAN, Y. WU, L. FANG, and R. STOLERU, « Context-Aware Wireless Sensor Networks for Assisted Living and Residential Monitoring », *IEEE Network*, vol. 22, no. 4, pp. 26–33, 2008.
- [23] T. TALEB, D. BOTTAZZI, and N. NASSER, « A Novel Middleware Solution to Improve Ubiquitous Healthcare Systems aided by Affective Information », *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 14, no. 2, pp. 335–349, 2010.
- [24] A. LANATA, G. VALENZA, M. NARDELLI, C. GENTILI, and E. P. SCILINGO, « Complexity Index from a Personalized Wearable Monitoring System for Assessing Remission in Mental Health », *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, pp. 132–139, 2015.
- [25] K MONTGOMERY, C MUNDT, G THONIER, A TELLIER, U UDOH, V BARKER, R RICKS, L GIOVANGRANDI, P DAVIES, Y CAGLE, *et al.*, « Lifeguard : A Personal Physiological Monitor for Extreme Environments », in *The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, IEEE, vol. 1, 2004, pp. 2192–2195.
- [26] H. ALOULOU, M. MOKHTARI, T. TIBERGHIE, J. BISWAS, and P. YAP, « An Adaptable and Flexible Framework for Assistive Living of Cognitively Impaired People », *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 18, no. 1, pp. 353–360, 2013.

-
- [27] D. MARPLES and P. KRIENS, « The Open Services Gateway Initiative : An Introductory Overview », *Communications Magazine, IEEE*, vol. 39, pp. 110–114, Jan. 2002.
- [28] K. BACH, T. SZCZEPANSKI, A. AAMODT, O. E. GUNDERSEN, and P. J. MORK, « Case Representation and Similarity Assessment in the Self-BACK Decision Support System », in *International Conference on Case-Based Reasoning*, Springer, 2016, pp. 32–46.
- [29] P. J. MORK and K. BACH, « A Decision Support System to Enhance Self-Management of Low Back Pain : Protocol for the SelfBACK Project », *JMIR Research Protocols*, vol. 7, no. 7, p. 167, 2018.
- [30] C.-H. LU and L.-C. FU, « Robust Location-aware Activity Recognition Using Wireless Sensor Network in an Attentive Home », *IEEE Transactions on Automation Science and Engineering*, vol. 6, no. 4, pp. 598–609, 2009.
- [31] H. MSHALI, T. LEMLOUMA, and D. MAGONI, « Adaptive Monitoring System for e-Health Smart Homes », *Pervasive and Mobile Computing*, vol. 43, pp. 1–19, 2018.
- [32] H. H. MSHALI, T. LEMLOUMA, and D. MAGONI, « Context-aware Adaptive Framework for e-Health Monitoring », in *2015 IEEE International Conference on Data Science and Data Intensive Systems*, IEEE, 2015, pp. 276–283.
- [33] A. VAN HALTEREN, R. BULTS, K. WAC, D. KONSTANTAS, I. WIDYA, N. DOKOVSKI, G. KOPRINKOV, V. JONES, and R. HERZOG, « Mobile Patient Monitoring : The Mobihealth System », *Information Technology in Healthcare*, vol. 2, no. 5, pp. 365–373, 2004.
- [34] H. KAILANTO, E. HYVARINEN, and J. HYTTINEN, « Mobile ECG Measurement and Analysis System using Mobile Phone as the Base Station », in *2008 Second International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare*, IEEE, 2006, pp. 12–14.
- [35] M. KLEIN, A. MANZOOR, and J. MOLLEE, « Active2Gether : A Personalized m-Health Intervention to Encourage Physical Activity », *Sensors*, vol. 17, no. 6, p. 1436, 2017.

-
- [36] Y. RANJAN, Z. RASHID, C. STEWART, P. CONDE, M. BEGALE, D. VERBEECK, S. BOETTCHE, R. DOBSON, A. FOLARIN, R.-C. CONSORTIUM, *et al.*, « RADAR-Base : Open Source Mobile Health Platform for Collecting, Monitoring, and Analyzing Data Using Sensors, Wearables, and Mobile Devices », *JMIR mHealth and uHealth*, vol. 7, no. 8, p. 11 734, 2019.
- [37] T. GAO, T. MASSEY, L. SELAVO, D. CRAWFORD, B.-r. CHEN, K. LORINCZ, V. SHNAYDER, L. HAUENSTEIN, F. DABIRI, J. JENG, *et al.*, « The Advanced Health and Disaster Aid Network : A Lightweight Wireless Medical System for Triage », *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 1, no. 3, pp. 203–216, 2007.
- [38] D. BENFERHAT, F. GUIDEC, and P. QUINTON, « Cardiac Monitoring of Marathon Runners Using Disruption-Tolerant Wireless Sensors », in *International Conference on Ubiquitous Computing and Ambient Intelligence*, Springer, 2012, pp. 395–402.
- [39] A. BOULEMTAFES, A. RACHEDI, and N. BADACHE, « A study of Mobility Support in Wearable Health Monitoring Systems : Design Framework », in *2015 IEEE/ACS 12th International Conference of Computer Systems and Applications (AICCSA)*, IEEE, 2015, pp. 1–8.
- [40] L. Q. du NET. (Apr. 8, 2020). La Crise Sanitaire ne Justifie pas d’Imposer les Technologies de Surveillance, [Online]. Available: <https://www.laquadrature.net/2020/04/08/la-crise-sanitaire-ne-justifie-pas-dimposer-les-technologies-de-surveillance/> (visited on 04/14/2020).
- [41] C. TRONCOSO, M. PAYER, J.-P. HUBAUX, M. SALATHÉ, J. LARUS, E. BUGNION, W. LUEKS, T. STADLER, A. PYRGELIS, D. ANTONIOLI, L. BARMAN, S. CHATEL, K. PATERSON, S. CAPKUN, D. BASIN, D. JACKSON, B. PRENEEL, N. SMART, D. SINGELEEE, A. ABIDIN, S. GUERSES, M. VEALE, C. CREMERS, R. BINNS, and T. WIEGAND, « White Papier : Decentralized Privacy-Preserving Proximity Tracing », Tech. Rep., 2020, p. 21.
- [42] V. M. JONES, H. MEI, T BROENS, I. WIDYA, and J PEUSCHER, « Context Aware Body Area Networks for Telemedicine », in *Pacific-Rim Conference on Multimedia*, Springer, 2007, pp. 590–599.
- [43] A. SIDDIQUI, O. KOCH, A. RABIE, and U. HANDMANN, « Personalized and Adaptable M-Health Architecture », in *Wireless Mobile Communication and Healthcare (Mobihealth), 2014 EAI 4th International Conference on*, IEEE, 2014, pp. 381–384.

-
- [44] D. FERREIRA, V. KOSTAKOS, and A. K. DEY, « AWARE : Mobile Context Instrumentation Framework », *Frontiers in ICT*, vol. 2, p. 6, 2015.
- [45] B. CHEN and D. POMPILI, « Transmission of Patient Vital Signs Using Wireless Body Area Networks », *MONET*, vol. 16, no. 6, pp. 663–682, 2011.
- [46] D. DIAS and J. PAULO SILVA CUNHA, « Wearable Health Devices for Vital Sign Monitoring, Systems and Technologies », *Sensors*, vol. 18, no. 8, p. 2414, 2018.
- [47] GARMIN. (2020). Bracelet connecté Garmin, [Online]. Available: <https://www.garmin.com/> (visited on 02/10/2020).
- [48] POLAR. (2020). Bracelet connecté Polar, [Online]. Available: <https://www.polar.com/> (visited on 02/10/2020).
- [49] H. KARAMAKI, S. LAHTINEN, and P. TUOMINEN, « Emerging Brand Meanings in Wearable Sports Technology : A Case Study on Suunto Sports Watches », in *Eurasian Business Perspectives*, Springer, 2019, pp. 371–387.
- [50] QUS. (2020). T-Shirt connecté Qus, [Online]. Available: <https://www.qus-sports.com/> (visited on 02/10/2020).
- [51] CARV. (2020). Skis connectés Carv, [Online]. Available: <https://getcarv.com/> (visited on 02/10/2020).
- [52] A. BURNS, B. R. GREENE, M. J. MCGRATH, T. J. O’SHEA, B. KURIS, S. M. AYER, F. STROIESCU, and V. CIONCA, « SHIMMER™ : A Wireless Sensor Platform for Noninvasive Biomedical Research », *IEEE Sensors Journal*, vol. 10, no. 9, pp. 1527–1534, 2010.
- [53] J.-H. KIM, R ROBERGE, J. POWELL, A. SHAFER, and W. J. WILLIAMS, « Measurement Accuracy of Heart Rate and Respiratory Rate During Graded Exercise and Sustained Exercise in the Heat Using the Zephyr BioHarness™ », *International Journal of Sports Medicine*, vol. 34, no. 06, pp. 497–501, 2013.
- [54] N. HANNE-PAPARO and J. KELLERMANN, « Long-term Holter ECG Monitoring of Athletes. », *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol. 13, no. 5, pp. 294–298, 1981.
- [55] F. DEMIRCIK, S. RAMLJAK, I. HERMANN, A. PFÜTZNER, and A. PFÜTZNER, « Evaluation of Hematocrit Interference with MyStar Extra and Seven Competitive Devices », *Journal of Diabetes Science and Technology*, vol. 9, no. 2, pp. 262–267, 2014.

-
- [56] M. FOKKERT, P. VAN DIJK, M. EDENS, S. ABBES, D. DE JONG, R. SLINGERLAND, and H. BILO, « Performance of the FreeStyle Libre Flash Glucose Monitoring System in Patients with Type 1 and 2 Diabetes Mellitus », *BMJ Open Diabetes Research and Care*, vol. 5, no. 1, p. 000 320, 2017.
- [57] J. ARENDS, R. D. THIJS, T. GUTTER, C. UNGUREANU, P. CLUITMANS, J. VAN DIJK, J. van ANDEL, F. TAN, A. de WEERD, B. VLEDDER, *et al.*, « Multimodal Nocturnal Seizure Detection in a Residential Care Setting : A Long-term Prospective Trial », *Neurology*, vol. 91, no. 21, 2018.
- [58] DOMVEIL. (2020). Détection de Chute avec Detect+ de Domveil, [Online]. Available: <https://www.ea-lateleassistance.com/detecteur-de-chute> (visited on 02/10/2020).
- [59] H. GJORESKI, J. BIZJAK, and M. GAMS, « Using Smartwatch as Telecare and Fall Detection Device », in *2016 12th International Conference on Intelligent Environments (IE)*, IEEE, 2016, pp. 242–245.
- [60] QSTARZ. (2020). Capteur GPS Qstarz, [Online]. Available: <http://www.qstarz.com/> (visited on 02/10/2020).
- [61] J. C. HAARTSEN, « The Bluetooth Radio System », *IEEE personal communications*, vol. 7, no. 1, pp. 28–36, 2000.
- [62] I. 11073-00103-2015, *Health informatics-Personal health device communication Part 00103 : Overview*, 2015.
- [63] GARMIN. (2020). Site officiel de ANT, [Online]. Available: <https://www.thisisant.com/> (visited on 02/11/2020).
- [64] S. SAFARIC and K. MALARIC, « ZigBee Wireless Standard », in *ELMAR 2006*, IEEE, 2006, pp. 259–262.
- [65] H. J. LEE, S. H. LEE, K.-S. HA, H. C. JANG, W.-Y. CHUNG, J. Y. KIM, Y.-S. CHANG, and D. H. YOO, « Ubiquitous Healthcare Service Using ZigBee and Mobile Phone for Elderly Patients », *International Journal of Medical Informatics*, vol. 78, no. 3, pp. 193–198, 2009.
- [66] B. E. BUTHELEZI, M. MPHAHLELE, D. DUPLESSIS, S. MASWIKANENG, and T. MATHONSI, « ZigBee Healthcare Monitoring System for Ambient Assisted Living Environments », *International Journal of Communication Networks and Information Security*, vol. 11, no. 1, pp. 85–92, 2019.

-
- [67] W.-F. ALLIANCE. (2020). Site officiel de la Wi-Fi Alliance, [Online]. Available: <https://www.wi-fi.org/> (visited on 02/11/2020).
- [68] G. CASTIGNANI, L. LOISEAU, and N. MONTAVONT, « An Evaluation of IEEE 802.11 Community Networks Deployments », in *The International Conference on Information Networking 2011 (ICOIN2011)*, IEEE, 2011, pp. 498–503.
- [69] ARCEP. (2019). Allocation des Bandes de Fréquence pour les Opérateurs de Téléphonie Mobile en France, [Online]. Available: <https://www.arcep.fr/fileadmin/cru-1580724346/reprise/dossiers/frequences/attributions-frequences-operateurs-mobiles-metropole-sept2019.pdf> (visited on 02/11/2020).
- [70] J. CARVALHO SILVA, J. J. RODRIGUES, A. M. ALBERTI, P. SOLIC, and A. L. AQUINO, « LoRaWAN : A Low Power WAN Protocol for Internet of Things – Review and Opportunities », in *2017 2nd International Multidisciplinary Conference on Computer and Energy Science (SpliTech)*, IEEE, 2017, pp. 1–6.
- [71] A. LAVRIC, A. I. PETRARIU, and V. POPA, « Long Range Sigfox Communication Protocol Scalability Analysis Under Large-scale, High-density Conditions », *IEEE Access*, vol. 7, pp. 35 816–35 825, 2019.
- [72] J. PETÄJÄJÄRVI, K. MIKHAYLOV, R. YASMIN, M. HÄMÄLÄINEN, and J. IINATTI, « Evaluation of LoRa LPWAN Technology for Indoor Remote Health and Well-being Monitoring », *International Journal of Wireless Information Networks*, vol. 24, no. 2, pp. 153–165, 2017.
- [73] A. PATHAK, Y. C. HU, and M. ZHANG, « Where is the Energy Spent Inside My App? Fine Grained Energy Accounting on Smartphones with Eprof », in *Proceedings of the 7th ACM European Conference on Computer Systems*, ACM, 2012, pp. 29–42.
- [74] J. HUANG, F. QIAN, A. GERBER, Z. M. MAO, S. SEN, and O. SPATSCHECK, « A Close Examination of Performance and Power Characteristics of 4G LTE Networks », in *Proceedings of the 10th International Conference on Mobile Systems, Applications, and Services*, ACM, 2012, pp. 225–238.
- [75] H. HOLMA and A. TOSKALA, *WCDMA for UMTS : Radio Access for Third Generation Mobile Communications*. john wiley & sons, 2005.
- [76] E. DAHLMAN, S. PARKVALL, and J. SKOLD, *4G : LTE/LTE-advanced for Mobile Broadband*. Academic press, 2013.

-
- [77] I. GRIGORIK, *High Performance Browser Networking : What Every Web Developer Should Know about Networking and Web performance*. O'Reilly Media, 2013.
- [78] ANDROID. (2020). App Optimization for Doze, [Online]. Available: <https://developer.android.com/training/monitoring-device-state/doze-standby> (visited on 03/03/2020).
- [79] —, (2020). Doze Improvement, [Online]. Available: <https://developer.android.com/about/versions/nougat/android-7.0> (visited on 03/03/2020).
- [80] —, (2020). Power Management Optimization in Android 9, [Online]. Available: <https://developer.android.com/about/versions/pie/power> (visited on 03/03/2020).
- [81] —, (2020). Low Latency Optimization for Wi-Fi, [Online]. Available: <https://developer.android.com/about/versions/10/highlights#connectivity> (visited on 03/03/2020).
- [82] L. ZOU, A. JAVED, and G.-M. MUNTEAN, « Smart Mobile Device Power Consumption Measurement for Video Streaming in Wireless Environments : WiFi vs. LTE », in *2017 IEEE International Symposium on Broadband Multimedia Systems and Broadcasting (BMSB)*, IEEE, 2017, pp. 1–6.
- [83] K. LEE, J. LEE, Y. YI, I. RHEE, and S. CHONG, « Mobile Data Offloading : How Much Can WiFi Deliver ? », *IEEE/ACM Transactions on Networking*, vol. 21, no. 2, pp. 536–550, 2012.
- [84] G. CASTIGNANI, A. BLANC, A. LAMPROPULOS, and N. MONTAVONT, « Urban 802.11 Community Networks for Mobile Users : Current Deployments and Perspectives », *Mobile Networks and Applications*, vol. 17, no. 6, pp. 796–807, 2012.
- [85] M. KASSAR, B. KERVELLA, and G. PUJOLLE, « An Overview of Vertical Handover Decision Strategies in Heterogeneous Wireless Networks », *Computer communications*, vol. 31, no. 10, pp. 2607–2620, 2008.
- [86] C. PAASCH and O. BONAVENTURE, « Multipath TCP », *Communications of the ACM*, vol. 57, no. 4, pp. 51–57, 2014.
- [87] J. ANDREWS, S. SHAKKOTAI, R. HEATH, N. JINDAL, M. HAENGGI, R. BERRY, D. GUO, M. NEELY, S. WEBER, S. JAFAR, *et al.*, « Rethinking Information Theory for Mobile Ad Hoc Networks », *IEEE Communications Magazine*, vol. 46, no. 12, pp. 94–101, 2008.

-
- [88] S. HAKOLA, T. CHEN, J. LEHTOMAKI, and T. KOSKELA, « Device-to-device (D2D) Communication in Cellular Network-performance Analysis of Optimum and Practical Communication Mode Selection », in *2010 IEEE Wireless Communication and Networking Conference*, IEEE, 2010, pp. 1–6.
- [89] A. K. DEY, « Providing Architectural Support for Building Context-Aware Applications », PhD thesis, 2000.
- [90] P. KAKRIA, N. TRIPATHI, and P. KITIPAWANG, « A Real-Time Health Monitoring System for Remote Cardiac Patients using Smartphone and Wearable Sensors », *International Journal of Telemedicine and Applications*, p. 8, 2015.
- [91] M. ESPOSITO, A. MINUTOLO, R. MEGNA, M. FORASTIERE, M. MAGLIULO, and G. DE PIETRO, « A Smart Mobile, Self-Configuring, Context-Aware Architecture for Personal Health Monitoring », *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, vol. 67, pp. 136–156, 2018.
- [92] I. MIRALLES and C. GRANELL, « Considerations for Designing Context-Aware Mobile Apps for Mental Health Interventions », *International Journal of Environmental Research and Public Health*, vol. 16, no. 7, p. 1197, 2019.
- [93] J. SANTOS, J. J. RODRIGUES, B. M. SILVA, J. CASAL, K. SALEEM, and V. DENISOV, « An IoT-Based Mobile Gateway for Intelligent Personal Assistants on Mobile Health Environments », *Journal of Network and Computer Applications*, vol. 71, pp. 194–204, 2016.
- [94] R. KALYANARAMAN, Y. XIAO, and A. YLÄ-JÄÄSKI, « Network Prediction for Energy-Aware Transmission in Mobile Applications », *International Journal on Advances in Telecommunications*, 2010.
- [95] P. PAWAR, B.-J. VAN BELJNUM, K. WAC, H. HERMENS, and D. KONSTANTAS, « Towards Location Based QoS-aware Network Selection Mechanism for the Nomadic Mobile Services », in *IEEE Consumer Communications and Networking Conference*, IEEE, 2009, pp. 1–5.
- [96] P. WEST, R. GIORDANO, M. VAN KLEEK, and N. SHADBOLT, « The Quantified Patient in the Doctor’s Office : Challenges & Opportunities », in *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems 2016*, ACM, 2016, pp. 3066–3078.

-
- [97] C. of EUROPEAN UNION, *Council Regulation (EU) no 279/2016*, <https://eur-lex.europa.eu/legal-content/FR/TXT/HTML/?uri=CELEX:32016R0679>, 2016.
- [98] C. TILL, « Exercise as Labour : Quantified Self and the Transformation of Exercise into Labour », *Societies*, vol. 4, no. 3, pp. 446–462, 2014.
- [99] J. DAEMEN and V. RIJMEN, *The Design of Rijndael : AES – the Advanced Encryption Standard*. Springer Science & Business Media, 2013.
- [100] H. A. RAHMAN, « Multi-Sensor Based Activity Recognition Development and Validation in Real-Life context », PhD thesis, 2017.
- [101] P. BELLAVISTA, A. CORRADI, M. FANELLI, and L. FOSCHINI, « A Survey of Context Data Distribution for Mobile Ubiquitous Systems », *ACM Computing Surveys (CSUR)*, vol. 44, no. 4, p. 24, 2012.
- [102] N. WIRTH, « Extended Backus-Naur Form (eBNF) », *ISO/IEC*, vol. 14977, no. 2996, 1996.

TABLE DES FIGURES

2.1	Vue d'ensemble des composants d'une plateforme de collecte de données biophysiques.	19
2.2	Aperçu des éléments de la plateforme de collecte de données de santé qui composent le dispositif du patient.	21
2.3	Aperçu des éléments de la plateforme de collecte de données de santé déployés dans le Système d'Information de Santé (SIS).	22
3.1	Les différents usages des données de santé, d'après une classification proposé dans [46].	34
3.2	Les couches du standard IEEE 11073-00103 [62].	37
3.3	Représentation de l'allocation des fréquences dans une structure de réseau cellulaire.	41
3.4	Caractéristiques en termes de portée et de débit de transmission des technologies de communication sans fil	44
3.5	Caractéristiques en termes de consommation d'énergie et de débit de transmission des technologies de communication sans fil	44
4.1	Puissances consommées par les technologies Wi-Fi, 3G, et 4G (mesures réalisées sur un smartphone LTE) [74].	49
4.2	Puissances consommées par les technologies Wi-Fi, 3G, et 4G en émission et réception de données [74].	50
4.3	Machine à états d'une interface radio pour des communications via les réseaux de téléphonie mobile 4G [77].	52
4.4	Illustration de l'utilisation de PSM pour un équipement muni d'une interface Wi-Fi	53
4.5	Processus de gestion du Handover [85].	56
5.1	Architecture logique des composants de la plateforme SHERPAM.	67
5.2	Architecture du mécanisme de plugins.	72
5.3	Processus de génération d'une interface personnalisée	75

5.4	Durée de l'expérimentation pour chaque participant.	79
5.5	Nombre de sessions réalisées pour chaque participant.	79
5.6	Volume de données générées pour chaque participant.	80
5.7	Nombre d'échantillons de données collectées pour chaque participant. . . .	81
5.8	Nombre moyen d'échantillons de données par bundles pour chaque partici- pant.	81
5.9	Durée des sessions pour les participants ayant utilisé le kit d'expérimenta- tion plus de cinq sessions.	82
6.1	Aperçu du fonctionnement de REGAS	91
6.2	Architecture logicielle du framework REGAS.	92
6.3	Fonctionnement de REGAS avec l'émulateur.	101
6.4	Représentation HIGH-LOW de la connectivité réseau considérée dans le scé- nario n°1.	107
6.5	Comparaison de l'évolution du niveau de batterie entre les stratégies et selon différents modes de transmission avec le scénario n° 1.	108
6.6	Comparaison de l'âge des données transmises (Transmission data Sample Age, TSA).	109
6.7	Évolution du nombre de données en attente de transmission en utilisant la stratégie WFOS avec le mode de transmission <code>bundle0</code>	110
6.8	Représentation de la connectivité réseau considérée dans le scénario n°2. .	112
6.9	Comparaison de l'évolution du niveau de batterie entre les stratégies et selon différents modes de transmission dans le scénario n°2.	113
6.10	Comparaison de la connectivité utilisée dans le scénario n°2 entre les stra- tégies WFOS, AAUS, et WFPS	114

LISTE DES TABLEAUX

3.1	Synthèse des fréquences de génération de données et des débits de transmission qui en résultent pour plusieurs catégories de capteurs biophysiques [45].	33
5.1	Mise en relation des besoins d'une plateforme de collecte de données médicales provenant de patients mobiles et des caractéristiques de la plateforme SHERPAM	68
5.2	Tableau récapitulatif des connecteurs implémentés pour la plateforme SHERPAM.	76
6.1	Durée de fonctionnement du smartphone pour passer de 100 % à 20 % de niveau batterie selon les différents mode de fonctionnement testés.	88
6.2	Grammaire en notation eBNF qui est utilisée pour la description du contenu du registre d'état.	96
6.3	Grammaire en notation eBNF qui est utilisée pour la description du contenu du référentiel de règles.	99
6.4	Grammaire en notation eBNF qui est utilisée pour la description du contenu du référentiel d'actons.	100
A.1	Résultats de l'expérimentation clinique réalisée avec la plateforme SHERPAM entre 2018 et 2019	139
B.1	Statistiques détaillées de plusieurs patients ayant participé à l'expérimentation clinique réalisée avec la plateforme SHERPAM entre 2018 et 2019	140

Annexe A

Résultats de l'expérimentation clinique réalisée avec la plateforme SHERPAM entre 2018 et 2019

N°	subject id	exp. date start	exp. date end	exp. du- ration (days)	nb ses- sions	data gen. (MB)	data gen. per session (MB)	nb bundles	nb samples (k)	samples bundles	per
1	v_003cm	2018-10-17	2018-11-07	22	17	628	36.9	17900	27800	1553	
2	v_005th	2018-11-15	2018-12-04	20	6	218	36.3	7700	8747	1136	
3	v_002cd	2018-12-11	2018-12-16	6	3	16	5.3	555	6100	10991	
4	v_006jr	2018-12-13	2019-01-02	21	13	970	74.6	28770	44307	1540	
5	v_010hc	2018-12-13	2018-12-22	10	2	120	60.0	3450	5625	1630	
6	p_025bl	2018-10-19	2018-11-08	21	14	349	25.0	10450	15208	1455	
7	p_018hj	2018-10-19	2018-11-05	18	9	167	19.0	4230	7781	1839	
8	p_020gr	2018-11-14	2018-12-04	21	9	314	35.0	9246	13133	1420	
9	p_028pa	2018-11-14	2018-12-05	22	9	212	24.0	6352	8979	1414	
10	p_019gh	2018-12-11	2018-12-30	20	15	498	33.0	16250	19830	1220	
11	p_006jr	2018-12-13	2018-12-13	1	1	0.8	1.0	24	29	1208	
12	p_007pl	2019-02-06	2019-02-13	8	7	57	8.0	1062	3006	2831	
13	p_013cb	2019-02-07	2019-02-28	22	8	100	13.0	2372	4838	2040	
14	p_017tj	2019-03-07	2019-03-26	20	7	98	14.0	2964	3970	1339	
15	p_027dm	2019-03-07	2019-03-28	22	17	589	35.0	17069	26280	1540	
16	p_014ky	2019-04-24	2019-04-30	7	7	234	33.0	5959	11174	1875	
17	p_001cj	2019-05-22	2019-05-26	5	2	38	19.0	1142	1641	1437	
18	s_016jr	2019-02-06	2019-02-19	14	10	378	37.8	11223	16452	1466	
19	s_008hf	2019-02-07	2019-02-15	9	4	94	23.5	2839	4005	1411	
20	s_004sm	2019-03-07	2019-03-10	4	2	60	30.0	2300	2273	988	
21	aomi_029	2019-01-17	2019-02-07	22	7	25	3.6	1692	67	40	
22	aomi_030	2019-02-14	2019-02-19	6	2	4.5	2.3	284	11	39	
23	aomi_035lj	2019-06-07	2019-07-19	43	7	39	5.6	2503	110	44	
24	AOMI039_BJ	2019-06-27	2019-07-24	28	9	40	4.4	2688	117	44	
25	aomi_041yo	2019-09-27	2019-10-21	25	9	37	4.1	2303	107	46	
26	aomi4_023fj	2019-03-21	2019-04-12	23	8	32.2	4.0	2121	84	40	
27	aomi_036bd	2019-06-05	2019-07-03	29	8	66	8.3	2782	547	197	
28	aomi037ph	2019-09-27	2019-10-20	24	7	26.3	3.8	462	18	39	
29	aomi044ab	2019-10-17	2019-11-12	27	6	32	5.3	2034	90	44	
30	aomi_32	2019-03-20	2019-06-06	79	10	107	10.7	7174	286	40	
31	AOMI037_HP	2019-06-21	2019-06-21	1	1	1	1.0				
32	aomi_31										
33	p_007lp	2019-02-14	2019-02-17	4	2	16	8.0	1320	53	40	
			Min	1.00	1.00	0.80	1.00	24.00	11	39	
			Max	79.00	17.00	970.00	74.62	28770	44307	10991	
			Avg	18.88	7.44	173.96	19.52	5717	7505	1321	
			Stdev	14.66	4.43	225.44	17.91	6578	10379	1958	

TABLE A.1: Résultats de l'expérimentation clinique réalisée avec la plateforme SHERPAM entre 2018 et 2019

Annexe B

Statistiques détaillées de plusieurs patients ayant participé à l'expérimentation clinique réalisée avec la plateforme SHERPAM entre 2018 et 2019

id	142	144	145	147	148	149	151	154	159	160	161
subject_id	v_003cm	p_025bl	p_018hj	p_020gr	p_028pa	v_005th	p_019gh	v_006jr	p_007pl	s_016jr	p_013cb
volume (MB)	628	349	167	314	212	218	498	970	57	378	100
nof_samples (M)	27	15	7,7	13	8,9	8,7	19	5,6	3	16	4,8
nof_bundles	17981	10454	4230	9246	6352	7692	16253	28771	1062	11223	2372
Duration by session (s)											
1	16431	776	66624	8337	677	8693	6882	2871	1354	2730	2662
2	9319	491	2113	10275	3959	5963	4186	12136	30552	2436	2764
3	6556	27725	2818	8934	8149	6469	2087	4720	11829	1626	2571
4	11777	566	2757		486	12356	406	7282	848	31254	2196
5	8143	5251	4298		2982		25921	13370	2220	610	2428
6	3602	487	2716		22044		961	3564	1241	2531	2416
7	2441	4552			2902		896	7778		4136	2479
8	11746	20864			2794		4981	21493		4720	4113
9	3011	1576					2522	13372			
10	2676	4384					11934	4203			
11	9375	5534					1777	6944			
12	6807						2287	14717			
13	12209						2045	27892			
14	16853						1262	14887			
15	2603						5493	7598			
16	12169						5124				
17	6488						24406				
18	14055						2002				
19							2677				
20							11008				
21							4090				
Q1	01 :12 :04	00 :11 :11	00 :45 :26	02 :23 :56	00 :37 :45	01 :45 :43	00 :33 :22	01 :37 :12	00 :21 :09	00 :37 :14	00 :40 :25
MIN	00 :40 :41	00 :08 :07	00 :35 :13	02 :18 :57	00 :08 :06	01 :39 :23	00 :06 :46	00 :47 :51	00 :14 :08	00 :10 :10	00 :36 :36
MAX	04 :40 :53	07 :42 :05	18 :30 :24	02 :51 :15	06 :07 :24	03 :25 :56	07 :12 :01	07 :44 :52	08 :29 :12	08 :40 :54	01 :08 :33
Q3	03 :21 :11	01 :29 :53	01 :05 :28	02 :40 :05	01 :23 :27	02 :40 :09	01 :31 :33	03 :54 :05	02 :37 :07	01 :11 :22	00 :44 :48
MED	02 :25 :31	01 :13 :04	00 :46 :28	02 :28 :54	00 :49 :02	02 :06 :21	00 :44 :37	02 :09 :38	00 :29 :47	00 :43 :51	00 :42 :05
Session moy	02 :24 :41	01 :49 :24	03 :45 :54	02 :33 :02	01 :31 :39	02 :19 :30	01 :37 :35	03 :00 :55	02 :13 :27	01 :44 :15	00 :45 :04
Total	19 :24 :21	20 :03 :26	22 :35 :26	07 :39 :06	12 :13 :13	09 :18 :01	10 :09 :07	21 :13 :47	13 :20 :44	13 :54 :03	06 :00 :29
nb_session	18	11	6	3	8	4	21	15	6	8	8
nb_samples per hour (k)	14468,1	17400,2	7392,5	41036,8	17348,2	23440,2	14581,9	21446,1	4271,1	27192,6	16644,3

TABLE B.1: Statistiques détaillées de plusieurs patients ayant participé à l'expérimentation clinique réalisée avec la plateforme SHERPAM entre 2018 et 2019

Titre : Plateforme adaptative pour le suivi de l'état de santé de patients mobiles

Mot clés : santé mobile, santé connectée, application contextuelle, système intergiciel, collecte de données, transmission adaptative

Résumé : La combinaison de capteurs portables et de technologies de transmission sans fil offre des perspectives intéressantes pour les applications de santé mobile. Avec de telles applications, l'état de santé d'un patient fragile peut être suivi en continu, alors même que ce patient continue de vaquer à ses occupations habituelles plutôt que d'être confiné à domicile ou dans un hôpital.

Le développement d'applications pleinement opérationnelles pour ce type de suivi demeure toutefois un défi, d'une part parce que toutes les pathologies ne nécessitent pas les mêmes capteurs ni le même traitement des données collectées, d'autre part parce que la mobilité entraîne des exigences particulières en termes d'autonomie du dispositif de suivi, et de résilience vis-à-vis

des aléas de transmission.

Dans ce mémoire, nous identifions les caractéristiques requises d'un dispositif de suivi répondant à ces besoins, et proposons des solutions techniques pour y répondre. Nous présentons ensuite une plateforme combinant ces solutions. Cette plateforme peut être adaptée à diverses pathologies grâce à un mécanisme de plugins qui la rend à la fois modulaire et extensible. Elle peut en outre adapter son mode de fonctionnement en fonction du contexte, conformément à une stratégie qui peut dépendre tout à la fois de la pathologie du patient considéré, de son état de santé du moment, et des ressources disponibles pour assurer la collecte et la transmission de données relatives à cet état de santé.

Title: Adaptive platform for monitoring the health status of mobile patients

Keywords: m-Health, e-Health, contextual application, middleware system, data collection, adaptive transmission

Abstract: The combination of portable sensors and wireless transmission technologies offers interesting prospects for mobile health applications. With such applications, the health status of a fragile patient can be continuously monitored, even as the patient continues to go about his or her normal activities rather than being confined to a home or hospital.

However, the development of fully operational applications for this type of monitoring remains a challenge, firstly because not all conditions require the same sensors or the same processing of the data collected, and secondly because mobility leads to particular requirements in terms of

the autonomy of the monitoring device, and resilience to transmission hazards.

In this thesis we identify the characteristics required of a monitoring system that meets these needs, and propose technical solutions to meet them. We then present a platform combining these solutions. This platform can be adapted to various conditions thanks to a plugin mechanism that makes it both modular and extensible. In addition, it can be adapted to the context, according to a strategy that may depend on the patient's condition, the current health status, and the resources available to collect and transmit data related to that health status.