



Conception de dispositifs électroniques portés pour le suivi de l'état de santé des personnes âgées

Yoann Charlon

► To cite this version:

Yoann Charlon. Conception de dispositifs électroniques portés pour le suivi de l'état de santé des personnes âgées. Micro et nanotechnologies/Microélectronique. Université de Toulouse III, 2014. Français. NNT: . tel-01079731

HAL Id: tel-01079731

<https://theses.hal.science/tel-01079731>

Submitted on 4 Nov 2014

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.



Université
de Toulouse

THÈSE

En vue de l'obtention du

DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE TOULOUSE

Délivré par :

Université Toulouse 3 Paul Sabatier (UT3 Paul Sabatier)

Présentée et soutenue par :

Yoann CHARLON

Le 26 septembre 2014

Titre :

Conception de dispositifs électroniques portés pour le suivi de l'état de santé
des personnes âgées

ED GEET : Génie Electrique

Unité de recherche :

LAAS-CNRS

Directeur(s) de Thèse :

Eric Campo (Professeur - Université de Toulouse 2)

Daniel Estève (Directeur de Recherches Emérite - LAAS-CNRS)

Rapporteurs :

Nadia Butterlin-Fillon (Maître de conférence/HDR - Université de Franche-Comté)

Laurent Billonnet (Professeur - Université de Limoges)

Autre(s) membre(s) du jury :

David Hewson (Professeur - Université de Technologie de Troyes, Rapporteur)

Thierry Camps (Professeur - Université de Toulouse 3, Président)

Fati Nourhashemi (Professeur - CHU de Toulouse, Examineur)

Arnaud Benhamou (Directeur technologie pour la santé - Actia Automotive, Examineur)

RÉSUMÉ

Mots-clés : électronique embarquée, communication sans-fil, domotique médicale, actimétrie.

Les solutions techniques permettant de répondre à la problématique du vieillissement sont aujourd'hui une nécessité. La mesure de l'activité motrice est un indicateur pour le praticien de l'état de santé de la personne âgée. L'objectif de ce travail est de développer une instrumentation médicale pour mettre en place un suivi de l'activité à domicile. Ces solutions techniques associent : des capteurs portés et ambiants, des logiciels de traitement, et des interfaces utilisateurs. Ces travaux sont associés à deux applications cliniques : Le suivi de personnes dépendantes en institution à l'aide d'un patch électronique porté et le suivi de personnes fragiles à domicile à l'aide d'une semelle intelligente. Le développement des solutions techniques est réalisé en plusieurs étapes : conception technique, caractérisation en laboratoire, et essais en conditions d'usages. Les résultats de ces expérimentations ont permis de proposer des recommandations en termes d'usages des solutions techniques.

ABSTRACT

Keywords : embedded electronic, wireless communication, medical home automation, actimetry.

The aging population has emerged as a major societal issue. Generally, the activity measurement is used as an indicator of the elderly health. The objective of this work is to develop a medical instrumentation to monitor person's activity at home. These technical solutions combine: wearable and ambient sensors, processing software, and user interfaces. This work is associated with two clinical applications: Monitoring of dependent people in a care unit with a wearable electronic patch and monitoring of frail older people at home with a smart shoe insole. The development of technical solutions is realized in several stages: engineering design, characterization and testing in conditions of uses. The results of these experiments include recommendations in terms of uses and improvements of the technical solution.

REMERCIEMENTS

Cette thèse a été effectuée au sein du groupe de recherche Nano Ingénierie et Intégration des Systèmes (N2IS) du Laboratoire d'Analyse et d'Architecture des Systèmes (LAAS) du CNRS. Je souhaiterais tout d'abord remercier Jean-Louis Sanchez et Jean Arlat, directeurs successifs du LAAS-CNRS, ainsi que le responsable du groupe N2IS, Jean-Yves Fourniols, de m'avoir permis d'effectuer ce travail au sein du laboratoire.

J'adresse mes sincères remerciements à Thierry Camps qui m'a fait l'honneur de présider le jury, ainsi qu'à Nadia Butterlin-Fillon, Laurent Billonnet et David Hewson qui ont accepté d'être rapporteurs de mon travail. Je tiens également à remercier Fati Nourhashemi et Arnaud Benhamou pour leur participation au jury en tant qu'examineurs et pour l'intérêt qu'ils ont porté à mes travaux de recherche.

Je souhaite témoigner toute ma reconnaissance à mes directeurs de thèse, Eric Campo et Daniel Estève, pour tout le soutien et les conseils qu'ils ont pu m'apporter durant cette thèse. Je voudrais également les remercier pour leur disponibilité, et pour la confiance qu'ils m'ont accordée. Je les remercie enfin d'avoir corrigé ce mémoire avec autant de réactivité et d'application.

Je tiens aussi à remercier l'ensemble des personnes impliquées dans les projets en lien avec ce travail de thèse : l'équipe médicale du Gériatopôle du CHU de Toulouse, en particulier Antoine Piau, Médecin Gériatre et coordinateur du projet RESPECT, avec qui j'ai beaucoup échangé ; les membres des entreprises Intesens, Medicauteurs, ACTIA, ATOS et THALES ALENIA SPACE, notamment Xavier Lafontan, Patrick Arranz, Jérôme Thomas, Christophe Fournier et Grégoire Duchâteau, pour les nombreuses réunions que nous avons eues et qui ont permis de travailler avec une perspective pragmatique d'industrialisation.

J'adresse aussi mes remerciements à Damien Brulin, pour m'avoir conseillé et aidé dans la rédaction de ce manuscrit. Je remercie également mes collègues Fehd Bettahar et Walid Bourennane, les stagiaires Julien Cornier, Imad Bourennane et Xavier Lachenal, ainsi que Jérôme Manhes et Christophe Escriba pour m'avoir conseillé et aidé dans la réalisation des prototypes matériels.

J'adresse également mes remerciements aux collègues du LAAS pour les échanges que nous avons eus, parfois autour d'un café ou d'un repas.

Je remercie également les enseignants et moniteurs avec qui j'ai eu l'occasion d'encadrer des TP et TDs à l'Université de Toulouse 3, et tout particulièrement Jean-Louis Boizard avec qui nous avons pu encadrer pendant trois ans des projets étudiants de réalisations techniques.

Enfin, je tiens à exprimer toute ma gratitude à ma famille et mes amis pour leur soutien.

SOMMAIRE

SOMMAIRE	1
TABLE DES FIGURES	7
TABLE DES TABLEAUX	11
INTRODUCTION GÉNÉRALE	13
CHAPITRE 1. ÉTAT DE L'ART ET CHOIX TECHNOLOGIQUES : SYSTÈMES EMBARQUÉS POUR LE SUIVI DE L'ÉTAT DE SANTÉ DES PERSONNES AGÉES	19
1. Introduction.....	19
2. Contexte, problématique et enjeux	19
2.1. Le vieillissement et ses conséquences	19
2.2. Les initiatives en cours pour un vieillissement en bonne santé.....	22
2.3. Les attentes des personnes âgées.....	23
2.4. Les gérontechnologies : un soutien aux personnes âgées	23
3. Définition des applications cliniques envisagées	26
3.1. Le syndrome de la fragilité : définition et intérêts.....	26
3.2. La dépendance : définition et intérêts	30
3.3. Synthèse des besoins et solutions proposées.....	32
3.4. La démarche de conception des gérontechnologies.....	32
4. Etat de l'art sur les systèmes portés pour la mesure de l'activité et du mouvement humain .	34
4.1. Les systèmes portés par l'homme : généralités.....	34
4.2. Exigences de conception d'un dispositif porté.....	36
4.3. Les technologies basse consommation pour les systèmes embarqués	36
4.4. Impact et choix de la technologie sans fil	38
4.5. Méthodes de réduction de la consommation des systèmes embarqués	40
4.6. La récupération d'énergie : vers l'autonomie des systèmes portés	41
4.7. Les capteurs MEMS pour caractériser le mouvement et l'activité	42
4.8. Le concept de chaussure ou semelle « intelligente »	46
4.9. Synthèse et choix technologique pour le système de mesure de l'activité	47
5. Conclusion	47

CHAPITRE 2 : CONCEPTION D'UN DISPOSITIF PORTÉ DE MESURES ACTIMÉTRIQUES ET MISE EN PLACE D'UN SUIVI DE PERSONNES DÉPENDANTES	53
1. Introduction.....	53
2. Systèmes actimétriques et choix technologiques.....	54
3. Conception du système de suivi actimétrique	55
3.1. Choix technologique d'une puce SiP et du protocole de communication	55
3.2. Choix d'un accéléromètre 3 axes basse consommation	56
3.3. Conception du système de suivi actimétrique	56
4. La surveillance des personnes dépendantes.....	58
4.1. Principaux résultats et acquis du LAAS : le projet PROSAFE	58
4.2. Présentation du cahier des charges HOMECARE	62
5. Mise en œuvre de la détection de chutes dans HOMECARE	63
5.1. Méthode pour la détection de chutes.....	63
5.2. Traitement des données d'accélération.....	64
5.3. Les paramètres de mesure de la chute	64
5.4. Mise en œuvre des seuils de détection de chute en laboratoire.....	65
5.5. Algorithme de chute.....	69
5.6. Evaluation des performances de l'algorithme de chute en laboratoire	70
6. Méthodes de localisation en intérieur et choix pour Homecare	71
6.1. Les contraintes de déploiement en milieu hospitalier.....	71
6.2. Navigation inertielle	72
6.3. Triangulation	72
6.4. Multilatération	73
6.5. Atténuation du signal	74
7. Mise en œuvre d'une fonction de localisation pour le suivi en institution	75
7.1. Expérimentation.....	75
7.2. Programme embarqué dans le système TAG.....	76
7.3. Algorithme de localisation « Cell ID ».....	76
8. Exploration d'une fonction de localisation pour le suivi à domicile	78
8.1. Historique et participation du LAAS-CNRS au projet FIL	78
8.2. Conception des Télémètres pour la localisation en intérieur	79
8.3. Estimation de la distance par TDoA	79

8.4.	Performances et principaux résultats	80
8.5.	Localisation par Trilatération	80
8.6.	Architecture système et principe de fonctionnement.....	82
8.7.	Calcul des paramètres de mobilité.....	83
8.8.	Caractérisation de la localisation	84
9.	Conclusion	89
CHAPITRE 3 : MISE EN ŒUVRE D'UN OUTIL DE SUIVI AMBULATOIRE DESTINÉ AUX PERSONNES FRAGILES		93
1.	Introduction.....	93
2.	Spécifications FOOT-TEST/RESPECT	93
2.1.	Définition des besoins médicaux et proposition technique.....	94
2.2.	Définition des spécifications techniques.....	96
2.3.	Verrous technologiques	98
3.	Concepts de base et terminologies de la marche	99
3.1.	Les cycles de marche	99
3.2.	Les paramètres spatiaux et temporels de la marche	100
4.	Prototypage de la semelle V1 centrée sur l'analyse de la marche	100
4.1.	Méthodes et techniques pour la mesure de la longueur de la foulée	101
4.2.	Prototypes de semelles V1 centrés sur l'analyse dynamique de la marche	103
4.3.	Mise en œuvre d'une méthode de mesure de la vitesse de marche moyenne.....	104
5.	Prototypage et caractérisation de la semelle V2 avec système de pesée	109
5.1.	La mise en charge des membres inférieurs.....	110
5.2.	Critères de choix pour le système de pesée.....	111
5.3.	Les semelles d'analyse de la mise en charge	112
5.4.	Comparaison des systèmes de pesée sur banc de test.....	117
5.5.	Mise en œuvre de la semelle V2 équipée du système de pesée	120
5.6.	Caractérisation du système de pesée sur tapis de marche.....	121
5.7.	Caractérisation de la semelle V2 en ambulatoire	122
5.8.	Implémentation du programme embarqué et mesure de consommation.....	124
5.9.	Conclusion	126
6.	Exploration et conception d'un récupérateur d'énergie	127
6.1.	Analyse des besoins énergétiques de la semelle instrumentée	127

6.2.	Etat de l'art et choix technologique	128
6.3.	Prototypage d'un récupérateur d'énergie	129
6.4.	Mise en œuvre de la semelle V3	133
7.	Conclusion	135
CHAPITRE 4 : ÉVALUATION DES SOLUTIONS TECHNIQUES DEVELOPPÉES POUR LE SUIVI DES PERSONNES FRAGILES ET LA SURVEILLANCE DES PERSONNES DEPENDANTES.....		139
1.	Introduction.....	139
2.	Pré-évaluation du système FOOT-TEST	139
2.1.	Présentation du système de collecte local.....	139
2.2.	Méthode et matériel	142
2.3.	Positionnement du projet RESPECT	147
3.	Évaluation du système HOMECARE en « living-lab »	149
3.1.	L'expérimentation HOMECARE en unité de soins Alzheimer.....	149
3.2.	Architectures HOMECARE	152
3.3.	Présentation des interfaces utilisateurs.....	154
3.4.	Déploiement du système sur site.....	154
3.5.	Mise en œuvre du suivi actimétrique.....	156
3.6.	Modélisation des habitudes de vie pour détecter l'agitation nocturne et la déviation du comportement	159
3.7.	Performances des fonctionnalités de la plateforme HOMECARE	160
3.8.	Evaluation de la plateforme HOMECARE par l'équipe médicale	162
3.9.	Modèle économique de HOMECARE	164
4.	Conclusion	165
CONCLUSION GÉNÉRALE		169
TABLE DES ANNEXES.....		177
RÉFÉRENCES		205
LISTE DES PUBLICATIONS PERSONNELLES		215

TABLE DES FIGURES

Figure 1. Evolution du ratio de dépendance démographique français (Nombre de 60 ans et plus rapporté au nombre de 20 à 59 ans) [1]	20
Figure 2. Evolution de l'espérance de vie à la naissance et de l'espérance de vie en bonne santé à la naissance (Femmes et Hommes) [1]	21
Figure 3. Exemples de technologies pour l'accessibilité et la compensation du handicap	24
Figure 4. Système porté de détection de chute : Vigi'Fall [25]	25
Figure 5. Expérimentation LAAS-CNRS : suite à une chute détectée, le robot vérifie la situation	25
Figure 6. Objets connectés Withings : pèse personne, podomètre et tensiomètre	25
Figure 7. État de santé des personnes âgées en fonction de la vitesse de marche [4]	28
Figure 8. Systèmes portés du commerce et architecture réseau pour l'assistance et le suivi médical	35
Figure 9. Architecture d'un nœud capteur standard	35
Figure 10. Exemples de nœuds capteurs miniatures et évolution dans la miniaturisation	36
Figure 11. Encombrement de capteurs MEMS	37
Figure 12. Production d'énergie théorique des activités humaines	42
Figure 13. Le port du nœud capteur en fonction des patients suivis	48
Figure 14. Dispositifs technologiques développés pour le suivi de l'état de santé des personnes âgées	49
Figure 15. Ensemble TAG/Balise pour la mesure de l'activité	56
Figure 16. Les deux versions de Balises communicantes	56
Figure 17. Etapes de développement du système de suivi actimétrique	57
Figure 18. Schéma bloc du dispositif TAG	57
Figure 19. Historique des plateformes de surveillance développées par le LAAS-CNRS	58
Figure 20. Architecture fonctionnelle PROSAFE	59
Figure 21. Déploiement du réseau de capteurs de mouvements	59
Figure 22. Découpage temporel d'une journée [2]	60
Figure 23. Posture en fonction de l'inclinaison mesurée sur l'axe Z	65
Figure 24. Signature de la chute	67
Figure 25. Valeurs mesurées pour définir les seuils d'accélération de l'algorithme de chute	68
Figure 26. Comparaison des chutes et des AVQ par la distribution statistique du paramètre Vs	68
Figure 27. Algorithme de chute implémenté dans le système TAG	70
Figure 28. Principe de la Triangulation	73
Figure 29. Principe TDoA avec synchronisation	74
Figure 30. Mesure TDoA avec deux ondes dont les vitesses de propagation sont différentes	74
Figure 31. Expérimentation de mise en œuvre de la localisation « Cell ID »	76
Figure 32. Principe de la FIFO	77
Figure 33. Algorithme de localisation mis au point au sein de la plateforme ADREAM du LAAS-CNRS	78
Figure 34. Balise US et Télémètre US	79
Figure 35. Erreur relative sur la mesure de distance des Télémètres Cricket et US.	80
Figure 36. Schéma de principe de la localisation 3D	81
Figure 37. Représentation 2D du système de localisation 3D	81
Figure 38. Architectures du système : Télémètre positionné sur une chaussure ou dans un chapeau	83
Figure 39. Configuration de la salle de caractérisation	84
Figure 40. Résultats des tests statiques	85

Figure 41. Parcours estimés par l'application post-traitement	86
Figure 42. Sources d'erreurs de mesure d'un système ultrason	88
Figure 43. Description fonctionnelle de la semelle instrumentée (option B)	97
Figure 44. L'architecture du système opérationnel	98
Figure 45. Représentation des cycles de marche [12 : « la marche »]	100
Figure 46. Paramètres spatiaux de la foulée [130]	100
Figure 47. Orientation du pied dans le plan sagittale (phase oscillante)	101
Figure 48. Intégration du TAG dans une semelle standard (a) et dans une semelle sur mesure (b)	104
Figure 49. Système d'étalonnage de la semelle	105
Figure 50. Interface utilisateur du système d'étalonnage FOOT-TEST	105
Figure 51. Méthode de détection des foulées	107
Figure 52. Zones d'appuis sous la surface du pied [145]	110
Figure 53. Résultante des forces verticales en fonction des étapes de la phase d'appui (a) et résultante des forces verticales en fonction de la vitesse (b) [130]	111
Figure 54. Semelles du commerce	113
Figure 55. Semelle équipée de capteurs FSR® [163], capteurs FSR® et Flexiforce®	113
Figure 56. Semelle équipée de cellules de charge [78]	114
Figure 57. Principe de la semelle équipée de capteurs de pression atmosphérique [79]	114
Figure 58. Circuit de conditionnement du capteur A401 (Tekscan) [162]	116
Figure 59. Vue d'ensemble du banc de test	117
Figure 60. Surfaces d'appui, capteurs et enroulements de silicone (tests statiques)	117
Figure 61. Mesure de l'influence de la surface de l'enroulement du tube de silicone	118
Figure 62. Tests de non-linéarité : système A401 (a) ; système MS4525-1PSI (b)	119
Figure 63. Tests d'hystérésis : système A401 (a) ; système MS4525-1PSI (b)	119
Figure 64. Tests de répétabilité : système A401 (a) ; système MS4525-1PSI (b)	119
Figure 65. Schéma bloc TAG V2	120
Figure 66. Semelle V2	121
Figure 67. Caractérisation du système de pesée	121
Figure 68. Parcours de marche	123
Figure 69. Répartition à 95 % des cycles de marche suivant les caractéristiques calculées.	123
Figure 70. Transformée de Fourier rapide sous Matlab des données d'accélération du parcours	125
Figure 71. Description fonctionnelle du récupérateur d'énergie FOOT-TEST	127
Figure 72. Chaussure équipée de récupérateurs PZT et PVDF [178]	128
Figure 73. Récupérateur d'énergie Smart Material [181]	130
Figure 74. Schéma équivalent du système de récupération d'énergie	130
Figure 75. Tension aux bornes des condensateurs en fonction de la vitesse de marche du sujet	131
Figure 76. Intégration du générateur MFC M8557P2 dans une semelle standard plane	132
Figure 77. Application typique du circuit LTC3588-1	132
Figure 78 Puissance moyenne générée en fonction de la vitesse de marche	133
Figure 79. Schéma bloc TAG V3	134
Figure 80. Semelle V3	134
Figure 81. Temps d'alimentation de la semelle V3 en fonction de la vitesse de marche	135
Figure 82. Architecture système installée à domicile	140
Figure 83. Remplacement de la paire de semelle de propreté par la paire de semelle V2	140
Figure 84. Installation du système de collecte FOOT-TEST à domicile	140
Figure 85. Exemple de données recueillies sur une journée	141

<i>Figure 86. Exemple de données moyennées sur une journée pendant plusieurs jours consécutifs</i>	141
<i>Figure 87. Matériel utilisé pour réaliser la pré-évaluation FOOT-TEST</i>	142
<i>Figure 88. Exemple d'une période d'activité au bureau</i>	144
<i>Figure 89. Suivi d'une personne sur une semaine avec les indicateurs journaliers cadence et vitesse de marche calculés en utilisant toutes les données recueillies au cours d'une journée.</i>	145
<i>Figure 90. Suivi d'une personne sur une semaine avec les indicateurs journaliers cadence et vitesse de marche calculés en utilisant les trois plus longues périodes de marche de chaque journée.</i>	145
<i>Figure 91. Architecture générale de la plateforme HOMECARE</i>	152
<i>Figure 92. Architecture de communication déployée dans l'unité de soins</i>	153
<i>Figure 93. Architecture logicielle de la plateforme HOMECARE [3].</i>	153
<i>Figure 94. Interface utilisateur de l'application temps réel</i>	154
<i>Figure 95. Interface utilisateur de l'application Web</i>	154
<i>Figure 96. TAG conditionné entre deux pansements et positionné dans le dos d'un patient</i>	155
<i>Figure 97. Zones de couverture des capteurs sur le plan virtuel de l'unité de soins</i>	155
<i>Figure 98. Principe d'une mesure ponctuelle de vitesse de marche</i>	157
<i>Figure 99. Vitesse moyenne journalière</i>	157
<i>Figure 100. Classification des déplacements possibles à l'intérieur de l'unité de soins [3]</i>	158
<i>Figure 101. Distance parcourue journalière</i>	158
<i>Figure 102. Profil d'activité nocturne d'un patient pendant une nuit habituelle et une nuit inhabituelle</i>	161

TABLE DES TABLEAUX

Tableau 1. Application des capteurs inertiels positionnés sur le corps humain	45
Tableau 2. Le suivi clinique de la marche avec des chaussures ou semelles « intelligentes »	46
Tableau 3. Protocole de simulation de chutes	66
Tableau 4. Protocole de simulation des AVQ	66
Tableau 5. Evaluation des performances de l'algorithme de chute en laboratoire	71
Tableau 6. Résultats des tests dynamiques	87
Tableau 7. Erreur de distance parcourue (volontaire 1)	109
Tableau 8. Erreur de distance parcourue (volontaire 2)	109
Tableau 9. Erreur de distance parcourue (volontaire 3)	109
Tableau 10. Comparaison des systèmes de mesure de la mise en charge	115
Tableau 11. Pression mesurée en appliquant 68 kg en fonction des dimensions des tubes [79]	116
Tableau 12. Comparaison des performances entre la semelle V2 et le matériel du commerce	143
Tableau 13. Synthèse des points de comparaison entre la semelle V2 et les systèmes du commerce	146
Tableau 14. Comparaison semelle RESPECT vis-à-vis des systèmes du commerce.	148
Tableau 15. Cas d'utilisation de la plateforme HOMECARE	151
Tableau 16. Performances du détecteur de chute en situation réelle	160

INTRODUCTION GÉNÉRALE

Avec les progrès de la médecine et l'amélioration de nos conditions de vie, nous assistons depuis le début du XXème siècle à une forte progression de l'espérance de vie au niveau mondial. Cet allongement de la durée de vie couplée à une baisse générale du taux de fécondité, entraîne un vieillissement démographique global. Ce vieillissement démographique a pour conséquence d'augmenter les dépenses de santé et pèse sur l'économie de nos sociétés modernes. Il est encore plus marqué en Europe, notamment en France à mesure que la génération du « baby-boom » née après la Seconde Guerre Mondiale arrive à l'âge de la retraite.

En France, on constate une hausse régulière des soins liés au vieillissement et donc une hausse des coûts de prise en charge des patients âgés. Par manque de moyens financiers et humains, de nombreuses structures d'aide à domicile sont aujourd'hui saturées dans certaines régions. Cela se traduit par une réduction de la fréquence des visites et du temps passé avec la personne fragilisée. De plus, vivre plus longtemps n'est pas synonyme de bien vieillir. En effet, depuis quelques années on observe une légère baisse de l'espérance de vie en bonne santé [1]. Une problématique se pose donc : comment améliorer la qualité de vie des personnes âgées tout en abaissant les coûts des soins nécessaires à leur prise en charge ?

Cette problématique est au centre de nouvelles actions politiques avec le programme de financement européen de la recherche Horizon 2020 qui a pour objectif de prolonger de deux ans l'espérance de vie en bonne santé des citoyens de l'Union Européenne d'ici 2020. En France, un projet de loi visant « l'adaptation de la société au vieillissement » est également en cours de préparation. Ces projets se rejoignent dans cette perspective du « bien vieillir », en particulier sur les priorités qui concernent : la recherche sur les maladies du vieillissement, la promotion de la santé, et le maintien à domicile des personnes âgées. Dans le cadre de la promotion de la santé et du maintien à domicile, les nouvelles technologies de communication et de soutien à l'autonomie peuvent apporter une aide aux personnes âgées, et ont la capacité de compléter et de rendre le travail des aidants plus efficace.

Le LAAS-CNRS s'est engagé dans cette voie depuis plus de quinze ans, d'abord dans la recherche de solutions techniques de surveillance et de sécurisation de personnes vivant seules [2] et plus récemment, dans la mise au point d'un système complet de surveillance de personnes vivant en institution [3]. Ces travaux ont contribué à un rapprochement progressif du CHU de Toulouse et du LAAS-CNRS pour tenter d'apporter des réponses plus précises à cette problématique de la prise en charge des personnes âgées au plus près des besoins des prescripteurs médicaux et des patients.

Notre contribution se situe dans cette logique de conception d'outils technologiques au service de l'aide à l'autonomie et de la promotion de la santé. Ces technologies doivent permettre, selon nous, une gestion plus efficace du système de santé, une meilleure surveillance des patients et la possibilité de prolonger le suivi médical à domicile qui est par ailleurs un chemin possible, pour améliorer la qualité de vie tout en réduisant les dépenses de santé.

Dans ce cadre de suivi distant, la mesure de l'activité (actimétrie) est un indicateur, pour le gérontologue, de l'état de santé de la personne âgée [4]. En connaissant l'évolution du niveau d'activité de la personne par rapport à son niveau d'activité habituel, le praticien peut adapter les traitements et les préconisations en cours. Ainsi, les gérontologues désirent disposer d'outils de suivi de l'activité de leurs patients, afin de mettre en place une surveillance sur le long terme permettant d'apprécier l'évolution de l'état de santé générale pour une meilleure prise en charge.

Les travaux antérieurs du LAAS-CNRS sur ces questions reposent sur l'analyse de l'activité motrice de la personne dans son lieu de vie équipé d'un réseau de capteurs de mouvements communicants sans fil vers un ordinateur en charge de l'analyse [2]. Ces travaux ont principalement été initiés lors du projet PROSAFE qui a permis de mettre en œuvre des méthodes statistiques d'apprentissage des activités normales de la personne, sur son lieu de vie, pour un suivi actimétrique longitudinal mais également pour prévenir le personnel aidant en cas d'écarts importants à la normale [2]. Ces écarts peuvent être liés à une situation de danger ou un incident tel qu'une chute. Plusieurs expérimentations de suivi de patients, en appartement médicalisé ou en institution, ont permis de valider les principes de suivi et de détection de danger. Les principaux résultats de ces expérimentations concernent : la validation d'un modèle fondé sur l'apprentissage des habitudes de vie [5], une évaluation positive sur les aspects d'aide à la sécurité et au diagnostic [2], et une architecture type basée sur le déploiement d'un réseau de capteurs de mouvements sans fil lié à une interface logicielle pour la visualisation des données [2]. Néanmoins, ces expérimentations ont également montré des insuffisances vis-à-vis des capteurs de mouvements utilisés mais également au niveau du suivi qui est confiné aux espaces intérieurs et au niveau de la détection de chute qui présente un nombre de fausses alertes important.

Ce travail de thèse vient compléter ces acquis en proposant le développement de dispositifs électroniques portés pour le suivi de l'état de santé des personnes âgées. L'association de capteurs portés et ambiants permet de consolider le suivi en intérieur en proposant une analyse plus fiable de la détection de danger, mais également d'étendre ce suivi à l'extérieur. Ce dispositif permet de réaliser des mesures en ambulatoire, et donc en continu au cours d'une journée, pour une analyse plus complète et précise de l'actimétrie. Le personnel soignant dispose ainsi de données plus complètes et plus fines pour le suivi et l'aide à la prise de décisions. Les gérontologues recommandent l'actimétrie comme indicateur de base de l'état de santé mais demain des mesures physiologiques pourront s'inscrire dans la même logique de suivi ambulatoire.

Notre action s'inscrit dans une dimension plus large qui touche au système de santé, au domaine de la télémédecine et de la télésurveillance qui tend à rapprocher l'hôpital et le domicile. Elle cherche à proposer un suivi médical à distance et des systèmes de détection de danger permettant aux personnes âgées de rester dans leur environnement de vie en toute sécurité.

L'objectif principal de ce travail est donc de développer des dispositifs pour le suivi et la surveillance de patients âgés en proposant, à partir de capteurs déjà existants, une instrumentation médicale associant capteurs portés et ambiants pour permettre un suivi de l'activité et la sécurisation du lieu de vie. Cela suppose d'analyser les besoins afin :

- d'adapter les technologies au quotidien des patients pour rendre le suivi discret et continu ;
- d'aider les professionnels de santé à maintenir une prise en charge des patients au meilleur niveau en proposant des systèmes qui assurent un niveau de sécurité supplémentaire à domicile ou en institution pour une intervention rapide en cas de danger.

Notre approche opérationnelle est basée sur une démarche classique de « conduite de projet », commençant par un travail de spécifications des solutions techniques à partir des besoins exprimés notamment par les gérontologues en matière de suivi de leurs patients. Le point fort de notre démarche de conception est d'associer dès l'étape de spécifications plusieurs compétences relevant de la médecine, de la recherche technologique, de l'industrie et des sciences humaines. Cette association de compétences nous permet de définir, dès le début des projets, des dispositifs adaptés aux besoins des utilisateurs (médecins, aidants, famille, usagers...) mais également viables sur le plan économique. Les solutions techniques proposées associent des dispositifs multi-capteurs portés et ambiants, des logiciels de traitement, des algorithmes de diagnostic, des interfaces utilisateurs, et des systèmes de collecte et de diffusion d'informations entre tous les acteurs concernés. Les dispositifs proposés sont pensés pour être les moins invasifs et intrusifs possibles. La finalité de ce travail est donc de proposer des dispositifs originaux de suivi actimétrique portés par les patients répondant à leurs attentes et à celles des gérontologues. En effet, nous montrerons que ces dispositifs sont originaux vis-à-vis des systèmes actimétriques existants dans le commerce, notamment au niveau de leur port et utilisation, sur le plan médical en proposant des mesures pertinentes centrées sur des critères d'activités cliniques, et sur le plan du suivi qui implique le médecin pour fixer les objectifs. Ces travaux seront illustrés par deux applications cliniques de suivi de patients âgés :

- **le suivi et la surveillance de patients dépendants**, au travers du projet Homecare : mise en œuvre dans une unité de soins Alzheimer d'un ensemble complet de surveillance basé sur l'instrumentation de l'établissement et des patients concernés à l'aide d'un patch électronique ;
- **le suivi de patients fragiles** avec pour objectif de mettre en place une prise en charge précoce de ces personnes pré-dépendantes et faire de la prévention. En effet, des études récentes sur les causes de la perte d'autonomie ont mis en évidence le rôle du syndrome de la fragilité comme précurseur spécifique de la perte d'autonomie [6, 7]. Le suivi est prévu sur la base d'un système porté de manière peu invasive : cette tâche représente la contribution originale de cette thèse avec la proposition d'une semelle de chaussure instrumentée, au travers du projet FOOT-TEST, pour la mise en œuvre et la miniaturisation de la semelle, et au travers du projet RESPECT, pour la validation par les usages et la valorisation du prototype.

Le développement des solutions sera présenté en plusieurs étapes : conception technique, caractérisation en laboratoire, et essais en conditions d'usages dans le cadre d'expérimentations en institution avec plusieurs volontaires ou patients.

Ce manuscrit est organisé en quatre chapitres :

Le premier chapitre présente les besoins sanitaires et sociaux liés au vieillissement des populations dans le monde, rappelle les approches actuellement conduites dans le domaine de la gériatrie et les recommandations associées à une perspective d'évolution du système de santé à l'aide des nouvelles technologies, et analyse les besoins des personnes fragiles et dépendantes. A partir de cette analyse des besoins, un état de l'art sur les systèmes embarqués est proposé afin de dégager des propositions techniques pour la conception d'un système porté de suivi des activités.

Le cas du suivi de personnes dépendantes est présenté dans le chapitre 2 au travers du projet HOMECARE. Ce projet vise la validation d'une plateforme complète de surveillance en institution. Elle repose sur l'association d'un réseau de capteurs ambiants et d'un dispositif porté par la personne sous la forme d'un patch. Dans un premier temps, nous présentons la conception du patch électronique permettant de suivre l'activité ainsi que les éléments constituant le réseau de capteurs ambiants. Nous décrivons ensuite les algorithmes de détection de chute et de localisation permettant le suivi des activités. Enfin, une fonction de localisation plus précise a été explorée par le biais d'un Télémètre porté qui pourrait être utilisé par des patients peu dépendants (ex : mobilité réduite) ou fragiles à domicile.

Dans le chapitre 3, la conception d'une semelle instrumentée destinée au suivi ambulatoire de l'activité de personnes fragiles est présentée. Dans un premier temps, les objectifs et spécifications des projets FOOT-TEST et RESPECT sont exposés. Le projet FOOT-TEST vise la conception de la première génération de prototype de semelle et le projet RESPECT vise la conception d'une deuxième génération de prototype et sa validation en conditions d'usage avec une cohorte de 50 patients fragiles. Dans un second temps, l'état de l'art qui nous a guidés vers les choix technologiques de la semelle est présenté. Ce chapitre se termine par le prototypage de la première génération de semelle et la présentation des méthodes et techniques utilisées pour mesurer les paramètres souhaités.

Le chapitre 4 est dédié à l'évaluation des systèmes développés en situation d'usage. Les expérimentations ont été réalisées avec quelques volontaires et quelques patients avec pour objectif de valider une première étape de faisabilité technique par un retour des premiers utilisateurs. Dans un premier temps, le prototype de semelle instrumentée est évalué par quelques volontaires suivis pendant une semaine. Dans un second temps, la plateforme HOMECARE est évaluée dans le cadre d'une unité de soins Alzheimer avec deux patients qui ont été suivis en continu pendant plusieurs mois. Dans ce cas, la plateforme est évaluée au niveau de la satisfaction des acteurs concernés : les patients et le personnel médical ont ainsi été interrogés.

Nous tirerons finalement les leçons des retours d'expérience par rapport à l'objectif ultime de l'intégration, dans notre système de santé, d'une instrumentation médicalisée de l'habitat de manière plus généralisée pour une meilleure prise en charge de patients âgés. Nous donnerons des perspectives de recherches à court et moyen terme sur les dispositifs développés mais également quelques recommandations sur les orientations à suivre.

CHAPITRE 1. ÉTAT DE L'ART ET CHOIX TECHNOLOGIQUES : SYSTÈMES EMBARQUÉS POUR LE SUIVI DE L'ÉTAT DE SANTÉ DES PERSONNES AGÉES

1. Introduction

L'objectif technique de ce travail de thèse concerne la conception et la mise en œuvre de dispositifs technologiques pour le suivi et la surveillance de patients âgés à domicile et en institution. L'objectif général est de contribuer à l'évaluation de l'intérêt d'introduire ces dispositifs dans le système de santé actuel.

Les dispositifs proposés associent systèmes portés par l'homme et systèmes insérés dans l'environnement de vie avec pour mission de faire du diagnostic de risque et d'exercer un suivi continu de l'activité physique des patients. Le développement technique central proposé est un système miniature, communicant sans fil, et possédant une grande autonomie de fonctionnement afin d'être porté facilement sur de longues périodes pour mettre en place un suivi quotidien.

Dans ce premier chapitre, nous présentons les besoins sanitaires et sociaux liés au vieillissement des populations dans le monde, et rappelons les approches actuellement conduites dans le domaine de la gériatrie. Nous donnerons des recommandations associées à une perspective d'évolution du système de santé à l'aide des nouvelles technologies. Parmi ces recommandations, nous pouvons citer le souhait des gériatres de disposer d'outils permettant une aide au diagnostic des risques et au suivi continu.

La deuxième partie de ce chapitre est consacrée à un état de l'art sur les systèmes portés pour la mesure des activités afin de dégager des propositions techniques pour la conception d'un système porté de suivi de l'activité. Deux applications cliniques seront présentées à partir de cette solution technique : le suivi des personnes fragiles à domicile et la surveillance des personnes dépendantes à domicile ou en institution.

2. Contexte, problématique et enjeux

2.1. Le vieillissement et ses conséquences

Le vieillissement de la population dans la majorité des pays développés s'accroît depuis quelques décennies : la part des personnes âgées (60 ans et plus) augmente et celle des enfants (15 ans et moins) diminue [8]. Ce phénomène est plus ou moins avancé selon les pays mais continuera à s'accroître dans les prochaines années.

D'après la dernière révision du rapport des Nations Unies sur les projections de la population mondiale [8], le nombre des personnes âgées devrait plus que doubler d'ici à 2050, passant de 841 millions en 2013 à 2 milliards en 2050. Ce rapport souligne également le vieillissement global avec

l'augmentation progressive de l'âge moyen¹ de la population mondiale qui devrait passer de 29 à 36 ans entre 2013 et 2050. La population européenne aura une forte influence sur la progression de ce vieillissement, à mesure que la génération du « baby-boom » née après la Seconde Guerre Mondiale atteindra l'âge de la retraite (papy-boom).

Le vieillissement en France sera également fortement impacté par l'effet « papy-boom », comme l'indique les prévisions sur l'augmentation de l'âge moyen qui devrait passer de 40 à 43 ans entre 2013 et 2050 [8]. En conséquence, la proportion de personnes en âge de travailler se réduit, tandis que le nombre relatif de personnes retraitées augmente. Le taux de dépendance démographique peut être utilisé pour étudier le niveau de prise en charge des personnes âgées par la population active. Ce taux est exprimé en termes de taille relative de la population âgée par rapport à la population en âge de travailler. D'après les projections démographiques de l'INSEE 2010 (Figure 1), ce taux augmente rapidement depuis 2006 (début du « papy-boom ») et cette augmentation se poursuivra jusqu'en 2035 (fin du « papy-boom »), passant ainsi de 39 % (environ une personne âgée pour 3 personnes actives) à 66 % (2 personnes âgées pour 3 personnes actives). Au-delà de 2035, le taux augmentera moins rapidement, et il se stabilisera à 70 % entre 2050 et 2060 [9]. Cette augmentation du ratio de dépendance démographique engendre une remise en cause du financement actuel des retraites.

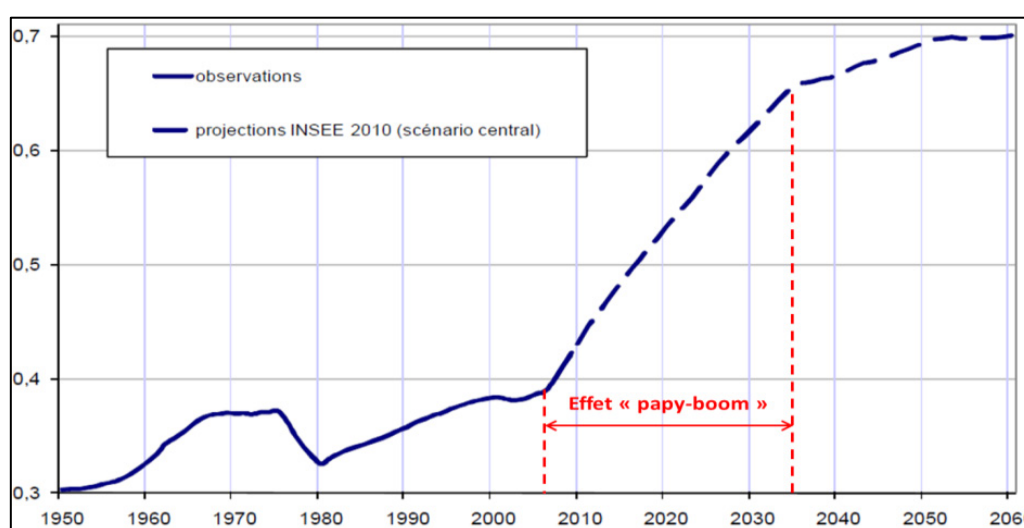


Figure 1. Evolution du ratio de dépendance démographique français (Nombre de 60 ans et plus rapporté au nombre de 20 à 59 ans) [1]

Un autre aspect du vieillissement démographique réside dans le vieillissement progressif de la population âgée elle-même, l'importance relative des personnes très âgées progressant en effet à un rythme plus rapide que n'importe quel autre segment de la population. En France, entre 2007 et 2060, le nombre de personnes de 75 ans et plus devrait plus que doubler passant de 5,2 à 11,9 millions, et celui des 85 ans et plus devrait être multiplié par quatre passant de 1,3 à 5,4 millions [9].

¹ L'âge moyen est un indicateur utilisé pour observer le vieillissement d'une population.

Cette augmentation progressive de l'espérance de vie des personnes âgées a pour effet d'augmenter les dépenses publiques de santé liées au vieillissement, à la perte d'autonomie, et au handicap.

Bien que l'espérance de vie soit en constante augmentation, vivre plus longtemps n'est pas synonyme de bien vieillir. Il est intéressant de se poser la question suivante : quel est le nombre d'années supplémentaires vécues en bonne santé ? A travers cette question, on introduit une notion importante, **l'espérance de vie en bonne santé**². Cette notion associe la qualité de vie au nombre d'années vécues, c'est-à-dire le nombre d'années vécues sans incapacité (sans limitation d'activités). En France, en 2010, l'espérance de vie en bonne santé (Figure 2), est estimée à 63,5 ans pour les femmes et à 61,9 ans pour les hommes [1].

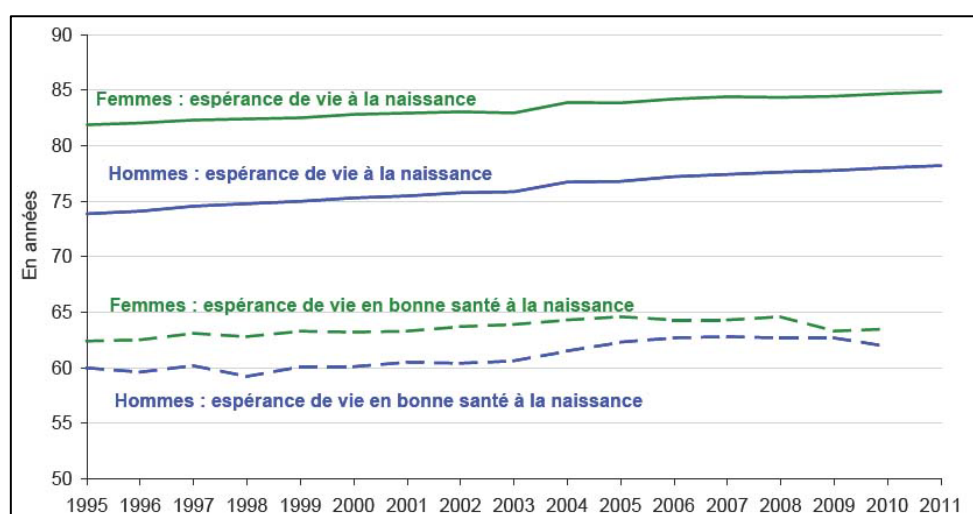


Figure 2. Evolution de l'espérance de vie à la naissance et de l'espérance de vie en bonne santé à la naissance (Femmes et Hommes) [1]

Depuis 2008, on remarque une légère baisse de l'espérance de vie en bonne santé pour l'ensemble de la population (Femmes et Hommes). Sur le long terme, la progression de l'espérance de vie en bonne santé est difficilement prévisible en raison de l'interaction de facteurs positifs et négatifs. De manière générale, les progrès de la médecine et des conditions de vie s'opposent à l'augmentation de la pollution et à l'évolution de mauvaises pratiques en termes d'hygiène de vie (mauvaise alimentation, tabac, alcool, etc.).

En résumé, le maintien en bonne santé physique et morale est un enjeu majeur pour les personnes âgées, leurs familles et de manière générale pour notre société. De plus, le vieillissement progressif de la population pèse sur le financement des retraites et augmente les dépenses de santé, ce qui entraîne une baisse de l'épargne, de l'investissement, de la consommation, et donc de la croissance économique. Ces problématiques sont au centre de nouvelles actions politiques qu'il convient de rappeler.

² L'espérance de vie en bonne santé, ou espérance de vie sans incapacité (EVSI) ou Healthy Life Years (HLY ou années de vie en bonne santé) est un indicateur démographique structurel recommandé par l'Union européenne.

2.2. Les initiatives en cours pour un vieillissement en bonne santé

Les problématiques sociétales et économiques liées au vieillissement de nos sociétés modernes sont bien connues des pouvoirs publics, vieillir en bonne santé est même devenu une priorité au niveau national [10] et européen [11].

En France, un projet de loi visant « **l'adaptation de la société au vieillissement** » est en préparation depuis 2013 [10] et se décline en trois volets :

- **prévention de la perte d'autonomie** par : la promotion, dès l'enfance, de bonnes pratiques en termes d'hygiène de vie ; le dépistage au travail de certaines pathologies (diabète, cancer, hypertension...) et des maladies neurodégénératives ; la formation du corps médical au repérage précoce des maladies neurodégénératives (Alzheimer, Parkinson...) ;
- **adaptation de notre société** : en particulier en matière d'urbanisme et de transports pour plus d'accessibilité et de mobilité. Le vieillissement représente par ailleurs un levier en termes d'emplois, de développement industriel, et donc de croissance économique (Silver Economie) ;
- **accompagnement et maintien à domicile** : en cas de perte d'autonomie, avec le développement de l'aide à domicile, de logements adaptés au handicap, et des gérontechnologies (technologies destinées à l'aide des personnes âgées).

Bien vieillir est également une priorité au niveau européen, comme le souligne le programme de financement européen de la recherche, **Horizon 2020**, qui a pour objectif de prolonger de deux ans l'espérance de vie en bonne santé des citoyens de l'Union Européenne d'ici 2020 [11]. Le plan de mise en œuvre stratégique met l'accent sur des actions qui reposent sur trois piliers :

- la prévention, le dépistage et le diagnostic précoce ;
- les soins et les traitements ;
- l'activité et l'autonomie des personnes âgées.

La recherche médicale sur les maladies liées au vieillissement, notamment les maladies neurodégénératives est bien entendu la priorité. L'innovation technologique au service des personnes âgées est également une priorité avec le sous-programme « Technologies d'assistance aux personnes âgées ».

Logiquement, ces programmes et actions politiques au niveau national et européen se rejoignent et montrent une volonté politique de maintenir les personnes âgées en bonne santé, notamment par le biais de la recherche et de l'innovation technologique. Notre travail s'inscrit dans cette dynamique, par le développement de solutions technologiques qui participent à l'amélioration des conditions de vie des personnes âgées à domicile et en institution. Ces solutions doivent être cependant adaptées à ces personnes pour répondre à leurs besoins réels.

2.3. Les attentes des personnes âgées

Viellir est un processus long, évolutif, complexe et irréversible qui s'accompagne d'une diminution des capacités fonctionnelles de l'organisme, sources d'incapacités qui engendrent une perte d'autonomie progressive, comme le précise la lettre numéro 3 sur « Le vieillissement de l'appareil locomoteur » de l'observatoire du mouvement [12]. Du fait de l'allongement de la durée de vie et de la dispersion familiale, de nombreuses personnes âgées vivent seules, ou en couple, de manière relativement isolée [13]. Ainsi, les personnes âgées en situation de perte d'autonomie et/ou d'isolement ont besoin d'accompagnement, d'assistance et de soins adaptés à leur situation et à leur environnement pour rester actives physiquement et socialement. Faute d'assistance humaine et/ou technique à domicile, de nombreuses personnes vieillissantes sont placées de manière prématurée en maison de retraite. En effet, la grande majorité des personnes âgées déclarent vouloir vieillir à domicile même lorsqu'elles sont affectées par des problèmes de santé [13]. De plus, les proches souhaitent en général garder le contact dans un lieu familial. Le maintien à domicile est également le souhait de la plupart des professionnels de santé, notamment pour diminuer la charge de travail des institutions [14]. Le maintien à domicile est donc une solution qui convient à la plupart des personnes concernées. Cela suppose alors d'adapter le lieu de vie, de développer l'aide à domicile, et passe par la connaissance des principaux besoins exprimés par les personnes âgées ou leurs proches [15, 16] :

- vivre à domicile et garder des liens sociaux avec les proches ;
- accès à des moyens de communications, d'informations et de cultures ;
- assistance pour effectuer les tâches du quotidien ;
- adaptabilité, accessibilité et confort du lieu de vie ;
- sécurisation des biens et des personnes (prévention des risques domestiques) ;
- facilitation de l'accès à un avis médical ;
- soutien psychologique et animation à domicile.

Par manque de moyens financiers et humains, de nombreuses structures d'aide à domicile sont aujourd'hui saturées dans certaines régions françaises [10]. Cela se traduit, par une réduction de la fréquence des visites et du temps passé avec la personne fragilisée. La gérontechnologie est une discipline nouvelle consacrée à l'usage des nouvelles technologies dans le champ du vieillissement [17]. Ces technologies peuvent apporter un soutien à la majorité des besoins exprimés par les personnes âgées, et ont la capacité de compléter et de rendre le travail des aidants plus efficace.

2.4. Les gérontechnologies : un soutien aux personnes âgées

Le déploiement de ces technologies à domicile ou en institution permet de créer un environnement au service de la santé, de la sécurité, du confort, de la mobilité, de l'accessibilité, de la communication, des loisirs et du travail des personnes âgées [16, 18]. A domicile, l'aidant peut également utiliser ces technologies pour mettre en place des moyens de communication, d'évaluation, d'intervention et de suivi à distance. Généralement, les gérontechnologies sont classées en six catégories [18, 19, 20] :

- **Technologies de l'Information et de la Communication (TIC)** : elles s'appuient sur les développements récents dans les domaines de l'informatique, des multimédia, de l'Internet, de l'audiovisuel et des télécommunications. Les TIC permettent à la personne âgée de maintenir un lien avec ses proches, l'aidant et le médecin traitant (téléphonie, visiophonie, réseaux sociaux, télémédecine). Elles donnent accès au savoir et à la culture (Internet), et permettent désormais d'y participer depuis son domicile (Web 2.0).
- **Technologies pour la mobilité personnelle et le transport** : ce sont principalement des systèmes de localisation et de navigation. En environnement extérieur, la navigation automobile ou pédestre est basée majoritairement sur la technologie GPS. En environnement intérieur, il n'existe pas de standard mais une multitude de systèmes basés sur différentes technologies (radiofréquence, optique, ultrasons, capteurs inertiels, etc.) [21].
- **Technologies pour l'accessibilité et la compensation du handicap** : elles permettent à la personne qui a des difficultés à se déplacer dans son environnement, ou en situation de handicap, d'effectuer elle-même des activités. On peut citer le monte-escalier motorisé (Figure 3), et de manière générale les solutions domotiques permettant au mobilier de s'adapter au handicap. Au niveau de la compensation du handicap, on peut citer le fauteuil roulant motorisé (Figure 3), les systèmes de compensation visuelle et auditive (sonotone, implants rétiniens) [22], la robotique d'assistance avec des bras robotisés ou des robots humanoïdes capables d'effectuer des tâches à la place de la personne [23].



Figure 3. Exemples de technologies pour l'accessibilité et la compensation du handicap

- **Technologies pour le confort** : avec notamment des solutions issues de la domotique qui permettent de réguler la température de manière automatique (chauffage et climatisation), ou de contrôler les équipements ménagers à distance avec planification des tâches supervisées et/ou automatisées.
- **Technologies pour la sécurité et la surveillance des biens et des personnes** : pour la surveillance des biens, on retrouve de manière générale, les détecteurs d'intrusions, caméras de sécurité et systèmes d'alarme. Pour la détection des dangers domestiques, on peut citer les systèmes de contrôle du gaz, fumée, fuite d'eau, cheminée électrique, système coupe-feu, et détecteurs de chute (Figure 4). Certains systèmes récents permettent de suivre l'état de santé de la personne au quotidien, avec des systèmes embarqués dans l'environnement ou portés par la personne qui peuvent mesurer des paramètres vitaux à même le corps (fréquence cardiaque et respiratoire, température, etc.) ou l'activité de la personne [24]. Enfin, la robotique d'assistance peut également être utilisée dans cette catégorie afin de

détecter une situation de danger pour la personne, ou confirmer une alerte déclenchée par un autre système (ex : détecteur de chute), avant d'envoyer l'alerte vers un service de secours.



Figure 4. Système porté de détection de chute : Vigi'Fall [25]

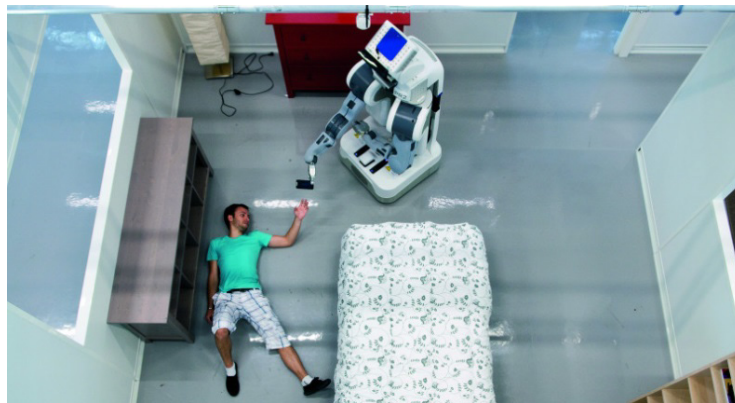


Figure 5. Expérimentation LAAS-CNRS : suite à une chute détectée, le robot vérifie la situation

- **Technologies destinées à la promotion de la santé** : ces technologies peuvent aider à faire évoluer les habitudes et le comportement au niveau de l'hygiène de vie. Pour rééquilibrer l'alimentation, il existe des logiciels de diététique qui proposent de faire le bilan des habitudes alimentaires et de s'auto corriger. Pour le soutien à l'exercice physique, ce sont principalement des podomètres et pèse-personnes connectés, qui permettent à la personne âgée de suivre son activité quotidienne sur smartphone, tablette ou ordinateur. Certains fabricants proposent une gamme complète d'objets connectés (Figure 6), qui peuvent mesurer l'activité, la qualité du sommeil, la pression artérielle (tensiomètre), ou le rythme cardiaque pendant un effort [26].



Figure 6. Objets connectés Withings : pèse personne, podomètre et tensiomètre

Cette revue d'ensemble montre que les gérontechnologies ont le potentiel de protéger contre l'isolement, de maintenir l'autonomie, de renforcer la sécurité et la prise en charge, et par conséquent d'améliorer les conditions de vie des personnes âgées. Nos travaux de recherche s'inscrivent dans les deux dernières catégories, en particulier au niveau de la conception de technologies pour la sécurité des personnes et la promotion de la santé.

3. Définition des applications cliniques envisagées

De manière générale, le suivi de personnes est réalisé soit par une instrumentation de l'habitat, soit par une instrumentation de l'homme, soit en associant ces deux solutions. Notre laboratoire a une longue expérience dans l'instrumentation de l'habitat illustré par plusieurs expérimentations liées au projet PROSAFE (partie 4.1). Ces expérimentations ont montré les limites d'une approche uniquement basée sur l'instrumentation des locaux, en particulier la difficulté de suivre plusieurs personnes avec des capteurs sans contact qui ne peuvent différencier les individus et qui manquent de précision dans l'analyse des mouvements. Nous situons notre réflexion dans la suite de ces travaux, avec le développement d'un système porté pour mesurer l'activité et l'identification des personnes, ce qui viendrait compléter les systèmes de suivi ambiant déjà développés. Dès lors, deux applications cliniques sont envisagées :

- suivi de personnes fragiles à domicile avec un système porté ;
- suivi et surveillance de personnes dépendantes en institution ou à domicile avec l'association d'un système porté et de capteurs ambiants.

Dans cette partie, nous identifions les besoins spécifiques des personnes fragiles et dépendantes et les besoins des gérontologues en matière de suivi de leurs patients. Enfin, nous détaillerons, les recommandations d'experts en gérontechnologie qui nous ont accompagnés dans la démarche de conception des outils présentés dans cette thèse.

3.1. Le syndrome de la fragilité : définition et intérêts

3.1.1. Le suivi de personnes fragiles pour la prévention de la dépendance

Des études récentes sur les causes de la perte d'autonomie ont mis en évidence le rôle du syndrome de la fragilité comme précurseur spécifique de la perte d'autonomie [6]. La fragilité est définie comme un état de vulnérabilité consécutif à une diminution des réserves fonctionnelles des multiples systèmes physiologiques composant l'organisme [6, 7]. Elle se manifeste par une baisse des capacités sensorielles et motrices de la personne qui entraîne **un risque élevé de chutes, de perte d'autonomie, d'hospitalisations et de décès** [27, 28, 29]. Plusieurs modèles de la fragilité ont été proposés dans la littérature médicale, les modèles de Rockwood [30] et Fried [31] étant les plus couramment utilisés. Le modèle de Rockwood prend en compte deux types de critères : physiologiques et cognitifs. Le modèle proposé par Fried repose uniquement sur l'analyse de critères physiologiques. L'approche de la fragilité adoptée par Fried est souvent préférée dans les études cliniques parce qu'elle permet au praticien d'intervenir sur des critères uniquement physiologiques, donc plus facilement mesurables. Les critères de Fried permettant d'identifier le syndrome de la fragilité chez une personne âgée sont :

- **faible vitesse de marche** ;
- **faible activité physique** (diminution de l'activité physique) ;
- **perte de poids involontaire** ;
- **l'épuisement** qui correspond à une faible endurance ou à un manque d'énergie (baisse de la dépense calorique hebdomadaire) ;
- **faible force de préhension** (diminution de la force musculaire).

Fried identifie trois états de la personne à partir de ces critères [31] : robuste (pas de critères), pré-fragile ou intermédiaire (1 à 2 critères) et fragile (3 critères ou plus). Avec cette classification, on remarque l'hétérogénéité de la population âgée : des sujets âgés robustes sans risque de dépendance, des sujets âgés fragiles et pré-fragiles à haut risque de dépendance et enfin des personnes dépendantes. Près de 15 % de la population française âgée de plus de 65 ans serait fragile et environ la moitié des plus de 65 ans serait pré-fragile [32].

Parmi les indicateurs de la fragilité, la mesure de la vitesse de marche semble être le critère le plus pertinent et accessible à l'évaluation clinique. En effet, plusieurs études soulignent que la baisse de la vitesse de marche serait un champ à investir en priorité dans la prévention de la dépendance [33, 34]. La Figure 7 présente une étude de la littérature médicale [4] et montre que de manière générale (hors maladie ou handicap particulier), la vitesse de marche est liée à l'état de santé d'une personne âgée. On observe que pour une vitesse de marche inférieure à 1 m/s des problèmes de santé sont prévisibles. On note également un lien avec le syndrome de la fragilité pour une vitesse inférieure à 0,8 m/s avec un risque élevé de chutes, de perte d'autonomie, d'hospitalisations et de décès.

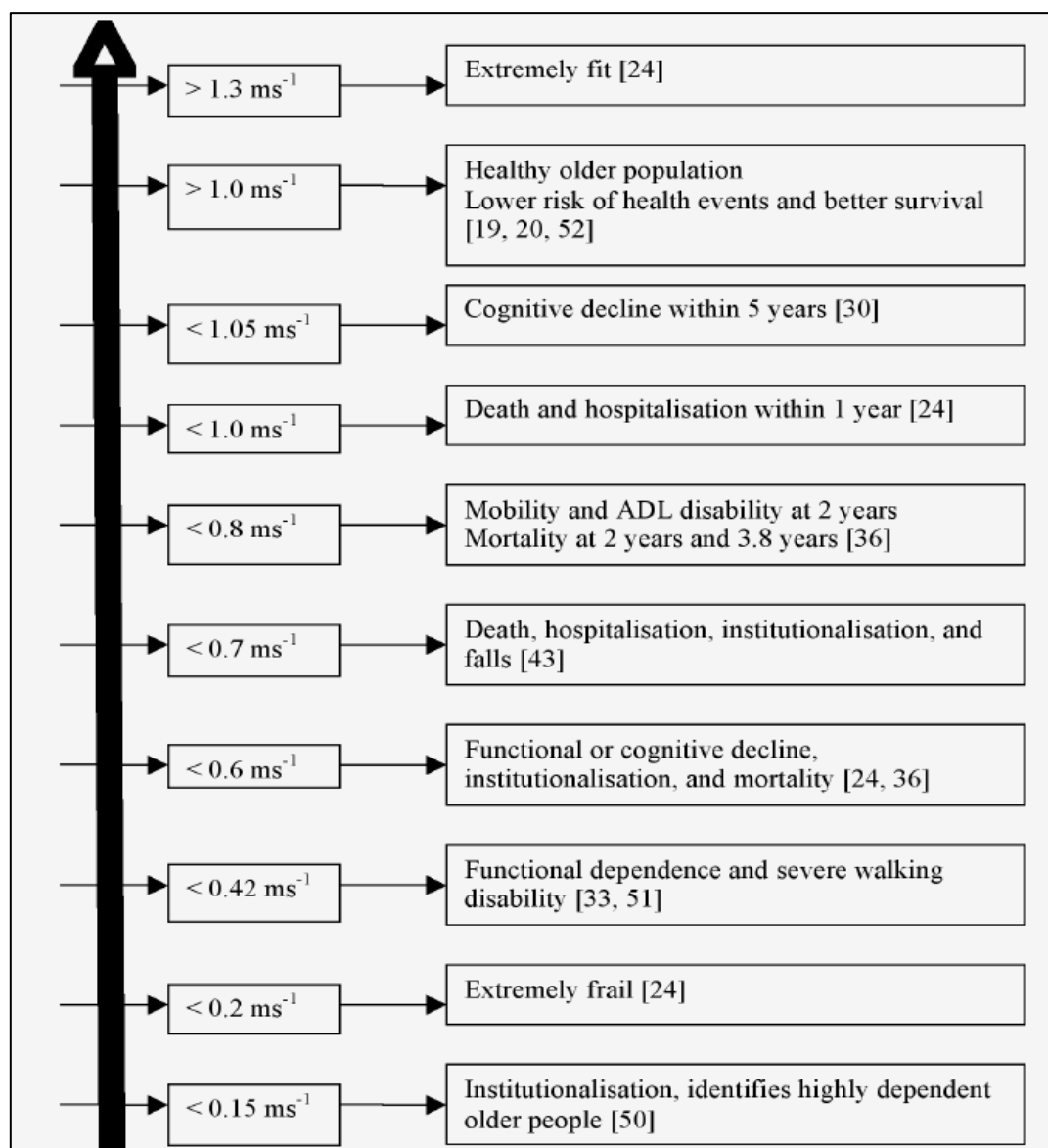


Figure 7. État de santé des personnes âgées en fonction de la vitesse de marche [4]

L'intérêt majeur de la fragilité est lié à son caractère réversible [35], et à l'existence de méthodes d'intervention efficaces notamment au niveau de l'hygiène de vie, telles que la pratique de la marche et une alimentation plus équilibrée [35, 36, 37]. En effet dans [36], 76 personnes fragiles ont suivi un programme supervisé d'exercice physique à domicile, pendant 6 semaines. La condition physique de chaque sujet est mesurée avant et après le programme avec des tests standards, dont la mesure de la vitesse de marche sur 4 mètres. Les résultats montrent une amélioration significative de la condition physique pour la majorité des sujets. Une étude similaire [35], avec un programme basé sur la pratique d'exercices physiques régulière sur une longue période (1 à 2 ans) avec une cohorte de 424 patients à risque de dépendance montre également une amélioration significative pour la majorité des personnes suivies.

Ainsi, un suivi personnalisé devrait permettre, par une prise en charge plus précoce en amont de la dépendance, de prévenir la perte d'autonomie par la promotion de la santé et ainsi d'apporter une meilleure qualité de vie aux personnes âgées et à leurs aidants.

3.1.2. Définition des critères à mesurer pour l'outil de suivi des personnes fragiles

Le suivi des patients fragiles se fait actuellement lors de consultations gériatriques hospitalières de manière discontinue (tous les 3 mois ou 6 mois), et donc hors du contexte de vie. Entre ces consultations, les médecins gériatres ne disposent pas d'informations. Ainsi, un suivi continu et personnalisé sur le lieu de vie, en contexte réel apporterait un véritable complément au suivi classique, notamment :

- en répétant les mesures dans des conditions comparables et écologiques et ainsi réaliser un suivi longitudinal sur le moyen et le long terme ;
- en impliquant le patient dans la prise en charge pour obtenir son adhésion (feed-back motivationnel) ;
- en mettant à disposition les données clefs au praticien pour rendre le suivi plus dynamique afin de connaître la cinétique d'évolution, notamment en zones sous médicalisées ;
- en détectant des variations significatives « au plus tôt » permettant d'adapter la prise en charge.

Le choix des indicateurs à mesurer est basé sur la définition des critères de Fried. Parmi les critères objectifs mesurables de la fragilité, si le poids et l'activité quotidienne sont des indicateurs relativement simples à mesurer (balance connectée, podomètre), les principaux verrous technologiques concernent la force de préhension et surtout la vitesse de marche. Or, celle-ci semble être le paramètre clef de la fragilité. Pour être pertinent sur le plan médical, l'outil devra permettre de renseigner **sur les 3 mois de suivi ambulatoire** :

- les périodes d'activité et leur durée ;
- la distance parcourue et le nombre de pas journalier ;
- la vitesse moyenne lors des périodes d'activité (course et marche différenciées).

La mesure précise de la vitesse de marche dans la population fragile présentant une marche altérée et une faible vitesse de marche est un verrou important. Pour que la mesure soit pertinente, la précision devra être supérieure à 95 % en condition de marche naturelle et reproductible sur la durée pour un même utilisateur. Pour augmenter la précision, nous proposons de mettre en place une étape d'apprentissage pour calibrer l'appareil sur la marche réelle de la personne.

En résumé, l'outil de mesure technologique permettra de suivre les indicateurs clefs de la fragilité, en particulier la vitesse de marche de manière précise, écologique, continue (3 mois minimum), et transparente. L'outil devra donc être porté par la personne de la manière la plus discrète possible. L'association du système avec un vêtement ou un bijou pourrait être une solution à envisager pour rendre l'outil acceptable.

3.2. La dépendance : définition et intérêts

3.2.1. La dépendance

La dépendance est définie comme l'incapacité d'une personne âgée à accomplir certains actes essentiels de la vie quotidienne [38]. Les personnes dépendantes ont besoin d'une tierce personne, à domicile ou en institution, pour compenser leur manque d'autonomie. La dépendance est associée à plusieurs limitations [38] :

- limitations des fonctions physiques, sensorielles, ou cognitives ;
- limitations dans les activités, qui sont évaluées par rapport à la capacité de la personne à effectuer ses Activités de la Vie Quotidienne (AVQ), telles que se déplacer, s'habiller ou faire sa toilette.

Le risque de chute est de manière générale élevé chez les personnes dépendantes, en particulier en cas de limitations physiques ou sensorielles [39].

La grille nationale AGGIR (Autonomie Gérontologie Groupes Iso-Ressources) permet d'évaluer le degré de perte d'autonomie ou de dépendance d'une personne âgée. Elle est basée sur des variables qui correspondent à la fois à des limitations fonctionnelles et à des limitations dans les activités. L'évaluation est réalisée par le médecin coordonnateur pour les personnes à domicile, ou par une équipe médico-sociale pour les personnes en établissement. L'outil AGGIR comprend six niveaux de dépendance, de GIR 1 pour le degré de dépendance le plus élevé à GIR 6 pour les personnes les plus autonomes [40]. Le détail de la grille est donné ci-dessous [40] :

- **GIR 1** : les personnes confinées au lit ou au fauteuil ayant perdu leur autonomie mentale, corporelle, locomotrice et sociale qui nécessitent une présence indispensable et continue d'intervenants.
- **GIR 2** : les personnes confinées au lit ou au fauteuil dont les fonctions mentales ne sont pas totalement altérées et qui nécessitent une prise en charge pour la plupart des activités de la vie courante, ou celles dont les fonctions mentales sont altérées mais qui ont conservé leurs capacités motrices.
- **GIR 3** : les personnes ayant conservé leur autonomie mentale, partiellement leur autonomie locomotrice, mais qui nécessitent quotidiennement et plusieurs fois par jour des aides pour leur autonomie corporelle.
- **GIR 4** : les personnes qui n'assument pas seules leur transfert mais qui, une fois levées, peuvent se déplacer à l'intérieur du logement. Elles doivent être aidées pour la toilette et l'habillage.
- **GIR 5 et GIR 6** : les personnes peu ou pas dépendantes.

Seules les personnes de 60 ans ou plus, classées en GIR 1 à 4 peuvent bénéficier de l'allocation personnalisée d'autonomie (APA). Dans le cas d'un maintien à domicile, un plan d'aide à domicile est proposé au bénéficiaire. Début 2012, on comptait 1,2 million de personnes dépendantes, en

référence au nombre de bénéficiaires de l'APA. Le nombre de personnes dépendantes devrait augmenter progressivement pour atteindre 2,3 millions en 2060 [1], soit deux fois plus qu'en 2012.

Surveiller le niveau d'activité d'une personne dépendante permet d'évaluer l'évolution de la dépendance, d'adapter les traitements en cours, et donc améliorer la qualité de vie de ces personnes. Des systèmes de détections de dangers, tel qu'un détecteur de chute, sécurise la personne dans son environnement et rassure les familles lorsque la personne âgée est seule chez elle. Pour des personnes ayant des troubles cognitifs ou d'orientation, des systèmes de détection de sortie ou de suivi de déplacements sont également des moyens de sécuriser la personne et son aidant, car elle peut être retrouvée facilement si elle s'égaré à l'extérieur.

3.2.2. Le suivi de personnes dépendantes au travers du projet Homecare

Le projet HOMECARE concerne la mise en œuvre et la validation d'une solution technique, pour l'aide au suivi et à la surveillance de personnes dépendantes à domicile et en institution. Dans un premier temps le système sera mis au point et validé dans le cadre d'un établissement spécialisé pour personnes atteintes de la maladie d'Alzheimer. Dans un deuxième temps, la version établissement sera retravaillée pour s'adapter au domicile.

HOMECARE s'inscrit dans la suite logique du projet PROSAFE dont il reprend le concept [5]. L'architecture matérielle est basée sur le déploiement d'un réseau de capteurs de mouvements dans l'environnement de vie [2] associé à une interface logicielle de suivi des patients. L'insuffisance majeure de cette architecture basée sur la détection des mouvements concerne l'absence d'identification des patients observés. La surveillance est limitée à des tranches horaires où le patient est seul dans une pièce, par exemple la nuit dans sa chambre. Pour résoudre ce problème, il est nécessaire d'identifier les patients avec un équipement complémentaire d'identification. Ainsi, le projet HOMECARE prévoit l'ajout d'un système porté par la personne en continu (24h/24). En associant un système porté et des capteurs embarqués dans l'environnement, les fonctions suivantes devront être assurées à l'issue du déploiement de la plateforme en institution :

- identification du patient pour mettre en place un suivi 24h/24 ;
- localisation à l'intérieur de l'établissement pour suivre les déplacements et localiser la personne lors de la détection d'un incident (chute, fugue et agitation) ;
- critères d'activités enrichis : taux d'activité, distance parcourue et vitesse de marche.

Dans le cas de patients Alzheimer, des solutions techniques à base d'éléments portatifs, de types bracelet et collier, rappelant au patient son handicap sont en général rejetées par celui-ci. La solution proposée est de placer le dispositif dans un pansement, formant ainsi un patch électronique à positionner dans le dos du patient.

En résumé, le dispositif à développer doit être un système miniature porté dans un pansement permettant d'identifier le patient, de suivre son activité globale et ses déplacements à l'intérieur de l'établissement 24h/24. Cette solution sera ensuite évaluée et adaptée pour le domicile.

3.3. Synthèse des besoins et solutions proposées

D'une manière générale, la mesure de l'activité (actimétrie) est un indicateur, pour le praticien, de l'état de santé de la personne, qu'elle soit fragile ou dépendante. En connaissant l'évolution du niveau d'activité de la personne par rapport à son niveau d'activité habituel, le praticien peut adapter les traitements en cours (médicament, alimentation, exercice physique, etc.). Les progrès dans le domaine de la microélectronique permettent aujourd'hui de concevoir des outils de suivi miniatures, à bas coût, qui peuvent être portés par l'homme de manière discrète, ce qui facilite leur utilisation dans n'importe quel environnement. Les données peuvent être collectées à l'extérieur à l'aide d'un terminal mobile (smartphone, tablette) ou à domicile avec un terminal mobile ou fixe (ordinateur). Avec les moyens de la télémédecine [41], toutes ces données sont à la disposition du médecin, à distance ou en consultation. Ces solutions permettent au médecin, de mettre en place un suivi continu de ses patients et sont une opportunité pour les personnes âgées qui peuvent bénéficier d'un suivi médical tout en restant à domicile. De plus, un abonnement à un service de télémédecine est en général moins coûteux qu'une prise en charge en institution.

Cette thèse s'inscrit dans cet objectif de suivi quotidien de personnes âgées à l'aide d'outils gérontechnologiques associant capteurs portés, capteurs ambiants, terminal de collecte et système informatique de traitement et de diffusion de données. Les outils développés permettront de recueillir les données d'activités de la personne dans son quotidien. Ces données seront ensuite mises à la disposition du médecin qui pourra ainsi mettre en place un suivi personnalisé de la personne.

Le terme gérontechnologie suppose d'adapter les nouvelles technologies aux attentes d'usages des personnes âgées et aux attentes des gérontologues en matière de suivi de leurs patients. Ces attentes doivent être prises en compte dans la démarche de conception.

3.4. La démarche de conception des gérontechnologies

De manière générale, les gérontechnologies doivent être pensées pour les personnes âgées. Ainsi, un certain nombre d'experts ont émis des recommandations dans la démarche de conception [18, 20, 42] :

- **adapter la technologie aux besoins** : c'est à dire réfléchir, dès le début du projet, à la pertinence des fonctionnalités proposées par rapport aux besoins, notamment par le recueil de l'avis des futurs usagers avec une enquête d'opinion ;
- **rédiger le cahier des charges** : ce travail doit se faire en lien étroit avec des spécialistes du domaine (gérontologues, gériatres) ;
- **répondre aux problématiques éthiques et législatives** : les questions de la mise à disposition et de la sécurité des données, notamment dans le cas de système de télésurveillance doivent être abordés dès le début du projet. D'autant plus que ces questions impliquent une architecture réseau plus ou moins complexe en fonction du type de sécurisation choisie. Dans le cas d'un système d'assistance à domicile qui utilise une caméra ou un microphone, la

question de l'atteinte à la vie privée doit être posée. Enfin, la question du litige en cas de défaillance du système doit être abordée.

- **Evaluation du prototype en « Living-lab »** (laboratoire vivant) : le « living-lab » permet de tester les usages d'un prototype avec les utilisateurs visés en environnement contrôlé. C'est une première étape d'évaluation du prototype qui s'insère dans le cycle de conception du produit.
- **Travailler l'ergonomie** : au niveau des interfaces utilisateurs qui doivent être intuitives et simples mais également au niveau de l'objet technique qui doit s'associer, avec l'environnement domestique existant, ou avec d'autres dispositifs, voire avec les vêtements ou accessoires portés habituellement par la personne. Cela permet de donner une image positive et « naturelle » à l'objet technique qui sera plus facilement accepté. Dans le cas d'un système d'assistance porté au poignet, il est fort probable qu'il sera plus facilement accepté s'il est présenté comme une montre plutôt que sous la forme d'un bracelet électronique. En effet, un bracelet électronique aura tendance à rappeler à la personne qu'elle a besoin d'une assistance et augmente le sentiment de stigmatisation[43].
- **Proposer un outil de diffusion commune** : les personnes âgées ont une préférence pour des produits de diffusion commune, sans spécificité, qui évitent la stigmatisation, si possible des technologies qui sont déjà connues et recommandées par leur entourage [18].
- **Envisager la filière de diffusion** : cela dépend de l'application et du public visé. Ce peut être une filière commerciale ou artisanale, un service d'aide à domicile, une mutuelle.
- **Réaliser une validation par les usages** : cette étape consiste à évaluer, avant la mise sur le marché, le dispositif en situation réelle avec les utilisateurs ciblés. Dans le cas de mesure médical, le dispositif peut être amené à passer une certification « Dispositif Médical (DM) », qui suppose de suivre plusieurs étapes pour garantir que l'objet est conforme aux exigences juridiques des directives de l'Union Européenne en matière de santé, et de sécurité.

Ces recommandations nous ont guidés dans la conception des outils présentés dans ce travail, l'étape de validation par les usages est prévue dans la suite de ces travaux. Les projets en lien avec les objectifs de cette thèse s'appuient sur la collaboration de quatre pôles de compétences majeurs :

- **le domaine médical** avec deux organismes qui définissent les besoins médicaux, le gériatopôle du CHU de Toulouse et l'EHPAD "le jardin d'Emilie" située à Caussade (82) ;
- **la recherche** avec le laboratoire LAAS-CNRS qui définit les spécifications techniques à partir des besoins médicaux et développe les prototypes ;
- **l'industrie** avec plusieurs entreprises de la région (Intesens, Medicateurs, ATOS, ACTIA) qui participent aux spécifications techniques avec une vision d'industrialisation des prototypes ;
- **le domaine éthique** pour l'évaluation des usages avec l'Institut Européen de Télémedecine du CHU de Toulouse.

Concrètement, cette collaboration prend forme lors de réunions et d'échanges de courriels, qui permettent d'exprimer les besoins au niveau médical, puis de les confronter avec les possibilités techniques et d'aborder les questions éthiques, législatives et la filière de diffusion dès le début du

projet. La rédaction des spécifications prend en compte tous ces échanges et permet de définir un programme de travail. Les étapes de « living-lab » et la validation par les usages sont insérées dans le programme de travail qui vise donc la mise sur le marché des prototypes développés dans cette thèse.

Nous avons mis en évidence les recommandations à suivre dans la démarche de conception d'outils gérontechnologiques. Dans la suite de ce document, nous proposons un état de l'art des systèmes portés par l'homme. Cet état de l'art est axé sur les systèmes et capteurs portés pour mesurer l'activité humaine, et plus particulièrement pour la mesure de la vitesse de marche. Il permettra de dégager et retenir les solutions techniques intéressantes pour concevoir une solution technologique de base destinée aux personnes fragiles ou dépendantes.

4. Etat de l'art sur les systèmes portés pour la mesure de l'activité et du mouvement humain

4.1. Les systèmes portés par l'homme : généralités

Plusieurs travaux de synthèse sur les systèmes portés par l'homme [44, 45, 46] montrent toutes les facettes d'une technologie qui est amenée à se développer rapidement avec de nombreuses applications dans le domaine de la santé, des métiers à risques et du sport. En plaçant des capteurs au contact de la peau ou dans un vêtement, il est possible d'analyser à distance des paramètres vitaux, des activités et mouvements humains, voire de détecter une personne en danger qui peut être localisée et secourue.

Le développement technologique s'appuie sur la miniaturisation progressive des capteurs et des systèmes associant des microsystèmes de mesures répartis, embarqués, autonomes, communicants sans fil dont les données seraient récupérées sur un processeur intermédiaire embarqué (smartphone et tablette), relais d'un système centralisé de traitements des données [46] (Figure 8). Les capteurs utilisés par ces systèmes embarqués sont généralement classés en deux catégories :

- **les capteurs physiologiques** qui permettent de mesurer la pression artérielle, la température corporelle, la fréquence respiratoire, la fréquence cardiaque (électrocardiographie, ECG), l'activité cérébrale (électroencéphalographie, EEG), l'activité musculaire (électromyographie, EMG), etc. ;
- **les capteurs de mouvements** dont les principaux sont les magnétomètres, gyromètres, accéléromètres et baromètres.

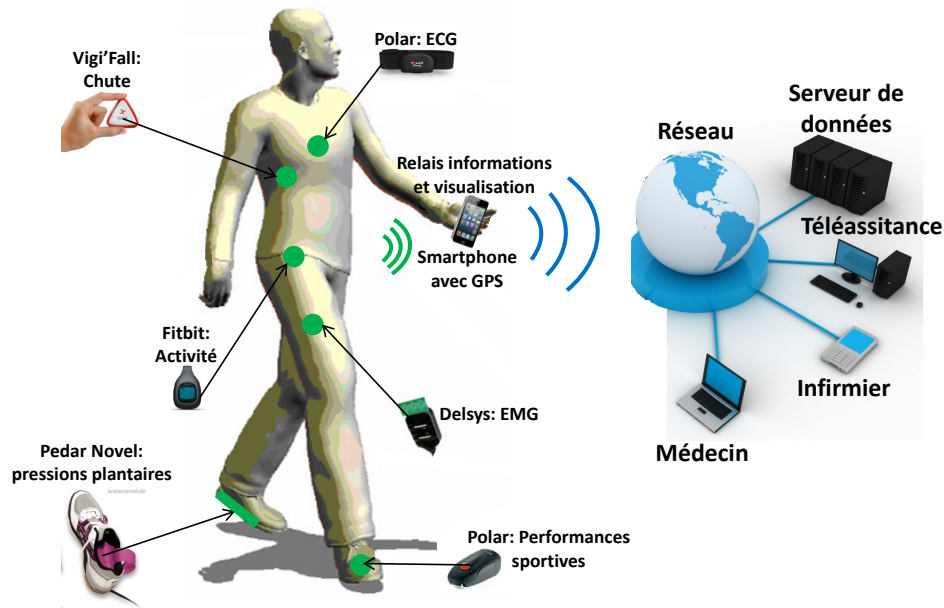


Figure 8. Systèmes portés du commerce et architecture réseau pour l'assistance et le suivi médical

Un système de mesure porté par l'homme est en général un nœud capteur qui s'insère dans un réseau de capteurs sans fil. L'architecture standard d'un nœud est centrée autour d'une unité de calcul (microprocesseur, microcontrôleur, FPGA, etc.) qui s'associe avec des capteurs dont les signaux sont numérisés par un CAN (Convertisseur Analogique Numérique), de la mémoire et un modem radio. L'alimentation électrique d'un nœud est en général assurée par une pile ou une batterie miniature (Figure 9). Certains nœuds capteurs embarquent également un système de récupération et de stockage d'énergie afin de prolonger l'autonomie, voire de rendre le système autonome énergétiquement.

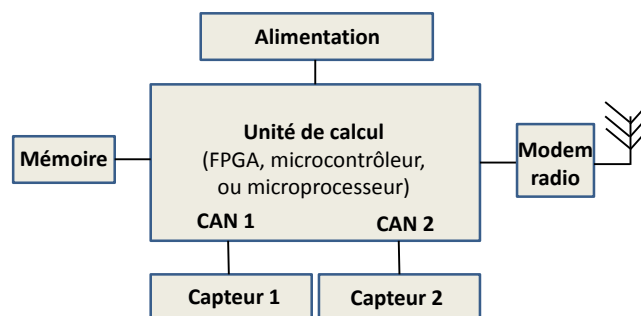


Figure 9. Architecture d'un nœud capteur standard

De manière générale, un nœud doit être miniature afin d'être porté facilement (Figure 10), qu'il soit associé avec un vêtement ou porté à même la peau. Cette contrainte de miniaturisation des dispositifs implique une batterie de taille et capacité (mAh) réduite, et donc une autonomie énergétique limitée. Cette problématique de l'autonomie est d'autant plus présente dans le cadre de mesures à vocation médicale, qui doivent être suffisamment fiables et pertinentes pour avoir un intérêt pour le médecin tout en assurant un suivi continu de la personne. Cette situation engendre de fortes contraintes au niveau de la conception qui doit viser un système miniature et fiable tout en assurant une autonomie énergétique suffisante.



Figure 10. Exemples de nœuds capteurs miniatures et évolution dans la miniaturisation

4.2. Exigences de conception d'un dispositif porté

Comme nous l'avons exposé précédemment, les attentes de l'utilisateur doivent être prises en compte dans la démarche de conception, en particulier au niveau de l'ergonomie et de la pertinence des fonctionnalités proposées. Nous rappelons les exigences principales des systèmes portés dans le contexte médical :

- **Ergonomie** : Le système porté doit être transparent pour l'utilisateur, c'est-à-dire petit et léger pour ne pas gêner la personne dans ses actes quotidiens.
- **Fiabilité** : L'exigence de sécurité suppose de proposer des dispositifs fiables, validés par les usages. Les dérives du système de captage doivent être limitées au maximum pour bien suivre l'évolution sur la durée des paramètres souhaités.
- **Autonomie de fonctionnement** : Le système doit posséder une grande autonomie énergétique pour pouvoir suivre les personnes au quotidien en limitant la maintenance (ex : 3 mois dans le cas des personnes fragiles).
- **Simplicité d'utilisation** : Les mesures et la transmission des données doivent être réalisées de manière automatique pour éviter la contribution de la personne et rendre le système simple d'utilisation. Un système de transmission sans fil est donc indispensable.
- **Robustesse** : Le système doit être robuste afin de pouvoir réaliser des mesures sur la durée complète du suivi.
- **Bas coût** : Les options technologiques envisagées doivent être de conception simple et peu coûteuse afin de rendre le système commercialisable.

La problématique de l'autonomie est au cœur de la conception d'un système porté qui implique des compromis entre l'énergie consommée, le traitement embarqué, le stockage des données, les ressources de communication, la fiabilité, les données transmises et la latence requise par l'application.

4.3. Les technologies basse consommation pour les systèmes embarqués

De manière générale, pour le choix des circuits électroniques d'un système embarqué, il faut établir un compromis entre la consommation qui doit être faible et les performances qui doivent répondre aux exigences du cahier des charges. Les caractéristiques techniques des circuits doivent faire l'objet d'une étude, en particulier :

- **L'unité de calcul** : le choix se porte principalement sur le type d'unité de calcul (microcontrôleur, FPGA ou microprocesseur), et la puissance de calcul qui dépend de l'architecture interne du circuit et de sa fréquence de traitement. Généralement, la puissance de calcul d'un microcontrôleur est suffisante pour traiter des signaux de capteurs qui observent des paramètres physiologiques, car ces phénomènes sont relativement lents. Le choix d'un microcontrôleur 8 bits par rapport à un 32 bits permet de réduire la consommation, le coût et la taille du composant mais au détriment de la puissance de calcul.
- **Le modem radio** : le choix du modem radio est lié à la technologie et au protocole de communication choisi (partie 4.4).
- **L'alimentation** : les piles et batteries à base de lithium possèdent la meilleure densité d'énergie (énergie/volume) et sont donc plus utilisées pour alimenter des systèmes portatifs miniatures. Une batterie possède une densité d'énergie plus faible qu'une pile et nécessite une électronique de gestion de puissance pour être chargée. Une pile possède donc un avantage au niveau encombrement mais devra être remplacée. Les super-condensateurs peuvent être chargés et déchargés très rapidement mais leur densité d'énergie est plus faible qu'une batterie ou une pile. Ils sont plus adaptés à des applications de gestion de puissance. Enfin, les nano-condensateurs offrent la perspective de composants à très haute densité d'énergie pour des temps de recharge très rapides [47].

On trouve communément, au niveau d'un système embarqué, un bloc d'alimentation avec un condensateur monté en parallèle avec une pile ou batterie. En effet, au niveau d'un nœud sans fil, les transmissions radio correspondent à de forts appels de courant qui engendrent un vieillissement rapide de la pile ou une décharge rapide de la batterie. Le condensateur joue donc le rôle de réservoir d'énergie et atténue ce phénomène [48].

- **La mémoire** : généralement une unité de calcul embarque de la mémoire flash. En fonction des besoins de l'application, de la mémoire peut être ajoutée pour accroître la capacité de stockage du dispositif embarqué. De plus, augmenter la capacité de stockage permet d'effectuer plus de calculs embarqués et améliore l'efficacité énergétique globale du système. Les nouvelles technologies de mémoire non volatile tel que MRAM (magnétique), FRAM (ferroélectrique) et RRAM (résistive) offrent la possibilité de stocker une grande quantité de données pour une taille et une consommation réduites mais leur coût est encore relativement élevé [49].
- **Les capteurs** : le choix de capteurs en technologie MEMS (MicroElectroMechanical Systems) est tout à fait adapté à une application embarquée, avec un encombrement (Figure 11) et une consommation énergétique très faibles, pour de hautes performances (annexe 1 et 2).



Figure 11. Encombrement de capteurs MEMS

- **Le bus de données :** généralement deux bus de données sont utilisés pour faire communiquer les différents circuits d'un système embarqué : les bus I₂C et SPI. Le bus SPI est plus performant que l'I₂C en termes de consommation et de débit. Par contre, contrairement à l'I₂C, il ne possède pas de possibilité d'adressage et se limite donc à des communications entre le maître et un esclave (une ligne de sélection par esclave). Le bus SPI est utilisé lorsque le nombre de composants est limité afin d'augmenter les performances, notamment au niveau de la consommation. L'I₂C sera préféré lorsque le nombre de composants est grand et que le système doit être évolutif. Ces deux bus peuvent cohabiter afin de bénéficier des avantages de chacun.

Les microsystèmes en technologies SoC (System on Chip) et SiP (System in Package) permettent de réduire la consommation globale et la taille du système embarqué avec une puce au fonctionnement optimisée qui embarque les composants principaux (unité de calcul, modem radio et mémoire), les bus de données avec communication optimisée entre périphériques, et parfois des capteurs standard (température et humidité), pour un coût moins élevé qu'une solution éclatée. **Ce choix doit être privilégié à condition que le microsystème choisi réponde aux exigences fixées.**

4.4. Impact et choix de la technologie sans fil

On rencontre communément quatre types de réseaux sans fil classés selon leur zone de couverture (portée radio) :

- les réseaux personnels sans fil « WPAN: Wireless Personal Area Network », dont la zone de couverture est typiquement d'une dizaine de mètres (jusqu'à 100 mètres pour certaines technologies), avec Bluetooth comme technologie la plus connue ;
- les réseaux locaux sans fil « WLAN: Wireless Local Area Network », régis par les normes IEEE 802.11 (Wi-Fi), dont la portée est typiquement d'une centaine de mètres ;
- les réseaux métropolitains sans fil « WMAN: Wireless Metropolitan Area Network », basés sur la norme IEEE 802.16, principalement destinés aux opérateurs de télécommunication pour une portée de 4 à 10 kilomètres ;
- les réseaux étendus sans fil « WWAN: Wireless Wide Area Network », avec les technologies de communication pouvant atteindre une centaine de kilomètres destinées au téléphone portable (GSM, GPRS et UMTS).

Les normes IEEE 802.11 (Wi-Fi) propose une communication à haut débit mais ne sont pas adaptées aux systèmes embarqués car la consommation énergétique est élevée. Notre application de suivi de personnes à l'aide d'un système porté se situe dans la catégorie des WPAN. Un protocole de communication est essentiel à la coordination d'un réseau de capteurs, les principaux protocoles utilisés dans les WPAN sont :

- **ZigBee (norme IEEE 802.15.4) :** technologie de réseau sans fil destinée à l'électronique embarquée et aux applications domotiques à très faible consommation énergétique [50, 51]. ZigBee prend en charge trois bandes de fréquences : 2450 MHz (avec 16 canaux), 915 MHz (10 canaux) et 868 MHz (un canal). ZigBee peut atteindre un débit maximum de 250 Kb/s

avec une portée maximale de 100 mètres environ. Le point fort de ZigBee est sa très faible consommation énergétique, grâce à plusieurs modes de veille, notamment « doze » (somnolence) et « hibernate » (hibernation). Le mode somnolence permet à une entité communicante ZigBee de consommer très peu d'énergie tout en restant dans la capacité de passer en mode opérationnel en très peu de temps, contrairement à Bluetooth par exemple. Ces principales limites sont son faible débit et son manque d'interopérabilité avec les terminaux mobiles classiques (smartphone et tablette) encore peu équipés de communication ZigBee [52].

- **Bluetooth (norme IEEE 802.15.1)** : Bluetooth est utilisé principalement pour interconnecter un terminal avec divers accessoires (oreillette, casque, souris, clavier, etc.). Cette technologie profite de sa maturité avec de multiples applications commerciales. Le Bluetooth permet d'obtenir des débits de l'ordre de 1 Mb/s, avec une portée d'une dizaine de mètres environ avec un émetteur de classe II et d'un peu moins d'une centaine de mètres avec un émetteur de classe I. Bluetooth utilise la bande 2,4 GHz (2,402 GHz à 2,480 GHz) en divisant cette bande en 79 canaux de largeur 1 MHz. Le point fort de Bluetooth est son interopérabilité. Le point faible est sa consommation élevée par rapport à ZigBee [53].
- **UWB (norme IEEE 802.15.3)** : l'UWB (Ultra Wide Band) est utilisé pour les transmissions à haut débit et à faible consommation. Cette technologie offre des avantages par rapport à Bluetooth en termes de consommation [54]. Elle offre aussi un service de localisation en intérieur précis de l'ordre du centimètre [21]. Les inconvénients majeurs d'UWB sont : une faible portée de communication (environ 10 m), une forte contrainte de synchronisation et son coût [54].

Les technologies Bluetooth et ZigBee sont des technologies permettant la transmission de données dans des réseaux embarqués destinés à être implémentés au sein de terminaux mobiles. Dans le cadre d'une application de suivi médical, la technologie ZigBee est la plus utilisée car de manière générale, l'exigence première est l'autonomie énergétique du système porté [24]. Le faible débit de cette technologie reste suffisant dans la majorité des applications de suivi médical [24]. Bluetooth sera préféré dans le cas d'un système dont l'interopérabilité est indispensable et dont l'autonomie peut être limitée.

UWB est envisageable dans le cas d'un système porté nécessitant une grande autonomie mais elle ne possède pas, à l'heure actuelle de normalisation précise. De plus, les possibilités de développements sont encore limitées et les coûts des plateformes de développements restent encore élevés (2000-3000 euros).

Le Bluetooth V4.0 BLE (Bluetooth Low Energy) sorti dernièrement offre la possibilité de systèmes interopérables avec des communications basse consommation équivalentes à ZigBee [55]. Lorsque le développement sera ouvert, cette solution sera intéressante dans le cadre d'applications médicales.

Le déploiement et dimensionnement d'un réseau de capteurs sans fil est une tâche complexe qui nécessite une définition précise des besoins de l'application afin de définir les paramètres du réseau : le nombre de nœuds, la portée de chaque nœud, la qualité de service (QoS), la topologie du réseau,

la quantité de données à transmettre, la périodicité de transfert, etc. [56]. Ces paramètres définissent le comportement de chaque nœud et ont une grande influence sur la consommation énergétique du nœud. Notre travail se limite au déploiement de réseaux personnels sans fil faisant intervenir quelques nœuds capteurs (< 10). Les contraintes de déploiement seront donc faibles, et auront moins d'influence sur la consommation des dispositifs portés. La limitation de la consommation sera donc principalement liée à la conception matérielle et au développement logiciel des dispositifs portés. **Pour la conception de notre système porté, nous avons fait le choix d'un modem radio au standard 802.15.4 qui permet d'implémenter la technologie ZigBee.**

4.5. Méthodes de réduction de la consommation des systèmes embarqués

4.5.1. Technique d'optimisation pour le traitement du signal embarqué

Le traitement du signal permet d'extraire le signal utile à partir de données capteurs. Le contexte de l'application joue un rôle dominant dans le traitement du signal. Dans le cadre d'une application médicale, la pertinence et la fiabilité de la mesure doivent être respectées. Plusieurs méthodes au niveau du traitement du signal permettent d'abaisser la consommation énergétique globale du système sans dégrader la mesure [57] :

- **Choix de la fréquence d'échantillonnage** (signal issu du capteur) : le théorème de Shannon permet de fixer la fréquence d'échantillonnage par rapport au signal observé. La fréquence d'échantillonnage F_e doit être au moins deux fois supérieure à la fréquence du signal observé F_o .
- **Privilégier le traitement embarqué** : le traitement embarqué du signal consomme moins d'énergie à une fréquence donnée, que la transmission en sans-fil du signal à cette même fréquence. Ainsi, réaliser le traitement en embarqué afin de ne transmettre que la donnée utile permet d'abaisser la consommation globale du système. En fonction du volume de données utiles à sauvegarder, l'ajout d'une mémoire est parfois nécessaire.
- **Utiliser des méthodes d'ajustement dynamique** : lorsque l'application visée et les circuits utilisés le permettent, ajuster la fréquence d'horloge et/ou la tension d'alimentation des circuits de manière dynamique permet de faire des économies d'énergie. La mise en place d'algorithmes auto-adaptatifs et de modèles de prédictions permet d'utiliser ces méthodes avec un système qui s'adapte à la situation constatée ou prédite. Ces algorithmes permettent également d'utiliser la technique de mise en veille qui consiste à désactiver certains périphériques lorsque le système n'en a pas besoin.

4.5.2. Technique d'optimisation pour la programmation du logiciel embarqué

D'une manière générale, plus le nombre d'instructions est élevé, plus la consommation est importante [57]. Plusieurs méthodes et règles de programmation permettent de réduire la consommation d'un logiciel embarqué :

- **Évaluation de la consommation logicielle** : une première évaluation de la consommation moyenne permet d'identifier les routines qui consomment le plus afin de mettre en place une stratégie d'optimisation de la consommation énergétique.

- **Choix du langage de programmation** : Dans le cas d'un logiciel embarqué sur microcontrôleur, l'association des langages C et assembleur permet d'établir un compromis entre facilité de développement et performances (temps d'exécution et consommation). En effet, le langage C de « haut niveau » permet de développer rapidement avec un langage facilement compréhensible. Néanmoins, la génération du code machine par un compilateur n'est pas optimisée. Ainsi, il peut être intéressant de programmer certaines routines en assembleur pour diminuer la consommation du système et augmenter la vitesse d'exécution.
- **Optimisation de l'exécution du programme** : Les deux méthodes que nous présentons ci-dessous permettent de diminuer la consommation mais utilisent plus d'espace mémoire pour stocker le programme ce qui peut augmenter la consommation. Il y a donc un compromis à trouver entre la taille mémoire du code et l'utilisation de ces méthodes.
 - 1) Utilisation des fonctions en ligne : L'appel de fonctions est une opération coûteuse en termes de ressources (nombre d'exécutions). La technique des fonctions en ligne consiste à recopier le code d'une fonction à l'endroit où elle est invoquée dans le programme plutôt que d'insérer une procédure d'appel de fonction. Cela réduit également le nombre d'appels de fonctions imbriquées.
 - 2) Utilisation du déroulement de boucle : plutôt que d'utiliser une boucle, cette méthode consiste à recopier, autant de fois que nécessaire, une instruction ou fonction devant être utilisée plusieurs fois de suite. Cette méthode réduit le temps d'exécution et donc la consommation.

Ces méthodes de traitement et de programmation seront appliquées en fonction des choix technologiques et contraintes de conception matérielle et logicielle.

4.6. La récupération d'énergie : vers l'autonomie des systèmes portés

Le but de la récupération d'énergie est de réaliser des microsystèmes complètement autonomes ne nécessitant aucune intervention humaine pendant toute la durée de vie du système. Ceci permet de combler le défaut majeur des batteries ou des piles : la nécessité de les recharger ou de les changer. Il existe quatre sources d'énergie ambiante pouvant être exploitées par un système de récupération d'énergie miniature : le rayonnement solaire, les gradients thermiques, les émissions électromagnétiques à haute fréquence, et l'énergie mécanique et vibratoire.

Dans le contexte d'un système porté par une personne, il est possible d'exploiter l'énergie produite par les activités humaines (mécanique et gradient thermique) : le souffle, la pression artérielle, la chaleur du corps, et les mouvements des membres. Un comparatif détaillé dans [58] montre que l'activité humaine qui produit le plus d'énergie est la marche (Figure 12).

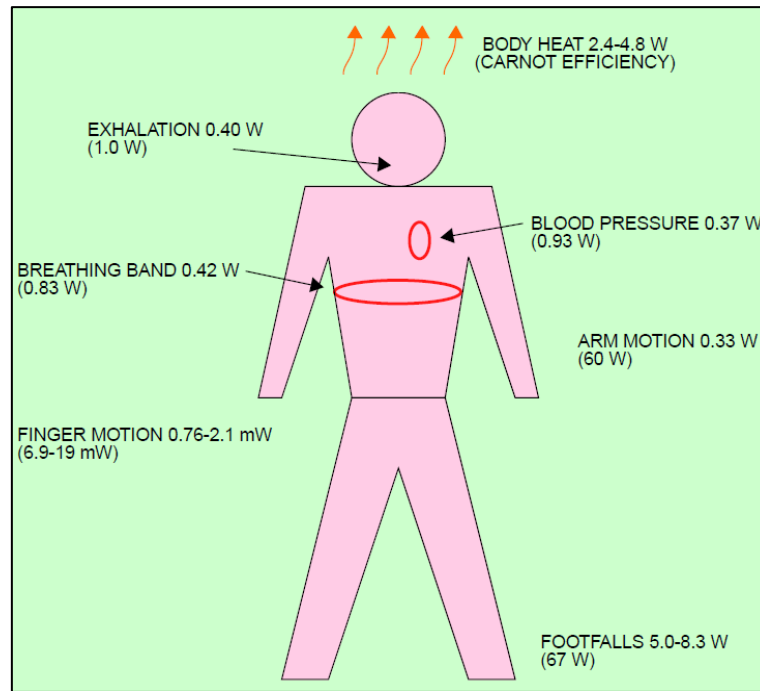


Figure 12. Production d'énergie théorique des activités humaines

Dans cette publication, le pas est assimilé à une chute sur le talon depuis une hauteur de 5 cm (distance verticale parcourue par le pied lors d'un pas). A partir de cette hypothèse, la puissance théorique générée par la marche d'une femme de 68 kg est estimée à 67 W.

Nous étudierons la possibilité d'ajouter un système de récupération suite à la conception de la première version du système porté.

4.7. Les capteurs MEMS pour caractériser le mouvement et l'activité

Les capteurs MEMS standard utilisés dans les systèmes portés pour caractériser et quantifier les mouvements et l'activité [44, 46] sont les baromètres, les magnétomètres, les gyromètres et les accéléromètres. Les méthodes d'exploitation des données de ces capteurs ont été développées en grande partie dans le domaine de la navigation pour piéton pour combler le manque de signaux de positionnement GPS en environnement intérieur [59].

4.7.1. Les magnétomètres MEMS

Le principe de base d'un magnétomètre est d'indiquer le nord magnétique terrestre. De façon générale, un magnétomètre classique comprend un dispositif qui se déforme sous l'action d'un champ magnétique, et un dispositif de capture et mesure de cette déformation.

On peut ainsi mesurer l'intensité d'un champ magnétique axial. Certains magnétomètres plus sophistiqués peuvent mesurer un champ magnétique global selon ses 3 axes X, Y et Z. On parle alors de magnétomètre triaxial. Dans les dispositifs de navigation pour piéton, il permet de donner des informations de position et d'orientation par rapport au champ magnétique terrestre selon 1, 2 ou 3 axes [60].

Ces capteurs sont très sensibles aux objets métalliques et magnétiques, ainsi en environnement intérieur le magnétomètre sera sujet à de multiples fluctuations qui peuvent fausser les données. Cette option n'est généralement pas utilisée pour caractériser les mouvements et activités en environnement intérieur. **Le magnétomètre ne sera pas retenu car notre application vise un suivi continu, notamment en environnement intérieur.**

4.7.2. Les baromètres MEMS

La technologie MEMS est utilisée dans la conception de micro-capteurs de pression atmosphérique basée sur différents principes de transduction. Typiquement, l'élément de détection se compose d'un diaphragme flexible qui se déforme sous l'effet d'une différence de pression. L'amplitude de la déformation du diaphragme est convertie en un signal électrique représentatif.

La pression atmosphérique évolue en fonction du lieu (altitude et latitude) et des conditions climatiques (température et humidité). Les conditions de pression atmosphérique sont donc variables pour un même lieu. Les données issues de ce capteur doivent donc être utilisées en relatif et permettent de mesurer les variations d'altitude au cours d'une journée.

Dans les applications commerciales dédiées à la mesure d'activité [26], ce capteur permet de mesurer le nombre de marches d'escalier gravies au cours d'une journée. Dans le domaine de la navigation pour piéton, il permet de donner une information sur l'altitude pour la localisation 3D [59]. Ce capteur peut être utilisé en environnement intérieur et extérieur.

Le calcul du nombre de marches d'escalier gravies au cours d'une journée apporterait une information supplémentaire pour le suivi des AVQ des personnes âgées. Néanmoins, dans un premier temps, nous cherchons uniquement à quantifier l'activité globale et la marche.

4.7.3. Les capteurs inertiels MEMS

Deux types de capteurs inertiels sont principalement utilisés dans la littérature pour caractériser le mouvement et l'activité : les accéléromètres et les gyromètres. Ces dispositifs peuvent être associés pour augmenter la précision des paramètres observés, notamment par l'utilisation d'une centrale inertielle 6D les regroupant dans un même boîtier [61, 62, 63].

4.7.3.1. Les gyromètres MEMS

Le gyromètre est un capteur de mouvement. Un gyromètre mesure la vitesse de rotation du référentiel du capteur par rapport à un référentiel inertiel (ou galiléen), suivant un ou plusieurs axes.

Les gyromètres de types MEMS (gyromètre à suspension électrostatique) se servent de la relation basée sur la force de Coriolis [64]. Cette force est perpendiculaire à l'axe de rotation du référentiel et au vecteur de la vitesse du corps en mouvement. Si le corps s'éloigne de l'axe de rotation, le vecteur force s'exerce dans le sens contraire de la rotation. À l'inverse, si le corps se rapproche de l'axe de rotation, le vecteur force s'exerce dans le même sens que la rotation.

Un gyromètre 3 axes donne accès à deux paramètres selon 3 directions : la vitesse angulaire (rad/s) et l'orientation (rad) par intégration de la vitesse angulaire. On peut ainsi obtenir des informations

sur l'orientation et la vitesse de rotation d'un mouvement [64]. La liste des principaux gyromètres MEMS en 2010 (année du choix des composants) est présentée dans l'annexe 1.

4.7.3.2. Les accéléromètres MEMS

Un accéléromètre est un capteur qui, fixé à un objet mobile, permet de mesurer l'accélération transversale comparée de ce dernier. Bien que l'accélération a soit définie en m/s^2 (SI), la majorité des documentations sur ces capteurs exprime l'accélération en « g » (accélération de la gravité standard au niveau de la mer pour une latitude de 45° , $g=9,8 \text{ m/s}^2$). Le principe de tous les accéléromètres est basé sur le principe fondamental de la dynamique :

$$F = M \cdot a \quad \text{Équation 1}$$

Où F est la force (N), M est la masse (kg) et a est l'accélération (m/s^2).

Plus précisément, il s'agit de l'égalité entre la force d'inertie de la masse sismique du capteur et une force de rappel appliquée à cette masse. Un accéléromètre mesure l'accélération et la pesanteur qu'il éprouve. Les effets de la pesanteur et de l'accélération ne sont pas distinguables, d'après le principe d'équivalence d'Einstein. Par conséquent, la mesure d'un accéléromètre a un décalage dû à la pesanteur locale. Cela signifie qu'un accéléromètre au repos sur la terre indiquera réellement 1 g le long de l'axe vertical. Pour obtenir l'accélération due au seul mouvement du boîtier, ce décalage doit être soustrait. Un accéléromètre 3D permet d'accéder dans 3 directions à plusieurs paramètres : l'accélération (g ou m/s^2), la vitesse (m/s) par intégration de l'accélération, et le déplacement (m) par double intégration de l'accélération. La liste des principaux accéléromètres 3 axes MEMS numériques en 2010 est présentée dans l'annexe 2.

Ils existent de nombreuses applications cliniques utilisant des capteurs inertiels portés par l'homme pour caractériser le mouvement et l'activité. Nous les présentons ci-après.

4.7.4. Les applications des capteurs inertiels positionnés sur le corps humain

Le Tableau 1 donne une cartographie des zones à privilégier pour positionner les capteurs inertiels sur le corps humain [44, 65, 66]. Les positions sur le corps sont choisies d'un point de vue pratique avec des zones regroupant les caractéristiques suivantes : surface plane, relativement grande et faible flexibilité excluant ainsi les zones proches des articulations [65]. Ils peuvent être directement positionnés sur le corps par l'intermédiaire d'une attache, d'un pansement, ou porté dans un accessoire ou un bijou (bracelet, montre, etc.), voire intégrés dans un T-shirt, une ceinture, une chaussure, une semelle, etc. Un capteur inertiel doit être fixé sur le corps humain, afin d'éviter un mouvement relatif entre le capteur et le corps humain. Une fixation lâche et non ajustée provoque des vibrations et des déplacements du capteur porté qui s'ajoute au mouvement mesuré et dégrade la précision de mesure.

Position sur le corps	Applications	Observations, remarques	Références	Port
Tête	Chute, marche		[67, 68, 69]	élastique, bandeau
Cage thoracique : sternum et milieu du dos	Chute; activité ; respiration et diagnostic de l'apnée pendant le sommeil	mouvement de l'ensemble du corps	[70, 71]	élastique, pansement
Taille et bas du dos	Activité, chute, marche, postures et transitions	mouvement de l'ensemble du corps; proche centre gravité; simple à fixer (ceinture)	[65, 72]	ceinture, pansement, haut du pantalon avec une attache
Poignet et avant-bras	Période veille-sommeil; activité globale		[73, 74]	montre, bracelet
Tibias et cheville	Marche		[75, 76]	élastique, pansement, bracelet cheville
Pied	Marche et caractéristiques de la foulée	Analyse précise de la marche	[62, 63, 77]	Chaussure et semelle

Tableau 1. Application des capteurs inertiels positionnés sur le corps humain

Avec des capteurs inertiels positionnés sur le corps humain, on peut mesurer les paramètres souhaités pour suivre les personnes fragiles et dépendantes : la marche, l'activité et la chute. Néanmoins, en fonction de la position sur le corps, les paramètres accessibles peuvent être différents et plus ou moins précis.

Dans le cadre du suivi de personnes dépendantes (projet Homecare), la position du nœud capteur est imposée par le personnel médical. Il sera apposé au milieu du haut du dos du patient par l'intermédiaire d'un pansement. Néanmoins, cette position est adaptée aux fonctionnalités souhaitées : la mesure de l'activité et la détection de chutes.

Dans le cadre du suivi de personnes fragiles, nous avons choisi de positionner le nœud capteur dans une semelle pour plusieurs raisons :

- 1) Une semelle instrumentée permet de rendre le système plus facilement acceptable en étant transparente pour l'utilisateur.
- 2) Les chaussures ou semelles instrumentées permettent une analyse précise des caractéristiques de la foulée et une mesure précise de la vitesse de marche (Tableau 2). En effet, la précision est supérieure à 95 % dans plusieurs travaux [62, 63].
- 3) L'énergie théorique générée par la marche (partie 4.6) est importante et permet d'envisager l'ajout d'un système de récupération afin d'exploiter cette source d'énergie.
- 4) L'utilisation de capteurs de force/pression positionnés sous la plante du pied permet de mesurer d'autres paramètres liés à la marche (Tableau 2). Nous envisageons d'utiliser ces capteurs pour suivre les variations de poids (critère de Fried) de manière embarquée et automatique en complément d'un pèse-personne connecté.

4.8. Le concept de chaussure ou semelle « intelligente »

Ce concept est exploité dans différents projets de recherches pour le suivi de la marche et de ses pathologies à l'extérieur de la clinique. Deux types de capteurs sont principalement utilisés dans des chaussures ou semelles dans plusieurs projets de recherches : les capteurs inertiels et les capteurs de force/pression. Ces capteurs sont parfois associés pour réaliser une analyse plus poussée de la marche.

Les capteurs inertiels permettent de mesurer les déplacements du pied dans 3 dimensions et d'accéder aux paramètres suivants de la marche (Tableau 2) :

- la vitesse de marche et la distance parcourue ;
- les caractéristiques de la foulée (cadence, longueur/largeur/hauteur du pas) ;
- la variabilité de la marche (régularité spatio-temporelle des cycles de marche).

Les capteurs de force/pression sont en général embarqués dans une paire de semelles et positionnés sous des zones clés du pied afin de mesurer plusieurs paramètres :

- la mise en charge des membres inférieurs ;
- l'équilibre statique en posture debout et l'équilibre dynamique au cours de la marche ;
- la variabilité de la marche par l'analyse spatio-temporelle des cycles de marche.

Les applications cliniques associées à cette analyse dynamique de la marche sont nombreuses et variées mais encore émergentes. Ainsi, une liste non-exhaustive (Tableau 2) de différents projets de recherches a été établie afin de donner un aperçu des possibilités offertes par le concept de chaussure ou semelle « intelligente ».

Paramètres de la marche observés	Type de capteurs	Applications cliniques	Références
Vitesse de marche et distance parcourue	Capteurs inertiels	Étude de la marche chez le sujet sain, âgé ; Parkinson	[62, 63 ,77]
Les caractéristiques de la foulée (cadence, longueur, largeur, hauteur)	Capteurs inertiels	Étude de la marche chez le sujet sain, âgé ; Parkinson	[62, 63 ,77]
La variabilité de la marche (répartition spatio-temporelle des cycles de marche)	Capteurs inertiels et/ou capteurs de force/pression	Étude de la marche chez le sujet sain, âgé, diabétique ; Parkinson ; AVC ; Étude de programme de rééducation	[77, 78, 79, 80, 81]
Mise en charge des membres inférieurs (% du poids du corps)	Capteurs de force/pression	Étude de la marche chez le sujet sain, âgé, diabétique ; Parkinson et arthrose du genou ; Étude de programme de rééducation ; Évaluation d'une chaussure orthopédique	[78, 79, 81, 82, 83]
L'équilibre statique et dynamique	Capteurs de force/pression	Étude de la marche chez le sujet sain, âgé, diabétique ; Parkinson et arthrose du genou ; Étude de programme de rééducation	[78, 79, 83]

Tableau 2. Le suivi clinique de la marche avec des chaussures ou semelles « intelligentes »

Ces projets de recherche sont encore au stade expérimental. Les résultats sont quantitatifs et centrés principalement sur les performances des systèmes de mesure qui semblent pour la plupart acceptables au niveau clinique. Néanmoins, les tests doivent être réalisés, sur du long terme, avec des campagnes d'essais comportant plus de sujets, afin de valider les intérêts médicaux pour les applications cliniques visées.

Cette vue d'ensemble montre l'intérêt de ce concept et nous permet d'envisager, en plus du suivi précis de la marche, d'autres applications cliniques.

4.9. Synthèse et choix technologique pour le système de mesure de l'activité

Pour la première version du système porté, nous proposons un accéléromètre 3 axes MEMS. L'accéléromètre est le capteur de base pour mesurer l'activité humaine, il est utilisé dans de nombreuses applications. De plus, la consommation moyenne d'un accéléromètre est largement inférieure à la consommation d'un gyromètre, d'un facteur 10 en général, voire d'un facteur 100 pour les accéléromètres « ultra low power », comme le montre les annexes 1 et 2. La conception du système de suivi actimétrique sera réalisée de manière évolutive et modulaire afin de pouvoir ajouter d'autres capteurs à ce capteur de base, notamment un gyromètre ou un baromètre si le suivi actimétrique devait être plus poussé (analyse du mouvement).

En résumé, le système porté sera un nœud capteur miniature basé sur une architecture électronique standard. Cette architecture sera évolutive pour s'adapter aux besoins spécifiques des personnes fragiles ou dépendantes. Suite à l'état de l'art sur les systèmes portés, décrits dans ce chapitre, nous proposons une solution technologique sans-fil, dont les composants électroniques principaux sont :

- un accéléromètre 3 axes en technologie MEMS pour mesurer l'activité ;
- un microcontrôleur pour le prétraitement des données ;
- une électronique de stockage des données prétraitées (mémoire flash) associée à une horloge temps réel permettant d'horodater les périodes d'enregistrement ;
- un modem radio basse consommation, basé sur le standard 802.15.4, pour communiquer ; vers un dispositif central de collecte et de traitement, les données prétraitées et horodatées,
- une pile bouton lithium offrant une grande capacité (mAh) pour un volume réduit.

Nous rappelons que les options technologiques à privilégier sont celles de la miniaturisation, et de la réduction des coûts et de la consommation énergétique. Ces exigences cumulées invitent au choix d'une puce en technologie SiP ou SoC.

5. Conclusion

Préserver la santé physique et morale de nos aînés est un enjeu majeur pour notre société. Pour accompagner les personnes âgées dans le « bien vieillir », l'une des priorités est de développer le maintien à domicile. Dans certaines régions françaises, le maintien à domicile est en difficulté par

manque de moyens financiers et humains. Cette situation exige l'appui de nouvelles solutions, notamment technologiques.

Les progrès dans le domaine de la microélectronique et des réseaux de capteurs permettent aujourd'hui de concevoir des systèmes miniatures et connectés qui peuvent être portés par l'homme dans son quotidien. Cela ouvre la voie au suivi médical de personnes hors du contexte clinique, et offre la possibilité aux personnes âgées de rester à domicile tout en étant suivies à distance.

Dans cette perspective de suivi distant, nous avons présenté nos objectifs de thèse : ils se situent dans la suite logique des travaux du LAAS-CNRS sur les systèmes de surveillance des personnes âgées avec l'ambition d'en améliorer les performances et de mieux répondre aux exigences des patients et des personnels de santé. La contribution principale porte sur la conception et le prototypage de dispositifs portés multifonctionnels, miniaturisés, communicants sans fil, et la mise en œuvre d'algorithmes embarqués ou déportés permettant d'assurer le suivi actimétrique et la détection de dangers.

La conception de la première version du système est présentée dans le chapitre 2. Le port de ce système sera différent en fonction de la population visée (Figure 13) :

- **fragile** : le système sera intégré dans une semelle pour suivre de manière discrète des personnes fragiles dans leur quotidien ;
- **dépendante** : le système sera porté à l'aide d'un pansement apposé dans le dos des personnes (il s'agira de personnes atteintes de la maladie d'Alzheimer et résidant dans une unité de soins spécialisés). Il sera associé à un réseau de capteurs de mouvements ambiants et permettra ainsi des fonctionnalités avancées et complètes de suivi et surveillance en institution. Ces solutions seront ensuite adaptées pour un suivi de personnes dépendantes à domicile.

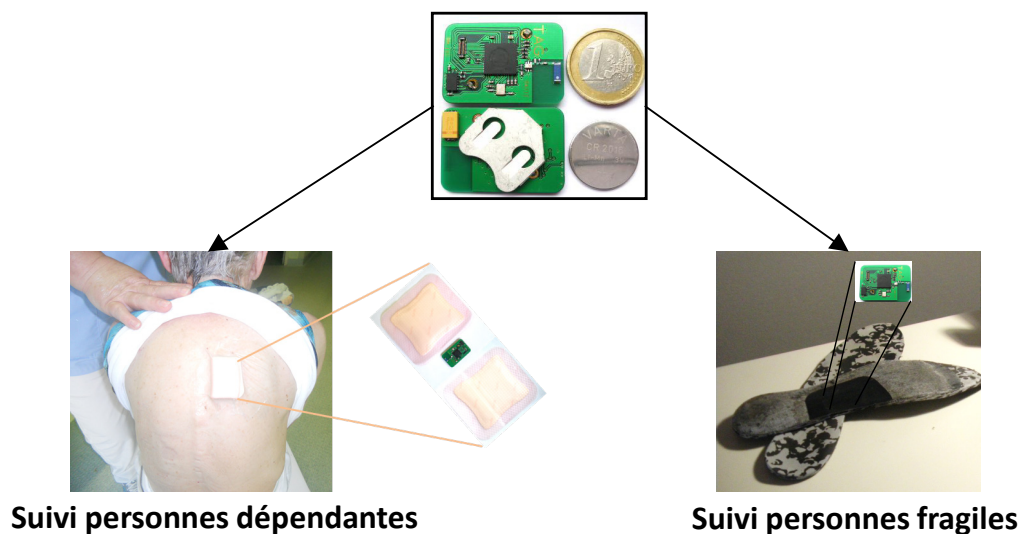


Figure 13. Le port du nœud capteur en fonction des patients suivis

Ce nœud capteur pourra être associé à d'autres systèmes et capteurs dans plusieurs contextes et projets applicatifs et permettra de proposer de nouvelles fonctionnalités pour le suivi des personnes âgées ou pour d'autres applications (clinique, sport, et métiers à risques). La Figure 14 illustre les dispositifs développés que nous présenterons dans le cadre de ce manuscrit.

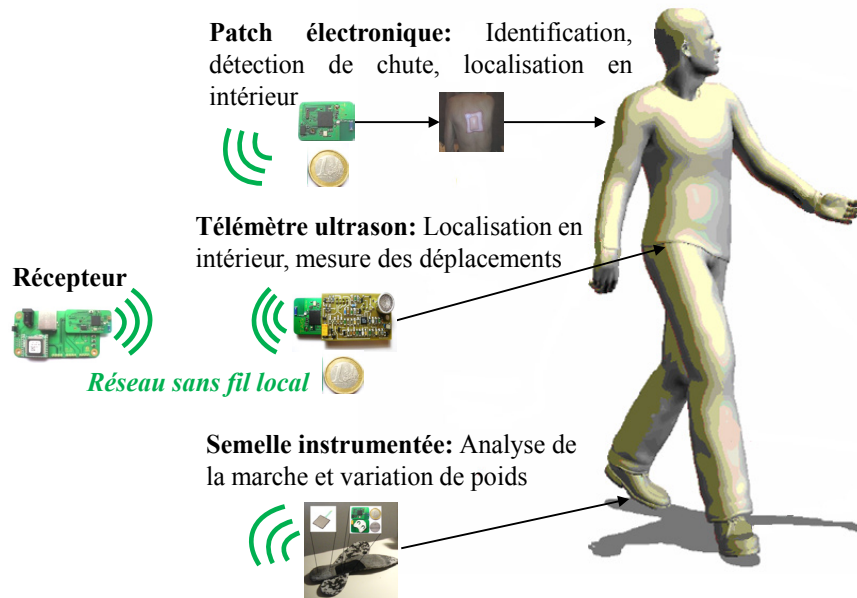


Figure 14. Dispositifs technologiques développés pour le suivi de l'état de santé des personnes âgées

CHAPITRE 2 : CONCEPTION D'UN DISPOSITIF PORTÉ DE MESURES ACTIMÉTRIQUES ET MISE EN PLACE D'UN SUIVI DE PERSONNES DÉPENDANTES

1. Introduction

Comme nous l'avons exposé précédemment le suivi actimétrique permet aux gérontologues de mettre en place une prise charge personnalisée de leurs patients. Suite à l'étude présentée dans le chapitre 1, nous pouvons définir les spécifications techniques d'un dispositif porté, destiné à mesurer l'activité physique de personnes fragiles ou dépendantes afin de mettre en place un suivi personnalisé de leurs activités journalières. Le système doit assurer la pertinence des mesures à caractère médical sur une période de fonctionnement acceptable.

Dans le cas des personnes fragiles, un suivi personnalisé devrait permettre, par une prise en charge précoce, de prévenir la perte d'autonomie par la promotion de la santé, en particulier par la pratique d'exercices physiques tels que la marche. Le système de suivi actimétrique doit donc être porté de la manière la plus discrète possible pour accompagner ces personnes dans leur quotidien aussi bien au domicile qu'à l'extérieur du domicile (suivi ambulatoire). L'option choisie est celle d'une semelle de chaussure instrumentée afin de rendre le suivi transparent pour l'utilisateur (chapitre 3).

Dans le cas des personnes dépendantes, l'actimétrie permet d'évaluer l'évolution de la dépendance et d'adapter les traitements en cours. La prise en charge de ces personnes dépend du niveau et du type de dépendance (cognitif et/ou physique). Elle peut être réalisée à domicile par le biais de visites régulières d'aides-soignants ou en institution dans le cas de personnes fortement dépendantes. La solution technique proposée doit donc être adaptable en fonction du niveau de dépendance et du contexte du suivi (domicile ou institution).

Ce chapitre est essentiellement consacré à la mise au point du dispositif de suivi de personnes dépendantes au travers du projet HOMECARE. Ce projet vise la conception et la validation d'une plateforme de surveillance en institution sur la base d'un système déjà mis en œuvre dans le cadre de plusieurs expérimentations antérieures [2, 5]. Le système porté de suivi actimétrique développé, viendra compléter cette plateforme avec des fonctionnalités plus riches et plus précises, en particulier au niveau de la détection de chute et de la localisation des patients.

Dans ce chapitre, nous présentons les systèmes actimétriques couramment utilisés, les spécifications techniques et la conception du dispositif porté pour le suivi d'activité, un rappel des résultats antérieurs du LAAS-CNRS sur les plateformes de surveillance, et la mise en œuvre en laboratoire des fonctionnalités de la plateforme HOMECARE.

2. Systèmes actimétriques et choix technologiques

Certaines équipes de recherche utilisent le son ou la vidéo pour mesurer l'actimétrie [84, 85]. Ces options ont été critiquées et décrites comme une intrusion dans la vie privée. Les systèmes actimétriques récents utilisent des systèmes ambiants et/ou portés.

Les systèmes actimétriques ambiants utilisent généralement des réseaux de capteurs de mouvements basés sur plusieurs principes de détection : infrarouge [24, 86, 87], ultrason [88, 89], ou vibration [89, 90]. L'avantage principal de ces systèmes est de proposer une mesure non intrusive avec un système qui peut être intégré dans le bâti. L'inconvénient majeur est que la mesure est limitée aux environnements intérieurs. De plus, ces systèmes manquent généralement de précision et il est difficile de les utiliser dans un environnement multi-utilisateurs car ils ne peuvent faire la distinction entre les personnes.

Les systèmes actimétriques portés utilisent des capteurs inertiels ou magnétiques. L'avantage principal est qu'ils permettent de réaliser des mesures en continu en environnement intérieur comme extérieur. De plus, les mesures sont précises [62, 63, 91] et elles peuvent être réalisées dans un environnement multi-utilisateurs car le système porté permet d'identifier la personne. L'inconvénient majeur est de devoir porter un système au quotidien ce qui peut être gênant. Néanmoins, les progrès récents dans le domaine des microsystèmes permettent aujourd'hui de proposer des systèmes actimétriques miniaturisés qui peuvent être portés facilement en les associant par exemple avec un bijou ou un vêtement.

Il existe également des systèmes combinés qui permettent de réaliser des mesures très précises en fusionnant les données des capteurs portés et ambiants. Malgré le fait de devoir équiper la personne et le bâti, ce choix est réalisé pour augmenter la fiabilité du système en fusionnant les informations [92] ou pour augmenter le nombre de fonctionnalités du système [24].

Dans un premier temps, nous proposons de concevoir de manière « générique » une brique technologique de faible dimension et basse consommation pour mesurer l'activité humaine. En fonction du profil des personnes concernées, ce système doit être porté à différents endroits sur le corps pour s'adapter à leur mode de vie au quotidien, ce qui peut avoir pour conséquence d'affecter la précision des mesures. Cela suppose donc de prévoir des évolutions du système. Dans un deuxième temps, le système de suivi actimétrique porté sera associé à un réseau ambiant de capteurs de mouvements pour former la plateforme de surveillance HOMECARE. Cette plateforme propose de multiples fonctionnalités de suivi actimétrique et elle peut être classé parmi les systèmes combinés (partie 4.1).

3. Conception du système de suivi actimétrique

Pour suivre les personnes âgées de manière embarquée et discrète, nous proposons un nœud capteur miniature basé sur une architecture matérielle standard, dont les composants électroniques principaux sont : un accéléromètre 3 axes, un microcontrôleur, une mémoire flash, et un modem radio basse consommation basé sur le standard 802.15.4. Le choix d'une puce SiP ou SoC permet de réduire la taille et la consommation du système. Dans cette partie, nous décrivons les choix des composants électroniques et les étapes de conception du système de suivi actimétrique.

3.1. Choix technologique d'une puce SiP et du protocole de communication

Le choix principal à effectuer est une puce en technologie SiP ou SoC intégrant un modem radio 802.15.4, un microcontrôleur, de la mémoire et une horloge temps réel. Les fabricants proposant la plus large gamme de puces avec un modem 802.15.4 intégré sont : Texas Instrument [93], Freescale [94] et Microchip [95]. Suite à une analyse de plusieurs composants et en s'appuyant sur un article de comparaison de ces systèmes [96], il apparaît qu'aucune puce ne se démarque réellement puisqu'elles offrent toutes des consommations et des encombrements équivalents.

Un autre aspect important est la simplicité de conception pour réaliser une première version du prototype rapidement. Dans ce domaine, Freescale est le plus intéressant avec les documents « reference design » qui proposent des schémas électriques types et des listes de composants pour une mise en œuvre simplifiée du SiP et le dimensionnement de l'antenne radio associée. De plus, Freescale fournit l'outil de développement « BeeKit Wireless Connectivity Toolkit » couplé à trois solutions logicielles permettant de développer rapidement des applications sans fil [94] :

- **SMAC (Simple Medium Access Control)** : Elle propose un jeu de primitives simplifiées permettant de développer des applications communicantes propriétaires. Les applications basées sur SMAC ont une compatibilité 802.15.4 et ZigBee au niveau de la couche physique, mais pas nécessairement aux niveaux supérieurs (formats des messages, mécanismes implémentés). Cette solution est gratuite.
- **IEEE 802.15.4** : Elle propose l'ensemble des fonctionnalités prévues par le standard 802.15.4 (couches physique et liaison). La norme IEEE 802.15.4 définit les caractéristiques des couches physiques et MAC pour les réseaux personnels sans fil à faible débit [51].
- **ZigBee** : Le protocole certifié par la ZigBee alliance [97] est fourni sous forme de bibliothèques. Le développeur n'a plus qu'à programmer le ou les profils correspondant à son application. A la différence de SMAC et 802.15.4, l'utilisation de la pile ZigBee est payante [96].

La puce SiP MC13213 [94] répond aux exigences techniques fixées avec un MCU (8 bits), une horloge temps réel (32 kHz), de la mémoire interne (60 kb de Flash, 4 kb de RAM), et un modem radio (2450 MHz, 250 kbps) qui prend en charge les 3 protocoles de communication de Freescale.

Nous avons choisi d'utiliser SMAC, car il nous permet de développer rapidement notre application avec une pile protocolaire simple et souple tout en assurant une faible consommation d'énergie avec les modes d'économie d'énergie « somnolence et hibernation ». SMAC est fiable au niveau du

transfert en proposant le mécanisme de retransmission standard « acknowledgment » (ACK). Si le prototype devait être validé et évoluer vers une solution industrielle, la protection des données serait alors indispensable. La technologie ZigBee propose une clé d'encryptage de 128 bits. Dans la suite du document, le terme « communication 802.15.4 » est lié à l'utilisation de SMAC avec la couche physique de la norme 802.15.4.

3.2. Choix d'un accéléromètre 3 axes basse consommation

Suite à une comparaison des principaux accéléromètres (annexe 2), notre choix s'est porté sur l'ADXL345 [98] qui possède les caractéristiques recherchées : faible encombrement (3*5*1 mm), faible consommation énergétique (de 23 μ A@0.1 Hz à 140 μ A@3200 Hz), une plage de détection élevée (± 16 g) pour une résolution élevée (3,9 mg/LSB). Il possède également des fonctions appropriées pour le développement d'algorithmes de détection de chute et de suivi d'activité. En effet, il est capable de générer des interruptions sur deux sorties électriques dédiées lors de la détection des événements, activité, inactivité et chute libre, avec des seuils d'accélérations paramétrables.

3.3. Conception du système de suivi actimétrique

3.3.1. Présentation des dispositifs développés pour la mesure de l'activité

Le système de suivi actimétrique communicant sans fil développé se décompose en deux parties (Figure 15) :

- le système porté par la personne : le patch ou TAG ;
- le système de collecte des données : la Balise.

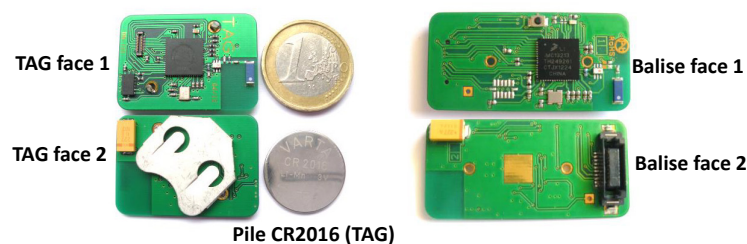


Figure 15. Ensemble TAG/Balise pour la mesure de l'activité

Deux versions de Balises ont été développées (Figure 16), une version permettant à la Balise de communiquer directement avec un ordinateur via USB (Balise USB), et une version permettant de communiquer avec un ordinateur distant via Ethernet (Balise Ethernet).

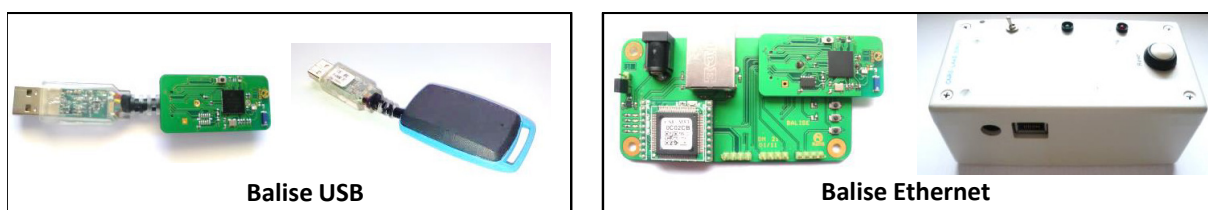


Figure 16. Les deux versions de Balises communicantes

3.3.2. Conception des dispositifs

La première étape de développement a été la conception d'une carte communicante 802.15.4 (Figure 17). Deux cartes ont donc été fabriquées (émetteur/récepteur) afin de mettre en place le protocole de communication. Cette première réalisation a ensuite été miniaturisée pour être portée facilement.

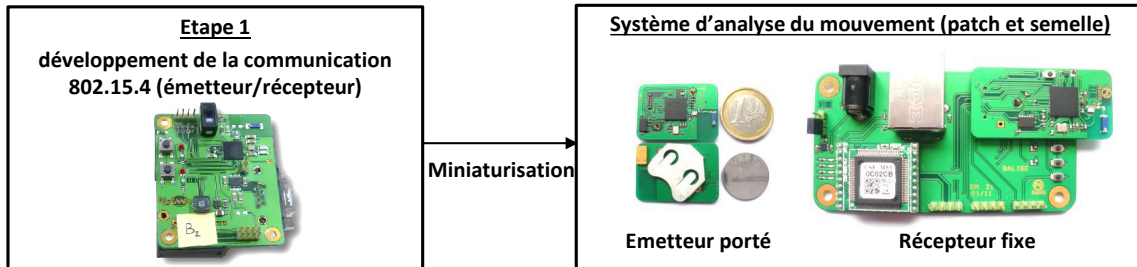


Figure 17. Etapes de développement du système de suivi actimétrique

Pour réaliser l'émetteur porté (TAG), le dispositif communicant 802.15.4 a été miniaturisé et associé à l'accéléromètre ADXL345. Pour que le système soit porté facilement, soit dans un pansement, soit dans une semelle, la première condition est de réaliser un système de faible épaisseur. Ainsi, l'épaisseur du circuit imprimé a été limitée à 0,8 mm, et l'alimentation électrique est réalisée avec une pile CR2016 d'une capacité de 90mAh dont l'épaisseur est la plus faible du marché (1,6mm). Les dimensions sont de 3,2 cm*2,2 cm*3,5 mm pour un poids total de 5 g (avec la pile).

Le schéma électronique est basé sur le *reference design* 13213-ICB [94] auquel nous avons ajouté les interfaces nécessaires pour la mise en œuvre des fonctions du module. Nous rappelons les principaux choix techniques pour réduire la consommation :

- une communication radio respectant la norme IEEE 802.15.4. ;
- un accéléromètre 3 axes de faible consommation connecté avec le MCU de manière à réveiller le système sur seuil d'accélération (détection d'activité) ;
- un bloc d'alimentation composé d'une pile et d'un condensateur connectés en parallèle pour limiter les appels de courants au niveau de la pile lors des transmissions radio [48].

Le schéma bloc est présenté Figure 18.

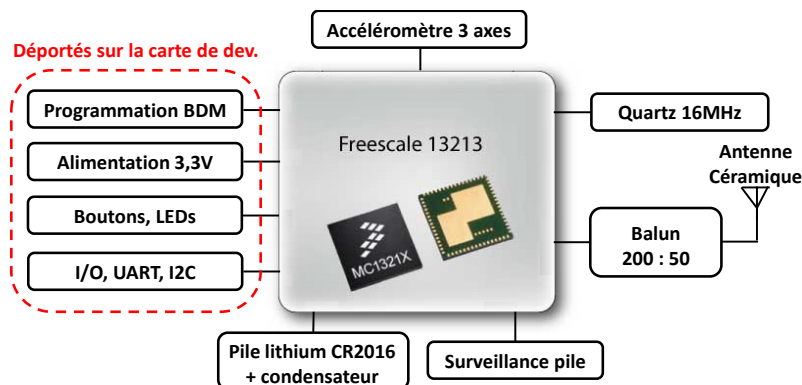


Figure 18. Schéma bloc du dispositif TAG

Les programmes embarqués sont développés en langage C et assembleur à l'aide de l'environnement de développement Code Warrior [94]. L'outil de développement « BeeKit Wireless Connectivity Toolkit » a été utilisé pour mettre en œuvre les routines de communication radio SMAC. Un analyseur de réseaux compatibles avec 802.15.4 (Daintree Networks SNA) associé à une carte d'acquisition radio (espion) nous a permis de vérifier les messages radio échangés.

Les détails de la conception de la carte de communication 802.15.4 et du support de développement permettant de faire évoluer le TAG et de la Balise sont présentés en annexe 3.

4. La surveillance des personnes dépendantes

Le LAAS-CNRS travaille dans le domaine de la domotique médicale depuis 1995 [99]. Il a mené plusieurs expérimentations de mise en œuvre de plateformes d'aide à l'autonomie. Le projet HOMECARE se situe dans le prolongement de ces travaux. L'objectif principal est de valider une plateforme de surveillance complète sur site réel. Ce système doit être capable de détecter une situation de danger et de transmettre l'information vers le personnel médical en charge de la surveillance.

4.1. Principaux résultats et acquis du LAAS : le projet PROSAFE

Plusieurs expérimentations de mise en application de plateformes de surveillance de personnes dépendantes ont été conduites par le LAAS-CNRS (Figure 19). Ces expérimentations sont toutes liées au concept initial PROSAFE basé sur un modèle qui exploite les habitudes de vie par apprentissage [5]. Ce modèle est fondé sur l'acquisition d'informations d'activités à l'aide d'un réseau de capteurs de mouvements déployé dans l'environnement de vie de la personne.

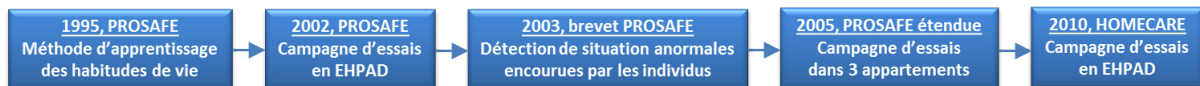


Figure 19. Historique des plateformes de surveillance développées par le LAAS-CNRS

Les principaux résultats issus des expérimentations PROSAFE sont :

- la validation d'un modèle fondé sur l'apprentissage des habitudes de vie [5] ;
- une évaluation positive sur les aspects d'aide à la sécurité et au diagnostic [2] ;
- une architecture type basée sur le déploiement d'un réseau de capteurs de mouvements sans fil lié à une interface logicielle de suivi des patients [2].

L'architecture fonctionnelle PROSAFE est présentée Figure 20.

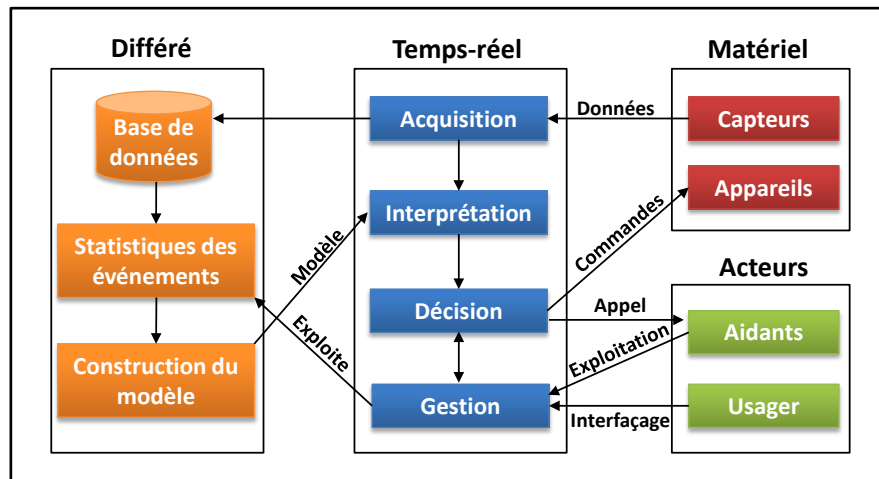


Figure 20. Architecture fonctionnelle PROSAFE

A partir de ce modèle, deux analyses sont réalisées :

- **une analyse temps-réel** : elle détecte un incident et prévient le surveillant ;
- **une analyse différée** : c'est l'observation de l'évolution du comportement du patient à l'aide de courbes d'activités en fonction du temps.

4.1.1. Le suivi des activités à l'aide du réseau de capteurs de mouvements

Le suivi des activités de la personne est basé sur le déploiement d'un réseau de capteurs de mouvements infrarouges sur le lieu de vie. Lors de l'expérimentation « PROSAFE étendue » plusieurs capteurs ont été utilisés, découpant ainsi le lieu de vie en plusieurs zones de détection et assurant un service de suivi continu (Figure 21). Chaque mouvement ou déplacement de la personne déclenche une détection du capteur de la zone correspondante. Ainsi, l'intensité d'une activité se traduit par le nombre d'activations des capteurs en fonction du temps. Les déplacements réels de la personne sont interprétés par le système comme des déplacements entre les différentes zones de couverture des capteurs. Les endroits de l'appartement nécessitant une analyse plus fine des activités sont les zones autour du lit, et les zones de séjours prolongés (fauteuil, table, salle de bains, etc.).

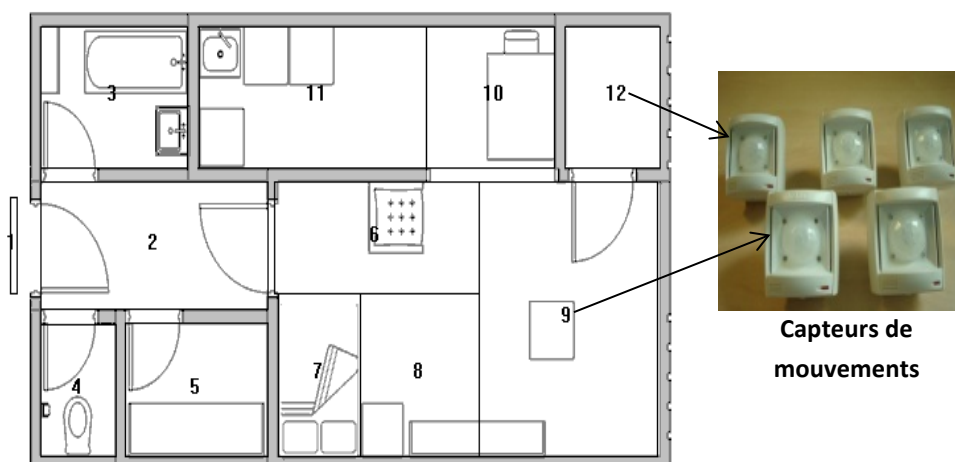


Figure 21. Déploiement du réseau de capteurs de mouvements

Les capteurs de mouvements développés spécifiquement pour l'application PROSAFE, utilisent un principe de détection infrarouge passif (Pyroelectric or Passive InfraRed, PIR) et communiquent en sans-fil avec un boîtier émetteur/récepteur situé à l'extérieur de l'appartement. Le capteur PIR est placé au plafond et orienté vers le sol, la zone de couverture est de 1 à 2m² au niveau du sol et elle est réglable à l'aide de caches de différentes tailles et formes. En fonction du réglage de la sensibilité, il est capable de détecter le déplacement d'une personne jusqu'au simple mouvement du corps.

Nous retenons le principe de suivi des activités à l'aide d'un réseau de capteurs de mouvements déployé dans l'environnement de vie mais avec des capteurs PIR améliorés conformément à notre cahier des charges :

- fréquence radio : 868 Mhz ;
- temps de réponse : 50 ms ;
- temps minimum entre 2 détections : 0,5 s ;
- paramétrage à distance : adresse, sensibilité, fonctionnement (marche, arrêt) ;
- autodiagnostic : batterie faible et détection ;
- autonomie : entre 6 mois et 2 ans (suivant la sollicitation du capteur) ;
- liaison entre le boîtier émetteur/récepteur radio et l'ordinateur de collecte : USB.

L'architecture matérielle PROSAFE sera déployée dans un premier temps en laboratoire pour effectuer des essais.

4.1.2. Modélisation des habitudes de vie, analyses temps-réel et différée

La modélisation intègre les habitudes de l'utilisateur dans son domicile. Pour chaque zone de détection, le modèle propose une classification temporelle des activations capteurs [2]. Cette classification est automatiquement découpée en 6 périodes temporelles caractéristiques des habitudes de vie qui cadrent l'intensité des activités dans chaque zone de l'appartement durant la matinée, le déjeuner, l'après-midi, le début de soirée, le coucher et la nuit (Figure 22).

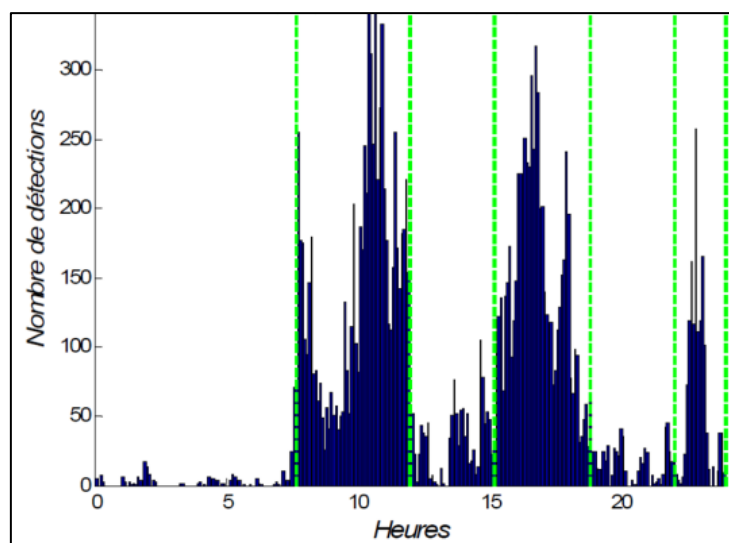


Figure 22. Découpage temporel d'une journée [2]

A partir de cette modélisation des habitudes de vie, plusieurs critères d'activités ont été définis :

- **immobilité** : absence de mouvement de l'utilisateur dans une zone de détection ;
- **séjour** : caractérise le temps de séjour habituel de l'utilisateur dans chaque zone de détection ;
- **agitation** : intensité de l'activité sur les 10 dernières minutes et sur l'ensemble des capteurs ;
- **distance parcourue** : déplacement entre les différentes zones ;
- **vitesse de marche relative** : elle indique la vitesse de passage dans des zones prédéfinies.

Ces critères d'activités permettent de détecter plusieurs incidents en temps réel :

- **chute** : immobilité prolongée de l'utilisateur dans une zone de détection (zone lit exclue) ;
- **fugue** : détection d'une sortie à un horaire non autorisé ;
- **agitation excessive** : activité qui dépasse le seuil d'activité normale à un instant donné.

Les incidents en temps réel sont observés en permanence par rapport à un seuil de détection personnalisé défini par le modèle de référence. Lorsque ce seuil est dépassé, une alerte est envoyée vers le personnel médical. Les seuils de détections sont évolutifs et calculés par deux mécanismes :

- 1) **moyenne glissante** : le calcul des seuils est basé sur la moyenne des événements observés sur les 30 derniers jours, intégrant ainsi les habitudes des personnes dans la modélisation ;
- 2) **apprentissage supervisée** : la personne responsable d'une intervention en cas d'alerte, doit préciser au système la véracité du diagnostic en validant, ou refusant, l'alerte selon la situation constatée. Dans le cas d'une fausse alerte, le seuil de détection associé est ajusté.

L'analyse différée est fondée sur plusieurs critères d'activités : immobilité, séjour, agitation, distance parcourue et vitesse de marche relative. Ils permettent au personnel médical d'effectuer une analyse longitudinale afin d'apprécier l'évolution de l'état de santé des personnes surveillées et d'adapter le cas échéant les traitements prescrits.

4.1.3. Limite de fonctionnement de PROSAFE étendue

Les expérimentations qui ont été conduites avec plusieurs patients pendant plusieurs mois [2] ont montré certaines limites du système, notamment au niveau :

- **du nombre de fausses détections de chute** : 74 pour un total de 115 jours de suivi, jugé trop important ;
- **du suivi des déplacements** : lorsque deux personnes sont dans l'appartement, le système détecte des déplacements incohérents et arrête la surveillance.

Au travers de cette présentation, on observe que la solution PROSAFE étendue utilise des capteurs qui ne peuvent faire la distinction entre la personne surveillée et une tierce personne. Pour résoudre ce problème, nous proposons d'identifier les individus avec un équipement porté.

L'idée de départ du système HOMECARE était d'associer les capteurs de mouvements ambiants avec un système RFID porté pour identifier la personne et mettre en place un suivi continu 24 h/24 en établissement. Nous avons finalement choisi de développer un système de suivi actimétrique pour

identifier et proposer de nouvelles possibilités de mesure d'activités ne se limitant pas au seul suivi des personnes dépendantes et au cahier des charges fixé par le projet HOMECARE.

4.2. Présentation du cahier des charges HOMECARE

L'objectif principal du projet HOMECARE est d'évaluer et de valider un système complet de surveillance de personnes dépendantes dans une unité de soins spécialisée pour patients Alzheimer. L'évaluation de cette solution est considérée sous l'angle de la satisfaction des patients, des familles, et du personnel médical amenant à des recommandations techniques, médico-techniques, sociales et humaines. L'objectif secondaire du projet, est d'évaluer la solution HOMECARE pour le maintien à domicile et de proposer le cas échéant des adaptations dans ce contexte.

Le cahier des charges a été établi lors de plusieurs réunions en s'appuyant sur la collaboration de quatre pôles de compétences majeurs : la recherche avec le laboratoire LAAS-CNRS, l'industrie avec les sociétés CEDOM et ATOS ORIGIN, la médecine avec l'hôpital local de Caussade, et le volet éthique pour l'évaluation des usages avec l'Institut Européen de Télémedecine du CHU de Toulouse.

Le cahier des charges spécifie la suite chronologique des tâches suivantes : enrichissement des acquis, intégration d'une solution fonctionnelle et opérationnelle, élaboration d'un cahier des charges opérationnel, exploitation et évaluation du système en vue d'une industrialisation. Au niveau technique, les fonctions suivantes doivent être assurées à l'issue du déploiement de la plateforme :

- identification pour la mise en place d'un suivi du patient 24 h/24 ;
- localisation en intérieur ;
- détection de chute ;
- critères d'activités enrichis ;
- interfaces ergonomiques et optimisées ;
- mise à disposition de données simplifiées pour le personnel médical.

Deux sujets de thèses complémentaires ont été associés pour la mise en œuvre de la solution HOMECARE. Les travaux de thèse présentés dans ce manuscrit sont focalisés sur les trois premiers points du cahier des charges avec le développement des fonctionnalités d'identification, de détection de chute, et de localisation en intérieur associant systèmes portés et ambiants. La thèse de Walid Bourennane [3] est ciblée sur les trois derniers points du cahier des charges, en particulier sur le développement des critères d'activités enrichis qui associent les critères d'activités PROSAFE avec les nouvelles fonctionnalités d'identification, de localisation et de détection de chute. Ces deux sujets de thèse ont été menés en parallèle avec une participation active de chacun à l'ensemble des travaux.

La mise au point du système a été réalisée en deux temps :

- mise au point des fonctionnalités principales en laboratoire (chapitre 2) ;
- déploiement de la solution dans une unité de soins (chapitre 4).

Au niveau de la fonction de localisation et d'identification, deux solutions ont été proposées car les contraintes de déploiement et de port des systèmes sont différentes en institution et à domicile :

- 1) **Cas de la surveillance de patients Alzheimer en institution** : des solutions techniques à base d'éléments portatifs de types bracelet et collier rappelant au patient son handicap sont en général rejetées par celui-ci. La solution proposée est de placer le dispositif dans un pansement, formant ainsi un patch à positionner dans le dos du patient. Ce patch doit posséder une autonomie de fonctionnement d'au moins deux semaines pour assurer un suivi continu et pour réduire la maintenance assurée par le personnel médical (changement de pile). Cette contrainte limite les calculs embarqués et le nombre d'échanges radio et impose le choix et la mise en œuvre d'une méthode de localisation simple. De plus, le déploiement d'un système de localisation en milieu hospitalier doit être simple et rapide pour ne pas gêner le fonctionnement de l'établissement. Ainsi, nous proposons d'utiliser le TAG pour identifier le patient et des Balises déployées dans l'unité de soins pour le localiser.
- 2) **Cas de la surveillance de personnes fragiles ou peu dépendantes à domicile** : nous avons exploré une autre solution de localisation. En effet, à domicile les personnes suivies ne sont pas forcément des patients avec des troubles cognitifs sévères de type Alzheimer. Un système acoustique a été ajouté au TAG pour former le Télémètre US (UltraSon). Cette solution est plus contraignante au niveau du port car le système est plus encombrant que le patch mais elle permet de suivre précisément les déplacements de la personne par le biais d'une méthode de localisation en intérieur continue et précise.

Dans la suite de ce document nous présentons la mise au point en laboratoire des fonctionnalités de détection de chute (partie 5), un état de l'art sur la localisation (partie 6) et deux solutions de localisation en intérieur et d'identification avec des systèmes portés pour :

- le suivi de personnes dépendantes en institution (partie 7) ;
- le suivi de personnes fragiles ou peu dépendantes à domicile (partie 8).

5. Mise en œuvre de la détection de chutes dans HOMECARE

5.1. Méthode pour la détection de chutes

Les algorithmes basés sur des seuils d'accélération sont un bon compromis entre performance et consommation énergétique [100, 101]. Comme il est précisé dans l'état de l'art réalisé dans [101], deux types de méthodes sont généralement utilisés pour déterminer ces seuils :

- la méthode analytique : les seuils de détection sont déterminés empiriquement en laboratoire [102, 103] ;
- la méthode par apprentissage : les seuils de détection sont déterminés au cours d'une phase d'apprentissage en situation réelle d'utilisation.

Avec la méthode analytique, les seuils de l'algorithme de chute sont préalablement fixés dans le microcontrôleur. Ainsi, tous les calculs sont réalisés en embarqué ce qui permet d'économiser de l'énergie car l'envoi des données par radiofréquence ne s'effectue pas en continu. Cette solution a été choisie pour augmenter l'autonomie du système TAG. A l'aide de l'accéléromètre 3 axes, on analyse les variations d'accélération que subit le corps humain pendant une chute dans 3

dimensions. Pour déterminer les seuils de notre algorithme de chute, nous avons comparé les niveaux d'accélération liés à la chute, avec les niveaux d'accélération liés aux activités du quotidien (AVQ). Le but est de fixer des seuils d'accélération permettant de distinguer la chute des AVQ.

5.2. Traitement des données d'accélération

Les étapes suivantes ont été réalisées afin de garantir des mesures d'accélération de qualité :

- 1) **Calibration** : La méthode utilisée consiste à prendre deux points de mesures (-1 g, 1 g) sur chaque axe (X, Y, Z) afin de calculer le décalage entre la mesure attendue et la mesure réelle. Il suffit ensuite de compenser le décalage dans les registres du composant dédié (offset register X, Y, Z).
- 2) **Autotest (self-test)** : Ce test permet de vérifier le bon fonctionnement de l'accéléromètre. Ce test est réalisé sur chaque axe, les résultats sont valides s'ils sont compris dans des plages de valeurs spécifiées dans la documentation technique du composant [98].
- 3) **Choix de la fréquence d'acquisition** : Le choix de la fréquence d'acquisition est fonction du phénomène observé. Dans la plupart des publications traitant du sujet, la fréquence d'acquisition est comprise entre 100 Hz et 400 Hz [102, 103]. Plus la fréquence est élevée, plus la mesure est précise, mais au détriment de la consommation énergétique. Pour les essais de chute, la fréquence d'acquisition est fixée à 100 Hz.
- 4) **Filtrage** : L'électronique intégrée du circuit est composée d'un convertisseur analogique-numérique suivi d'un filtre passe-bas numérique.

5.3. Les paramètres de mesure de la chute

Le premier paramètre utilisé pour caractériser la chute est le vecteur somme V_s (équation 2). Il permet d'obtenir l'amplitude d'accélération cumulée sur les 3 axes en g et contient les composantes statique (la gravité) et dynamique de l'accélération.

$$V_s = \sqrt{(x_i^2 + y_i^2 + z_i^2)} \quad \text{Équation 2}$$

Où x_i , y_i et z_i sont les échantillons d'accélération (g) des axes x, y, z.

Le deuxième paramètre utilisé pour caractériser la chute est l'angle d'inclinaison de l'axe vertical (Z). Tout d'abord, on mesure l'accélération provoquée par la gravité pour une orientation donnée sur l'axe Z à un instant t ($g_{SEG, Z}^{(t)}$). Ensuite, on calcule l'angle d'inclinaison par rapport à la verticale avec l'équation 3.

$$\phi_{Z-axe} = \cos^{-1}(g_{SEG, Z}^{(t)}) * 180/\pi \quad \text{Équation 3}$$

La mesure d'inclinaison avec un accéléromètre implique une mesure dans un état stable (quasi-statique) afin de ne pas perturber la mesure. Dans notre cas, l'inclinaison est mesurée entre le dos de la personne instrumentée et le sol. L'angle d'inclinaison entre, l'axe Z (ou le vecteur g), et le sol, permet de définir la posture de la personne instrumentée. Ainsi, d'après la classification de Karantonis [71], on peut définir la posture de la manière suivante (Figure 23) :

- **posture droite** : l'inclinaison verticale est comprise entre 0° et 20° ;
- **posture assise** : l'inclinaison verticale est comprise entre 20° et 60° ;
- **posture allongée** : l'inclinaison verticale est comprise entre 60° et 90° .

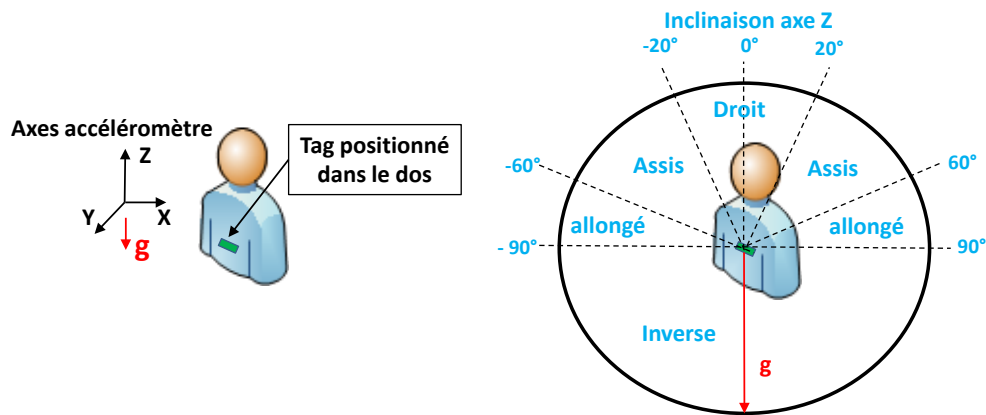


Figure 23. Posture en fonction de l'inclinaison mesurée sur l'axe Z

5.4. Mise en œuvre des seuils de détection de chute en laboratoire

5.4.1. Matériel et configuration

Trois volontaires ont simulé des chutes sur un matelas. En exploitant l'ensemble TAG/Balise, on dispose d'un outil permettant d'enregistrer les données de l'accéléromètre en temps réel et en continu directement sur un ordinateur via le lien radio 802.15.4. Ainsi, on peut exploiter le matériel dans les conditions réelles d'utilisation, c'est-à-dire avec le TAG porté par la personne. Un programme spécifique « data logger » a été implémenté dans le microcontrôleur du TAG. Le TAG envoie ainsi 100 trames par seconde qui contiennent le paramètre V_s [1]. Les données captées par la Balise sont relayées ensuite sur le port Ethernet du PC. Un programme développé en C++ permet de convertir les données numériques reçues en g (3,9 mg/LSB), puis de les enregistrer dans un tableau Excel. Nous pouvons ensuite tracer des courbes représentatives des mesures d'accélération.

5.4.2. Protocole de simulation des chutes

Un protocole mettant en scène différents scénarii de chute a été établi avec l'aide de plusieurs publications [104, 105, 106]. Chaque scénario est associé à une consigne. Les chutes ont été réalisées à partir de la position debout et dans 4 directions (avant, arrière, latéral droite et gauche). Au départ de la chute, le volontaire est soit en position statique, par exemple debout sur le matelas, soit en mouvement. Nous avons également utilisé une marche (35 cm) plus haute que le matelas afin de simuler la chute depuis une marche (chute depuis la marche et vers le matelas). Les 15 scénarios de chutes sont récapitulés dans le Tableau 3.

Scénario	Directions	Départ de la chute	Consignes	Accessoires
1, 2, 3, 4	Av, Ar, Lg, Ld	Statique	Jambes droites pendant la chute	Matelas
5, 6, 7, 8	Av, Ar, Lg, Ld	Statique	Jambes fléchies pendant la chute	Matelas
9, 10	Av, Ar	En mouvement	Avancer (9) ou reculer (10) jusqu'à trébucher sur le bord du matelas	Matelas
11, 12, 13, 14	Av, Ar, Lg, Ld	En mouvement	Chuter en descendant de la marche	Matelas
15	Ar	Statique	S'asseoir dans le vide	Matelas

Tableau 3. Protocole de simulation de chutes

Chaque volontaire devait réaliser quatre séries du protocole complet, soit 60 chutes chacun, 180 chutes en tout. Comme dans [106], les deux premières séries permettent de simuler un évanouissement, avec pour consigne de relâcher au maximum les muscles pendant la chute (perte de connaissance). Les deux dernières séries permettent de simuler une chute accidentelle, avec tension musculaire et protection des bras au moment du contact avec le matelas (réflexe naturel).

5.4.3. Protocole de simulation des activités du quotidien

Nos trois jeunes volontaires ont également simulé les AVQ les plus courantes chez les personnes âgées. Un protocole (Tableau 4) mettant en scène ces différents scénarii a été établi sur la base des travaux présentés dans deux publications [106, 107].

Scénario	Consignes	Accessoires
1	Ramasser un objet au sol	Stylo
2, 3, 4, 5, 6	S'asseoir puis se lever	Fauteuil, chaise cuisine, canapé, lit, tabouret
7	Se coucher puis s'asseoir	Lit
8	Marcher sur 20 m	Aucun
9,10	Monter et descendre escalier	Aucun

Tableau 4. Protocole de simulation des AVQ

Ce protocole a été effectué par chaque volontaire à 3 vitesses différentes (lente, moyenne et rapide) de manière à couvrir une gamme d'accélération plus large. Ainsi, chaque volontaire a réalisé six séries du protocole complet, soit 60 activités chacun, 180 activités en tout.

5.4.4. Recherche des signatures de la chute et des activités du quotidien

On cherche à identifier des signatures spécifiques de la chute afin de mettre en place des seuils d'accélération permettant de faire la différence avec les AVQ. La Figure 24 présente la mesure du paramètre V_s pour une simulation de chute vers l'avant (scénario 1 du protocole de chute). Sur cette figure, nous avons décomposé la chute en 5 étapes.

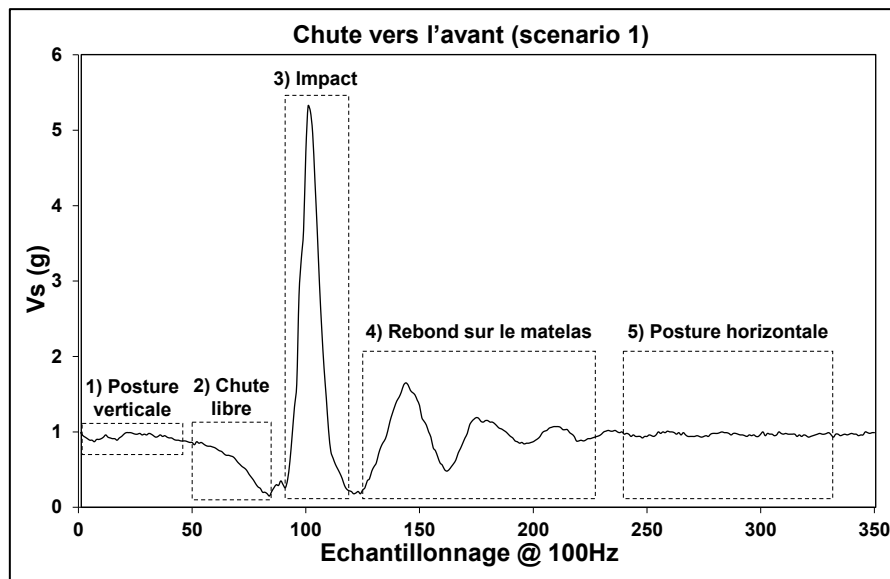


Figure 24. Signature de la chute

Les 5 étapes identifiées lors de nos essais de chute sont les suivantes :

- 1) Le volontaire est debout face au matelas, l'amplitude de Vs est d'environ 1 g.
- 2) Le volontaire est en chute libre, l'amplitude de Vs diminue et tend vers 0g (phénomène d'impesanteur).
- 3) Cette étape correspond à l'impact avec le sol (matelas), l'amplitude de Vs augmente pour atteindre une valeur maximum.
- 4) Le corps rebondit avant d'atteindre de nouveau un état stable. Il est à noter que les rebonds sont certainement amplifiés par le matelas.
- 5) Le volontaire est en position stable, allongé sur le sol.

Les étapes 2 et 3 sont caractéristiques de la chute et peuvent être détectées avec des seuils sur le paramètre Vs. Nous pouvons également estimer la posture de la personne instrumentée, lors de l'étape 5, en mesurant l'inclinaison de son dos par rapport au sol à l'aide du paramètre $\phi_{z\text{-axe}}$.

5.4.5. Détermination des seuils d'accélération

Tout d'abord, nous cherchons des seuils fixes qui permettraient de faire la différence entre les chutes et les AVQ. Pour déterminer le seuil de chute libre, nous avons comparé les valeurs « Vs_chute libre_min » avec les valeurs « Vs_AVQ_min ». Pour déterminer le seuil lié à l'impact, nous avons comparé les valeurs « Vs_impact_max » avec les valeurs « Vs_AVQ_max ». La

Figure 25 montre la mesure du paramètre Vs pour une chute vers l'avant et pour une marche normale.

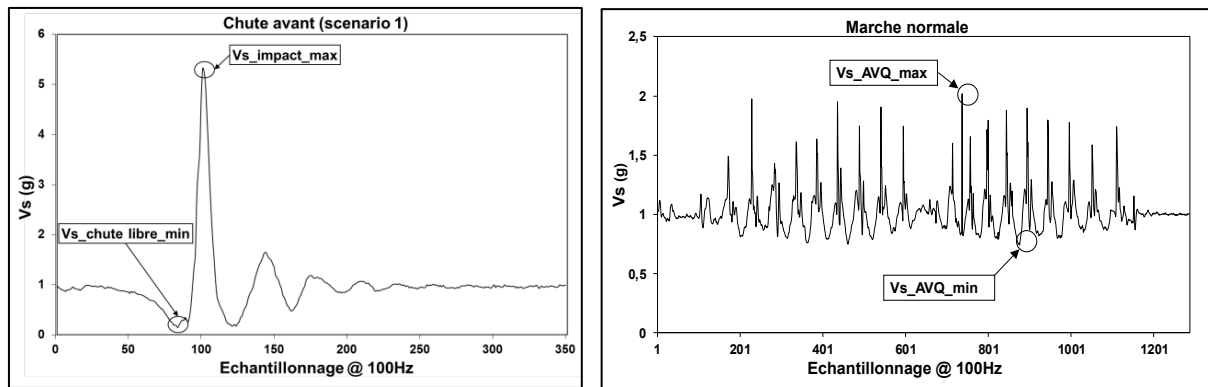


Figure 25. Valeurs mesurées pour définir les seuils d'accélération de l'algorithme de chute

Suite à la réalisation des protocoles de simulations de chutes et des AVQ, nous possédons une base de données de 180 chutes et 180 AVQ. Dans un premier temps, nous recherchons des valeurs simples (seuils) qui permettraient de distinguer la chute par rapport aux AVQ. La Figure 26 illustre la distribution statistique des relevés du paramètre Vs des étapes 2 et 3 de la chute par rapport aux relevés des valeurs minimum et maximum liées aux activités du quotidien.

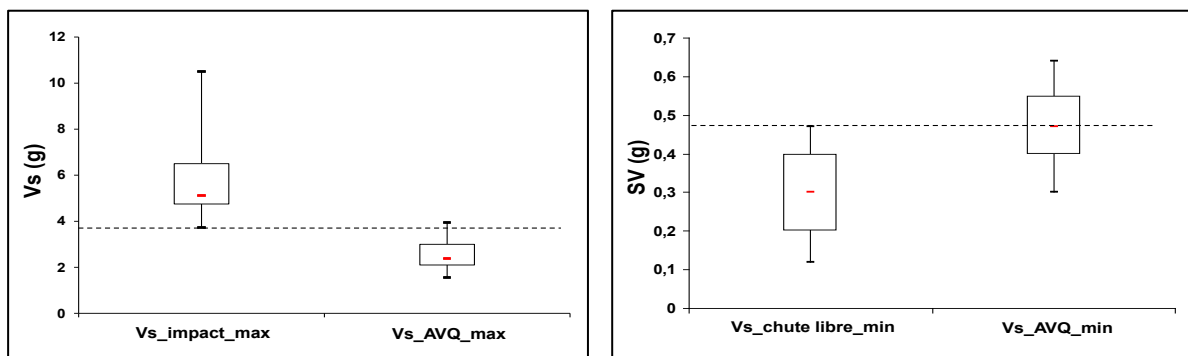


Figure 26. Comparaison des chutes et des AVQ par la distribution statistique du paramètre Vs

D'après cette étude statistique, un algorithme simple basé sur des seuils d'accélération associés aux événements « chute libre » et « impact » ne permet pas de distinguer les chutes et les AVQ dans tous les cas enregistrés. Ainsi, la mesure de la posture suite à la détection des événements « chute libre » et « impact » semble nécessaire pour augmenter la robustesse de notre algorithme. Dans notre protocole de simulation des AVQ, deux scénarii peuvent engendrer la détection d'une posture horizontale : ramasser un objet et s'allonger dans un lit. Cependant, ces activités génèrent des niveaux d'accélération inférieurs à l'accélération liée à l'événement « impact ». Ainsi, l'association des événements « chute libre », « impact » et « posture » permettent de faire la différence entre toutes les chutes et les AVQ enregistrées dans notre base de données. Il apparaît également sur les mesures de chutes enregistrées que les temps de transitions entre ces différentes étapes sont stables. Ainsi, en ajoutant des délais d'attente, on réduit le risque de fausses alarmes sans diminuer les performances de la méthode de détection de chute avec seuils.

5.5. Algorithme de chute

Pour choisir les délais d'attentes maximum entre chaque étape de notre algorithme, nous avons utilisé notre base de données. Des marges de sécurité ont été ajoutées. Les délais d'attentes et les seuils d'accélération utilisés pour notre algorithme de chute sont résumés ci-dessous :

- un événement « chute libre » est détectée lorsque : $V_s < 0,75 \text{ g}$ pendant 30 ms ;
- suite à une détection « chute libre », le délai d'attente maximum de l'événement « impact » est : $\text{Timeout_impact} = 500 \text{ ms}$;
- un événement « impact » est détecté lorsque : $V_s > 3,5 \text{ g}$;
- suite à une détection de l'événement « impact », le délai d'attente permettant le calcul de la posture est : $T_wait_posture = 2 \text{ s}$;
- pour détecter la posture, le système calcule l'accélération moyenne sur l'axe z durant 0,1 s (40 acquisitions) puis il mesure l'inclinaison verticale avec le paramètre $\phi_{z\text{-axe}}$. Le seuil d'inclinaison qui définit une posture horizontale est : $60^\circ < \phi_{z\text{-axe}} < 90^\circ$.

Nous avons également ajouté un critère qui permet de distinguer une chute et une chute grave. Si la personne reste immobile sur le sol pendant plus de 10 secondes, on détecte une chute grave :

- un événement « inactivité » est détectée lorsque : $\Delta V_s < 0,2 \text{ g}$ pendant 10 s, ce qui correspond à une absence de mouvement de la personne (immobilité).

A ce niveau, deux cas sont possibles :

- **cas 1** : la personne se déplace avant la fin des 10 s, le TAG envoie une alerte chute (0xAA) ;
- **cas 2** : la personne est immobile pendant 10 s, le TAG envoie une alerte chute grave (0xBB).

Pour vérifier que le message d'alerte radio (0xAA ou 0xBB) est bien arrivé, nous utilisons la procédure d'acquittement (ACK) du protocole 802.15.4. Après l'envoi du message d'alerte, avec demande d'acquittement (ACK_request) par le TAG, la Balise doit répondre par un message d'acquittement (ACK). Tant que le TAG ne reçoit pas d'acquittement, il réémet l'alerte avec demande d'acquittement (ACK_request). La Figure 27 présente l'algorithme de chute implémenté dans le système TAG.

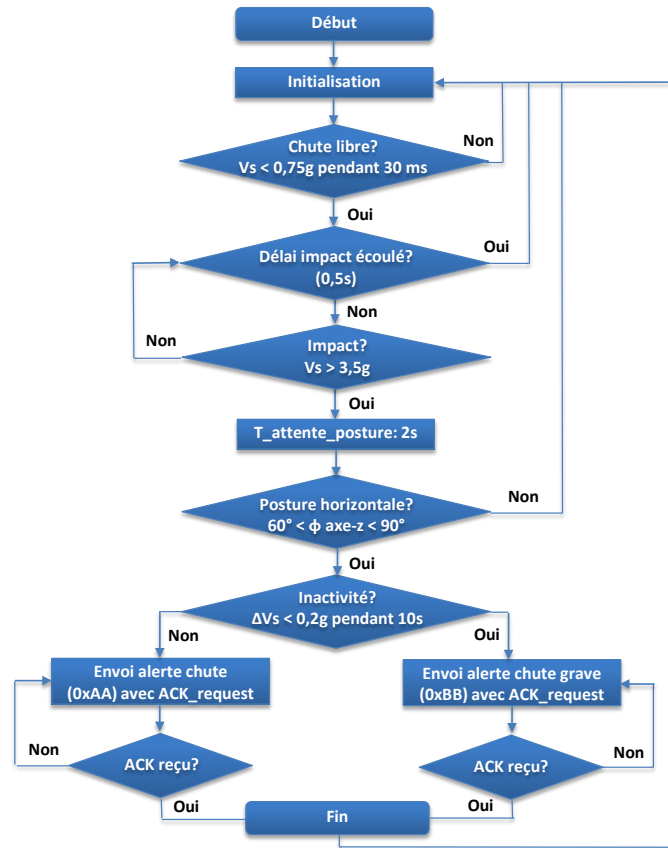


Figure 27. Algorithme de chute implémenté dans le système TAG

Suite à une chute, le TAG envoie un message d'alerte avec la trame radio d'identification. Couplé à la fonction de localisation, le système indique l'identité de la personne, le lieu et l'heure de la chute.

5.6. Evaluation des performances de l'algorithme de chute en laboratoire

Pour évaluer les performances du détecteur de chute, il est nécessaire de procéder à une analyse statistique sur une série de tests [101]. Il y a quatre cas possibles :

- **Vrai Positif (VP)** : une chute se produit et elle est détectée par le dispositif ;
- **Faux Négatif (FN)** : une chute se produit mais le dispositif ne la détecte pas ;
- **Vrai Négatif (VN)** : suite à la réalisation d'une AVQ le dispositif ne déclare aucune chute ;
- **Faux Positif (FP)** : le dispositif annonce une chute qui n'a pas eu lieu.

A partir de ces quatre situations, deux critères sont utilisés pour évaluer les performances : la sensibilité et la spécificité.

La sensibilité est la capacité du dispositif à détecter des chutes :

$$\text{Sensibilité} = \frac{VP}{VP+FN} \quad \text{Équation 4}$$

La spécificité est la capacité à détecter uniquement des chutes :

$$\text{Spécificité} = \frac{VN}{VN+FP} \quad \text{Équation 5}$$

Notre algorithme a été testé avec trois autres volontaires, deux femmes (âgées de 24 et 25 ans) et un homme (âgé de 31 ans) pratiquant les sports de combat. Ils ont effectué les scénarii de chute et des AVQ de la même manière que décrit précédemment (partie 5.4.2).

Les résultats de nos essais sont présentés dans le Tableau 5.

Protocole	Nombre de tests	VP	FN	VN	FP
AVQ	180	-	-	176	4
Chute	180	177	3	-	-

Tableau 5. Evaluation des performances de l'algorithme de chute en laboratoire

La sensibilité est de 98,33 % et la spécificité est de 97,77 %. Ces résultats sont encourageants, car ils sont supérieurs à la majorité des résultats présentés dans un état de l'art [108] sur les détecteurs de chute basés sur des mesures avec un accéléromètre triaxial qui exploite une méthode analytique. On observe d'après nos résultats et ceux présentés dans la littérature que la méthode analytique atteint ces limites en termes de performances. Ainsi, il semble nécessaire d'ajouter un algorithme d'apprentissage pour augmenter ces performances. Les résultats publiés par Bourke et al. [102] atteignent 100 % de sensibilité et de spécificité avec l'ajout d'un apprentissage supervisé. Néanmoins, cette phase d'apprentissage nécessite l'analyse de l'accélération en temps-réel afin d'ajuster les seuils en continu. Dans notre cas, l'envoi par le lien radio des données d'accélération en continu ou à des moments choisis consomme trop d'énergie au niveau du système porté et n'a donc pas été retenu dans ce travail.

6. Méthodes de localisation en intérieur et choix pour Homecare

Les systèmes de localisation sont généralement classés en deux catégories [21] :

- **systèmes passifs** avec des dispositifs uniquement embarqués dans l'environnement ;
- **systèmes actifs** avec des dispositifs portés, associés parfois avec des systèmes passifs.

Comme nous l'avons remarqué à l'issue de l'expérimentation « PROSAFE étendue », il est difficile d'utiliser des systèmes passifs dans un environnement multi-utilisateurs car ces capteurs ne peuvent pas faire la distinction entre les personnes. Nous proposons donc une fonction d'identification/localisation à l'aide d'un système actif en complément de la détection passive, afin d'identifier et de suivre des patients à l'intérieur d'un établissement médicalisé pour assurer une surveillance en continu 24 h/24.

Dans cette partie, nous présentons les contraintes de déploiement en milieu hospitalier et un bref rappel sur les principales méthodes de localisation.

6.1. Les contraintes de déploiement en milieu hospitalier

Dans le cadre d'un déploiement en milieu hospitalier, le système de localisation doit répondre aux spécifications suivantes :

- **Déploiement simple et rapide** : Une demi-journée d'installation est l'objectif fixé afin de ne pas perturber le fonctionnement du service hospitalier.
- **Ne pas nécessiter une formation spécifique du site** : Le système doit pouvoir être déployé sans connaissance particulière du site pour pouvoir être déplacé si nécessaire.
- **Stabilité face aux changements structurels** : Le site médicalisé peut évoluer au niveau structurel (modification de l'agencement intérieur, travaux, etc.). Il est donc recommandé que la localisation ne soit pas perturbée par les changements structurels afin de ne pas solliciter de maintenance supplémentaire une fois le système installé.
- **Bonne autonomie** : Au niveau du système porté, l'autonomie de fonctionnement minimum est fixée à 2 semaines pour faciliter son utilisation en limitant la maintenance qui est assurée par le personnel médical (changement de pile ou recharge de batterie).
- **Coûts modérés** : la solution qui sera déployée en institution doit faire l'objet d'une étude de marché afin d'évaluer la possibilité d'une industrialisation.

Les systèmes de localisation en intérieur utilisent généralement quatre principes de base pour calculer la position d'un système mobile vis-à-vis de plusieurs balises déployées dans l'environnement dont les positions sont connues [21, 109] :

- la navigation inertielle ;
- la mesure d'angles (Triangulation) ;
- la mesure de distances (Multilatération) ;
- la mesure de l'atténuation des signaux radio (Received Signal Strength Indication, RSSI).

6.2. Navigation inertielle

Le principe de base est de déterminer, à partir d'une position de référence, la vitesse et l'orientation du déplacement du dispositif pour déterminer sa position en temps réel [75]. Les systèmes de navigation inertielle récents utilisent des centrales inertielles regroupant accéléromètre, gyromètre et magnétomètre triaxiaux [60]. Le principal avantage d'un système de navigation inertielle est de proposer une estimation des déplacements de manière autonome pour un faible encombrement et coût. Néanmoins, les mesures des capteurs inertiels ou magnétiques dérivent au cours du temps et doivent donc être corrigées [110]. **L'utilisation d'un système de navigation inertielle n'est pas adaptée à nos besoins à cause d'une faible autonomie énergétique, 5h avec une batterie de 1,2 Ah, engendrée par les calculs embarqués importants pour corriger les dérives [110].**

6.3. Triangulation

L'emplacement du système est déterminé en mesurant plusieurs angles d'arrivée (Angle of Arrival, AoA) au niveau du système mobile par rapport aux balises [21]. Généralement des antennes ou capteurs sont utilisés au niveau du système mobile pour calculer la direction des signaux émis par les balises. On trouve également le principe inverse, avec les balises qui calculent les directions des signaux émis par le système mobile. Il est nécessaire de disposer d'un minimum de deux balises (B1, B2) pour connaître la position du mobile (M) à partir des angles d'arrivées (α , β) comme cela est

illustré sur la Figure 28. Cette méthode nécessite des dispositifs complexes et coûteux qui ne sont pas adaptés à nos besoins [111].

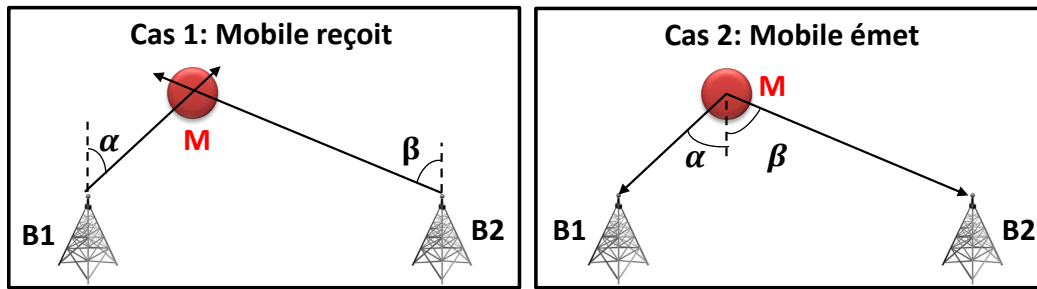


Figure 28. Principe de la Triangulation

6.4. Multilatération

La Multilatération permet de déterminer la position d'un système mobile par la mesure des distances entre le mobile et plusieurs balises. Généralement, trois mesures de distances (d_1 , d_2 , d_3) sont nécessaires pour déterminer la position du système (Trilatération). Les mesures du temps d'arrivée (Time of Arrival, ToA) ou de la différence des temps d'arrivées (Time Difference of Arrival, TDoA) sont couramment utilisées pour fournir les distances entre le dispositif mobile et les balises.

6.4.1. Mesure d'une distance par ToA

Sur la base de la vitesse de propagation du signal, la distance entre l'émetteur et le récepteur peut être calculée en mesurant le temps de vol (Time of Flight, ToF) d'une onde électromagnétique (lumière ou radio) ou sonore (généralement ultrasonore) [112]. Cette méthode nécessite que les horloges de l'émetteur et du récepteur soient correctement synchronisées et suffisamment rapides dans le cas d'onde électromagnétique [113]. Ces contraintes imposent l'utilisation d'une unité de calculs de grande précision (FPGA ou microprocesseur). **Cette méthode n'a donc pas été retenue car elle n'est pas adaptée aux systèmes utilisant des microcontrôleurs dont les horloges manquent de précision et dont les fréquences de fonctionnement sont limitées.**

6.4.2. Mesure de distances par TDoA

Deux techniques sont utilisées pour calculer la différence des temps d'arrivée des signaux pour déterminer la distance :

- 1) La première technique nécessite que le mobile et les balises soient synchronisés pour calculer le TDoA et en déduire la position [114]. Soit le nœud mobile émet un signal unique dont le TDoA au niveau des balises peut être calculé (cas 1), soit les balises envoient simultanément les signaux de positionnement vers le mobile qui calcule sa propre position (cas 2). Figure 29 illustre les deux cas de mesure du TDoA avec synchronisation.

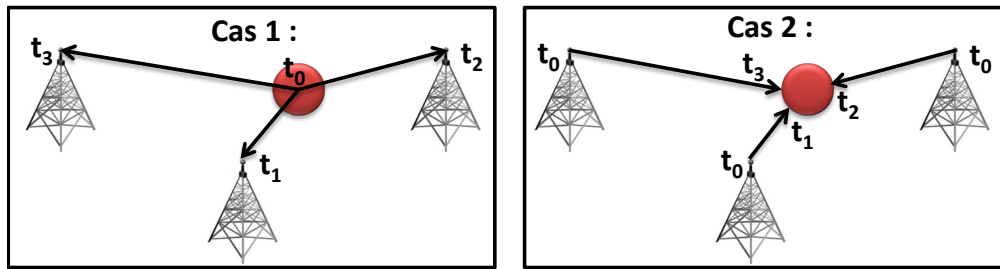


Figure 29. Principe TDoA avec synchronisation

- 2) La deuxième technique ne nécessite pas de synchronisation. L'émetteur (mobile ou balise) envoie simultanément deux signaux qui possèdent des vitesses de propagation différentes [115]. Le récepteur (mobile ou balise) mesure la différence entre les temps d'arrivées des deux signaux et calcule la distance (Figure 30). **Nous proposons d'utiliser cette méthode avec un système acoustique en complément du système TAG pour mettre en œuvre une méthode de localisation par Trilatération pour le suivi des activités à domicile (partie 8).**

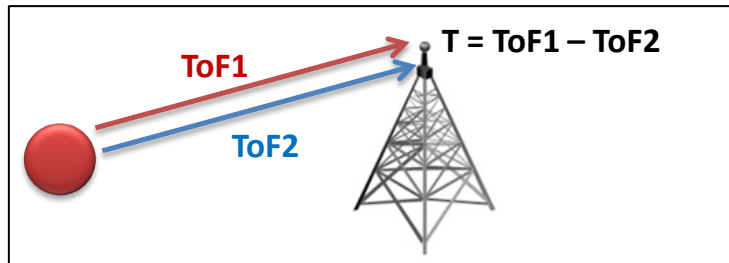


Figure 30. Mesure TDoA avec deux ondes dont les vitesses de propagation sont différentes

6.5. Atténuation du signal

La puissance radio du signal reçu (RSSI) diminue avec l'augmentation de la distance entre l'émetteur et le récepteur. Cette indicateur permet généralement de donner la qualité d'une liaison radio et peut être utilisé pour estimer la distance entre émetteur et récepteur [116]. L'avantage de l'utilisation du RSSI est qu'aucun matériel spécifique n'est requis. A partir de la mesure du RSSI, deux méthodes sont généralement utilisées en environnement « indoor » :

- la méthode « des k plus proches voisins » [117, 118, 119];
- la méthode « fingerprinting » [120].

6.5.1. Méthode « fingerprinting »

Cette méthode consiste à exploiter des positions de référence du mobile dans son environnement (cartographie de RSSI). Pour cela, le RSSI au niveau de chaque balise est mesuré en plaçant le mobile à plusieurs positions de référence dans l'environnement (base de données). Ensuite, lorsque le nœud mobile se déplace dans l'environnement, le RSSI est mesuré en temps réel afin de lui attribuer une position estimée par correspondance à la base de données [111]. Le déploiement de cette méthode est assez lourd, notamment l'étape de calibration sur place qui prend du temps. De plus, lorsque la configuration des lieux change, il est nécessaire de réaliser de nouveau l'étape de calibration. **Cette**

méthode n'est pas adaptée aux exigences fixées pour déployer notre système en milieu hospitalier par manque de stabilité face aux changements structurels et car le déploiement et la calibration sur place peuvent prendre plus d'une demi-journée.

6.5.2. La méthode « des k plus proches voisins »

Lorsque les zones de couverture des signaux des balises se chevauchent de façon adéquate, le mobile peut être positionné à l'emplacement des intersections des zones de couverture de l'ensemble des balises voisines. La précision de cette technique dépend du nombre et de la distribution des balises [121]. La difficulté est liée aux zones de couverture des balises voisines qui ne sont pas nécessairement stables ce qui peut engendrer des erreurs de positionnement.

Cette méthode peut être utilisée de manière simple sans aucune estimation de la distance par proximité avec des balises. La localisation est réalisée lorsque le mobile passe à proximité d'une balise en réduisant la portée des échanges radio [122]. Cette méthode est également appelée localisation ou navigation « Cell ID » (identification de la cellule radio) [117, 122]. Cette méthode est imprécise mais elle peut être mise en œuvre facilement en adoptant une stratégie de déploiement consistant à positionner les balises dans les zones de passage de manière à détecter tous les déplacements entre les différentes pièces des lieux. **Cette méthode a été retenue car elle permet de respecter les contraintes de déploiement et de préserver l'autonomie du système porté en limitant le nombre d'échanges radio.**

7. Mise en œuvre d'une fonction de localisation pour le suivi en institution

La méthode « Cell ID » consiste à choisir l'emplacement des balises dans l'environnement de manière à limiter les zones de recouvrement. Le système compare les niveaux de RSSI et choisit la balise la plus proche du mobile. Pour limiter les erreurs dues à l'imprécision du RSSI, un système de vote a été mis en place pour prendre en compte plusieurs valeurs de RSSI lors d'une comparaison.

7.1. Expérimentation

Le matériel utilisé est l'ensemble TAG/Balise 802.15.4 associé aux capteurs PIR. Pour mettre en œuvre notre algorithme de localisation, le matériel est déployé dans 3 pièces de 9 m² au sein de la plateforme ADREAM [123] du LAAS-CNRS. Une Balise 802.15.4 a été positionnée dans un coin de chaque pièce de manière à les éloigner le plus possible afin de limiter les zones de recouvrement. Deux capteurs PIR sont installés dans chaque pièce, les zones de couverture théorique au sol ont été reportées sur la Figure 31.

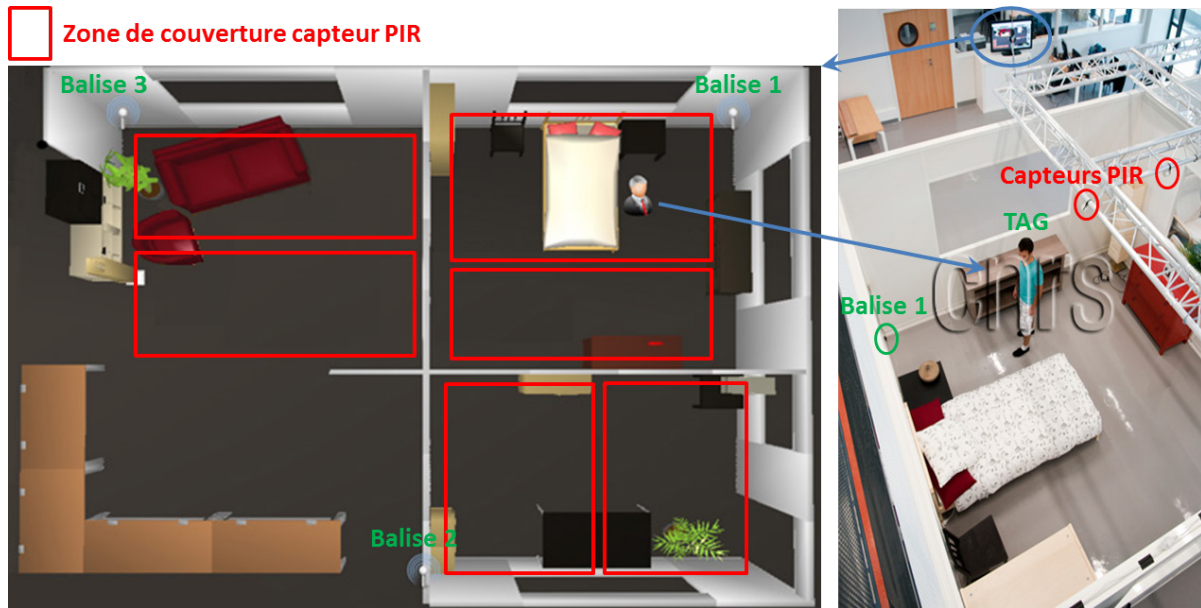


Figure 31. Expérimentation de mise en œuvre de la localisation « Cell ID »

L'objectif de cette disposition est de détecter l'entrée de la personne équipée du TAG dans chaque pièce équipée d'une Balise (identification), puis de suivre ses déplacements et activités avec les capteurs PIR. Les Balises sont connectées par Ethernet à un ordinateur de collecte via le réseau local du bâtiment ADREAM. Le TAG envoie périodiquement des messages vers les Balises qui calculent le RSSI et transmettent l'information vers un ordinateur de collecte. Les capteurs PIR sont réglés sur la sensibilité la plus élevée avec un intervalle minimum entre chaque détection de 0,5s. Le boîtier récepteur des capteurs PIR est également connecté sur l'ordinateur de collecte lequel dispose d'une interface de visualisation des pièces pour le suivi temps réel. Les données brutes (RSSI et détections PIR) sont donc accessibles sur l'ordinateur de collecte.

7.2. Programme embarqué dans le système TAG

Pour être proche des conditions réelles d'utilisation du système TAG, la consommation a été optimisée pour permettre une autonomie minimum de deux semaines. Le nombre d'émission maximum du TAG est fixé à quatre trames par seconde pour respecter cette contrainte. En effet, la consommation moyenne a été mesurée à environ 200 μ A pour l'envoi de quatre trames par seconde, soit environ dix-huit jours d'autonomie avec notre pile d'une capacité de 90mAh. Le TAG est placé dans un pansement antiallergique positionné dans le dos, suite aux recommandations du personnel médical de l'EHPAD de Caussade.

7.3. Algorithme de localisation « Cell ID »

Dans la configuration présentée Figure 31, les premiers essais nous ont permis de constater que :

- il est préférable de réduire la puissance d'émission du TAG pour éviter les zones de recouvrement ;
- 8 valeurs de RSSI doivent être exploitées pour réduire les erreurs de localisation.

A partir de ces informations et de la limitation à quatre transmissions radio par seconde, le nombre de trames à exploiter, pour choisir la Balise la plus proche du TAG, est fixé à 8 car cette valeur donne une bonne précision en limitant la latence du système. Un espace de vote contenant 8 RSSI a donc été mis en place pour déterminer la Balise la plus proche. Suite à la réception de 8 trames radio, si une Balise remporte au moins 5 votes (5 RSSI maximum) la pièce où se situe la personne est mise à jour ou conservée. Avec une fréquence d'émission de 4 trames par seconde, le temps de latence pour mettre à jour la position est de 2 s. La pièce où se situe la personne est donc rafraîchie au mieux toutes les 2 secondes. Dans un contexte réel, les temps d'occupation des pièces peuvent varier entre plusieurs minutes et plusieurs heures, une latence de deux secondes n'est donc pas gênante.

Afin de résoudre le problème des activations simultanées des capteurs PIR lorsque l'utilisateur se déplace entre deux zones de détection voisines, un principe de remplissage d'une file d'attente (First In First Out, FIFO) a été mis en place pour chaque couple de deux capteurs PIR par pièce (Figure 32). Lorsque la FIFO contient au moins deux identifiants d'un même capteur PIR, la position à l'intérieur de la pièce occupée est mise à jour ou conservée.



Figure 32. Principe de la FIFO

Au final, deux algorithmes tournent en parallèle (Figure 33):

- un algorithme qui exploite l'ensemble TAG/Balise 802.15.4 pour le choix de la pièce occupée par la personne équipée du TAG ;
- un algorithme qui exploite les données des capteurs PIR et qui définit la zone où se situe la personne à l'intérieur de la pièce occupée.

La fusion de ces deux algorithmes permet de localiser précisément la zone occupée par le résident qui porte le TAG. Sur l'écran de visualisation, la mise à jour de la position est effectuée uniquement lorsqu'une nouvelle zone de détection PIR valide est détectée.

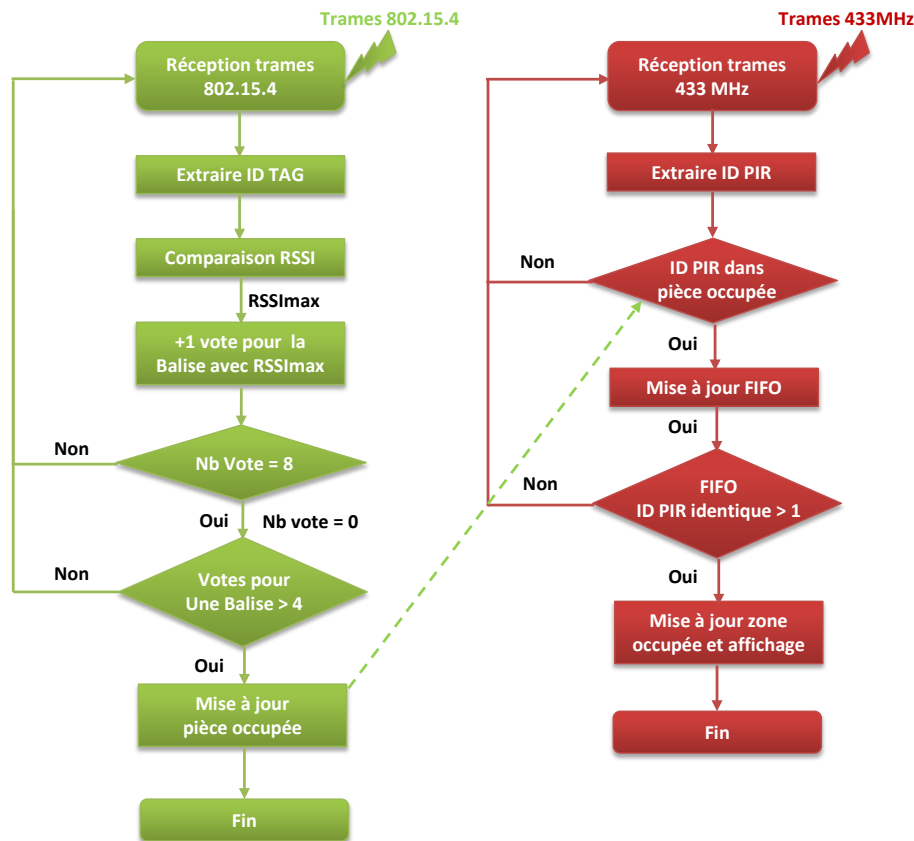


Figure 33. Algorithme de localisation mis au point au sein de la plateforme ADREAM du LAAS-CNRS

Cette solution permet d'identifier et de localiser les personnes lors du passage à proximité d'une Balise. Le système peut ainsi associer les activations des capteurs passifs à une personne et une pièce par identification. La précision est limitée à la zone de couverture d'un capteur PIR (1 à 2 m²) et au nombre de capteurs installés. Cette méthode de localisation sera exploitée en institution avec quelques ajustements présentés dans le chapitre 4.

8. Exploration d'une fonction de localisation pour le suivi à domicile

8.1. Historique et participation du LAAS-CNRS au projet FIL

Le projet de recherche FIL (Fusion d'Information pour la Localisation) financé par l'ANR-Telecom, s'est déroulé de janvier 2008 à janvier 2012. Il a regroupé plusieurs partenaires et a été coordonné par l'entreprise Thalès Alenia Space. Ce projet visait la conception d'un système de localisation en intérieur pour répondre à un besoin de localisation précis dans un bâtiment complexe. Le système de localisation développé dans le cadre de ce projet est un système de navigation inertielle porté par la personne. Ce système a besoin de positions de référence à l'intérieur du bâtiment pour être calibré régulièrement. Dans un premier temps, les points de référence étaient calculés à l'aide d'un PDA porté et de balises WiFi par la mesure du RSSI [110]. Un Télémètre US (ultrason) a été conçu pour remplacer les balises WiFi en proposant des mesures de distances entre un Télémètre US, porté par la personne mobile, et une Balise US, fixé dans l'environnement. La précision attendue était de

quelques centimètres afin de donner des points de référence fiables au système de navigation inertielle.

Le LAAS-CNRS a participé aux spécifications générales, aux choix technologiques du système de navigation inertielle et à la conception du Télémètre US et de la Balise US. Dans le cadre de cette thèse, la participation au projet FIL concerne le développement de la partie communicante 802.15.4 du Télémètre US et de la Balise US ainsi que la caractérisation des performances de ces dispositifs [124]. Un système associant un Télémètre US porté et trois Balises US a été installée dans une salle de caractérisation pour évaluer la précision de la localisation dans un environnement de type domicile [125]. Dans un premier temps, nous présentons le principe de la mesure de la distance entre 2 dispositifs, et les performances du Télémètre. Dans un second temps, nous présentons la mise en œuvre l'expérimentation et l'analyse des performances.

8.2. Conception des Télémètres pour la localisation en intérieur

Un émetteur/récepteur ultrason (US) fabriqué dans le cadre du projet FIL a été associé avec la carte communicante 802.15.4 (partie 3.3) pour former la Balise US. L'émetteur/récepteur US a également été associé avec le TAG pour former le Télémètre US porté (Figure 34).

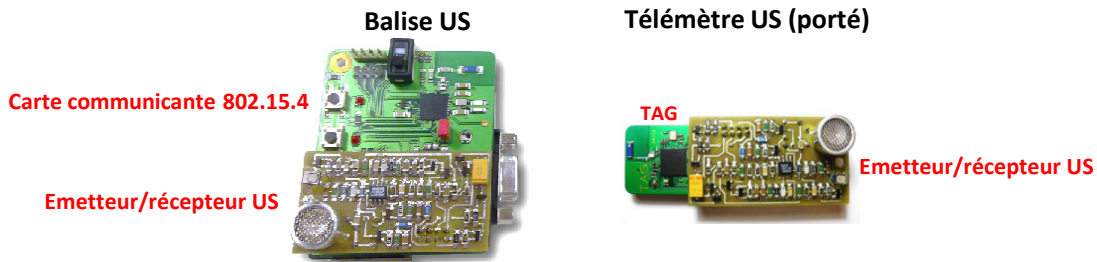


Figure 34. Balise US et Télémètre US

Le détail de l'interconnexion des modules et les schémas bloc sont présentés dans l'annexe 3.

8.3. Estimation de la distance par TDoA

Le système est basé sur l'association de deux technologies sans fil : ultrason (40 kHz) et radio (2.4 GHz). Une méthode TDoA utilisée à l'aide de ces deux technologies fournit la distance entre le Télémètre et la Balise. En effet, la vitesse de propagation des signaux radio est d'environ 3×10^8 m/s, tandis que la vitesse du son dans l'air est d'environ $3,4 \times 10^2$ m/s. Cette différence de vitesse (facteur 10^6) permet de considérer que le temps de propagation de l'onde radio est négligeable par rapport à celui de l'onde sonore. La distance D entre les deux dispositifs est calculée ainsi :

$$D = (T_{FUS} - offset) \cdot V_{us} \quad \text{Équation 6}$$

où T_{FUS} est le ToF mesuré de l'impulsion acoustique, compensé par un retard (*offset*) causé par le circuit électronique de conditionnement, et V_{us} est la vitesse du son, fonction de la température. Le capteur de température de la Balise permet de prendre en compte la variation de la vitesse du son dans l'air.

8.4. Performances et principaux résultats

Des mesures de distances entre le Télémètre et la Balise US ont été réalisées dans une salle de caractérisation du laboratoire (annexe 4). Les principaux résultats sont :

- 1) une faible erreur absolue : inférieure à 2 cm ;
- 2) une bonne directivité : erreur absolue inférieure à 8 cm dans le pire cas (dépointage 90 °) ;
- 3) une influence de l'écho nulle et une immunité au bruit dans des conditions sonores normales.

Le Télémètre US a été comparé avec le Télémètre CRICKET du MIT [115] basé sur le même principe (TDoA) avec les technologies sans fil : ultrason (40 kHz) et radio (433 MHz). La principale différence technique se situe au niveau des transducteurs ultrasons, le transducteur Cricket propose une ouverture de 40 ° alors que le transducteur FIL est omnidirectionnel. Pour comparer ces deux systèmes, les conditions de tests sont : température à 22 °C, dépointage à 0 °, et mesure de distances moyennées sur 5 mesures. La Figure 35 indique l'erreur relative en fonction de la distance pour les Télémètres Cricket du MIT et US conçu par le LAAS.

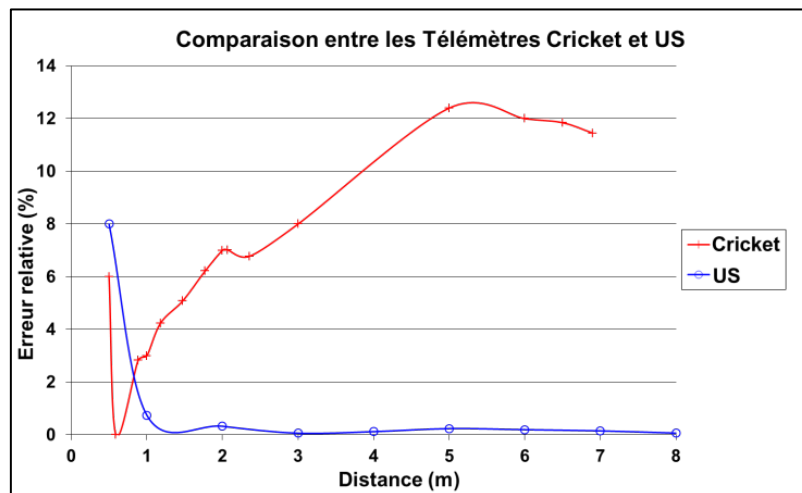


Figure 35. Erreur relative sur la mesure de distance des Télémètres Cricket et US.

La portée maximale mesurée pour Cricket est de 7m lorsque émetteur et récepteur sont alignés. Le système Cricket est plus précis pour des distances mesurées inférieures à 1m. A partir de 1m, le Télémètre US est plus précis avec une erreur relative inférieure à 0,5%. Les performances du Télémètre US nous permettent de proposer une application de localisation précise en intérieur. En localisant régulièrement la personne, il est également possible de suivre les déplacements, de calculer la distance parcourue et la vitesse de marche.

8.5. Localisation par Trilatération

Dans un espace 3D, la Trilatération nécessite la mesure de quatre distances entre le nœud mobile et les balises. Le mobile est à l'intersection de quatre sphères dont les centres géométriques correspondent aux positions des balises. La méthode géométrique pour déterminer la position d'un nœud mobile par rapport à quatre nœuds fixes est présentée dans [126]. Cette publication montre que lorsque la configuration est idéale, seules trois balises sont nécessaires pour trouver la position

3D du mobile. En effet, l'intersection de trois sphères donne deux solutions géométriques. Si les balises sont fixées au niveau du plafond, l'une des solutions est située au-dessus du plafond, tandis que l'autre solution se trouve en dessous.

Dans notre étude, trois Balises sont positionnées au plafond afin d'extraire la position 3D d'un Télémètre porté dans une salle de caractérisation. La Figure 36 montre les trois Balises (B1, B2 et B3) placées sur un plan horizontal (plan balises) et dont les positions sont référencées dans un système de coordonnées 3D. Chaque Balise détermine la distance qui la sépare du Télémètre mobile (T1) à l'intérieur de la zone de couverture située sous le plafond.

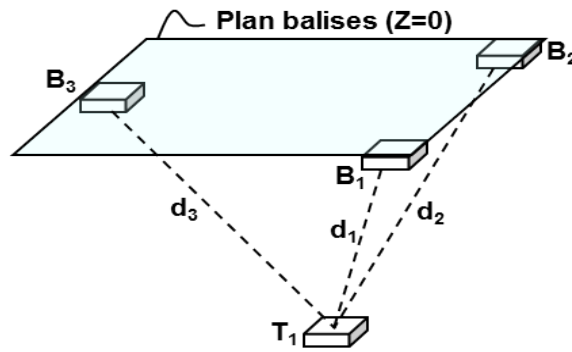


Figure 36. Schéma de principe de la localisation 3D

Sur la Figure 37, on observe la représentation 2D du système de localisation 3D. Le Télémètre T1 est dans une position inconnue (X_t, Y_t, Z_t), et les Balises sont aux coordonnées B1 (0, 0, 0), B2 (c, 0, 0) et B3 (a, b, 0). Les distances entre le Télémètre et les Balises sont d_1 , d_2 et d_3 .

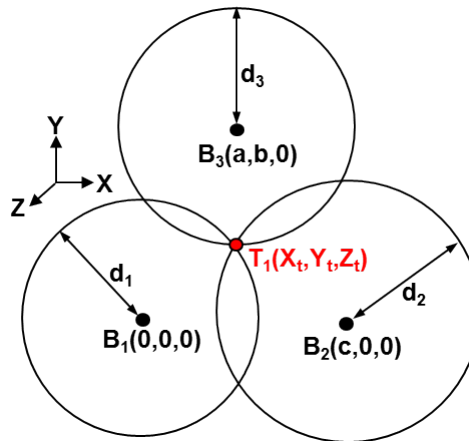


Figure 37. Représentation 2D du système de localisation 3D

Les équations des distances (d_1 , d_2 et d_3) sont définies par :

$$d_1^2 = X_t^2 + Y_t^2 + Z_t^2 \quad \text{Équation 7}$$

$$d_2^2 = (X_t - c)^2 + Y_t^2 + Z_t^2 \quad \text{Équation 8}$$

$$d_3^2 = (X_t - a)^2 + (Y_t - b)^2 + Z_t^2 \quad \text{Équation 9}$$

Les équations des coordonnées 3D du Télémètre T1 (X_t , Y_t , Z_t) sont :

$$X_t = \frac{d_1^2 - d_2^2 + c^2}{2c} \quad \text{Équation 10}$$

$$Y_t = \frac{d_1^2 - d_3^2 + (X_t - a)^2}{2b} + \frac{b}{2} - \frac{(d_1^2 - d_2^2 + c^2)^2}{8bc^2} \quad \text{Équation 11}$$

$$Z_t = \sqrt{d_1^2 - X_t^2 - Y_t^2} \quad \text{Équation 12}$$

A partir de cette mise en équation, nous pouvons déterminer la position 3D du Télémètre mobile avec les coordonnées des Balises et la mesure des distances entre le Télémètre et les Balises.

8.6. Architecture système et principe de fonctionnement

Deux fonctionnalités ont été mises au point : la localisation et la mesure des déplacements de l'utilisateur. Les essais ont été réalisés avec un Télémètre porté sur une chaussure et dans un chapeau. Ces positions ont été choisies pour étudier la différence entre le port du système sur le haut et bas du corps humain.

Les étapes de fonctionnement du système sont :

- 1) le Télémètre envoie simultanément un message radio et une impulsion ultrasonique.
- 2) Les Balises reçoivent les messages et calculent le ToF de l'impulsion ultrasonique par TDoA.
- 3) Les données ToF reçues par chaque Balise sont envoyées vers l'unité locale de traitement à travers le réseau Ethernet.
- 4) Une application temps-réel installée sur l'unité locale permet de calculer la position du Télémètre. Chaque position est enregistrée et horodatée dans une base de données. A partir de cette base de données, une application de post-traitement permet de calculer les déplacements de l'utilisateur : vitesse de marche, distance parcourue et trajectoires.

La Figure 38 présente l'architecture système déployée dans une salle de caractérisation et les quatre étapes de fonctionnement du système de localisation. Les formats des trames (802.15.4 et Ethernet), les applications temps-réel et post-traitement installées sur l'unité locale sont présentées en annexe 5. Le détail des programmes embarqués dans les dispositifs Télémètre et Balise US est donné dans [125].

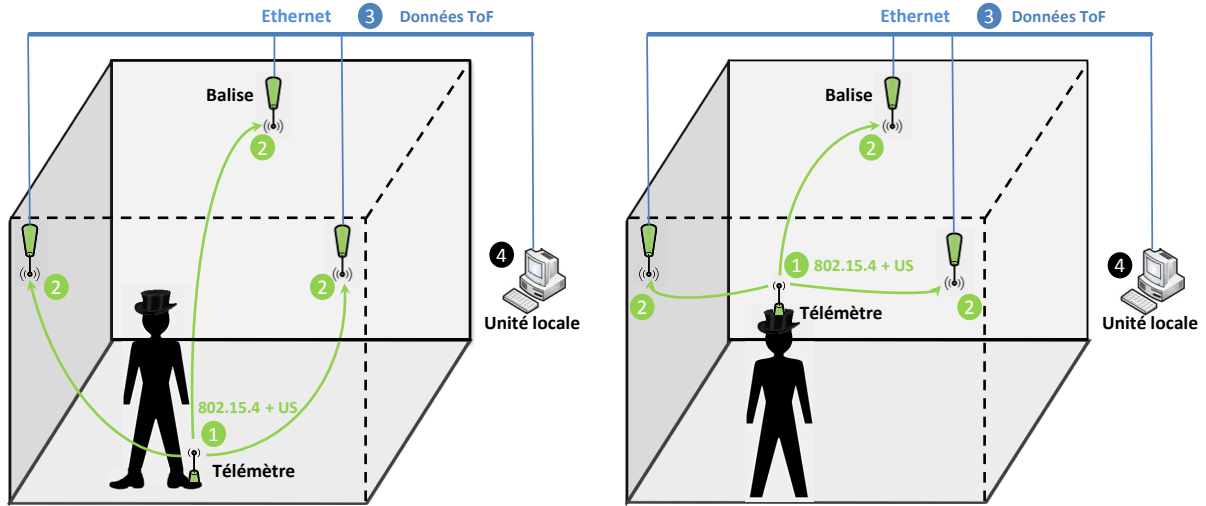


Figure 38. Architectures du système : Télémètre positionné sur une chaussure ou dans un chapeau

8.7. Calcul des paramètres de mobilité

L'objectif principal est de mesurer l'évolution de la mobilité des personnes âgées à domicile à partir de la mesure de la vitesse de marche et de la distance parcourue. Le système de localisation est cadencé par l'envoi d'une requête de positionnement par le Télémètre toutes les 256 ms. Chaque nouvelle position est horodatée et enregistrée dans la base de données. La distance parcourue D_t à l'instant t est calculée à partir des six dernières positions (x, y) enregistrées (fenêtre glissante) :

$$D_t = \sum_{k=0}^{k=5} \sqrt{(x_k - x_{k-1})^2 + (y_k - y_{k-1})^2} \quad \text{Équation 13}$$

La vitesse moyenne V_t à l'instant t est défini par :

$$V_t = D_t \cdot \Delta T \quad \text{Équation 14}$$

Où ΔT est le temps écoulé entre les six dernières positions enregistrées (fenêtre glissante). Les premiers essais en conditions d'usages réels ont montré que la prise en compte de plus de six positions (1,5 s) n'est pas adaptée. En effet, une fenêtre glissante supérieure à 1,5 s (~ 2 pas) ne permet pas de prendre en compte la variation naturelle de la vitesse de marche.

Cette première estimation de la vitesse est utilisée pour déterminer si la personne est en mouvement. La condition qui permet d'évaluer si la personne est en mouvement est une vitesse moyenne V_t supérieure à 0,2 m/s. Cette condition a été établie de manière empirique afin d'éviter de prendre en compte des déplacements lors d'erreurs de positionnement d'un Télémètre immobile.

Lorsque le chemin a été enregistré, un post-traitement est utilisé pour filtrer les points de mesure incompatibles avec le déplacement enregistré. Ces erreurs sont liées au dépointage de l'émetteur par rapport aux récepteurs et à l'obstruction du signal par l'utilisateur. Le filtrage est effectué en suivant une loi normale avec un intervalle de confiance de 95 % sur l'ensemble des points en calculant les écarts de distance entre chaque point. Une fois les trajectoires lissées, la vitesse moyenne et la distance parcourue sont recalculées sur l'ensemble du parcours. La distance totale est

calculée en utilisant l'équation 13, où l'indice k est égal au nombre total de positions du parcours enregistré. La vitesse moyenne est calculée en utilisant l'équation 14, où ΔT est la durée totale du parcours.

8.8. Caractérisation de la localisation

Dans un premier temps, nous nous plaçons dans un environnement idéal (pièce vide). Nous étudierons dans la partie 8.8.3, les erreurs possibles de ce type de technologie en environnement réel et les corrections pouvant y être apportées. La Figure 39 montre la configuration de la salle de caractérisation avec les positions et orientations des Balises et du Télémètre.

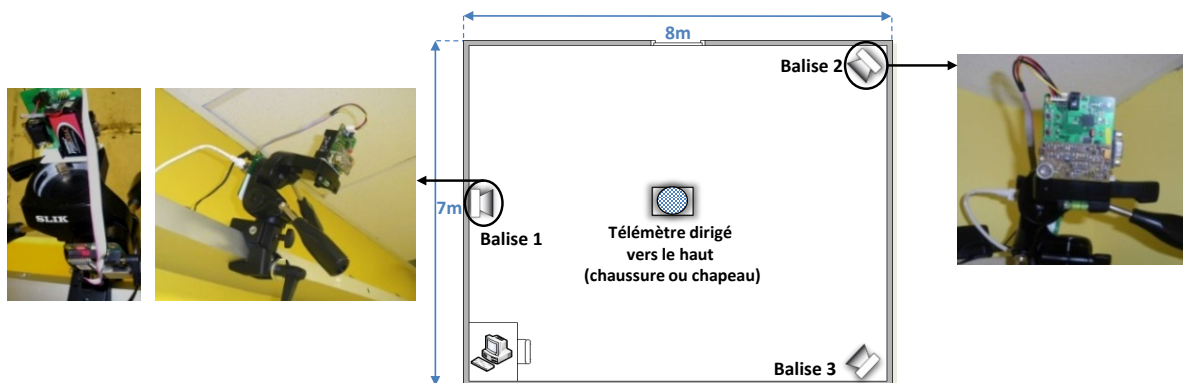


Figure 39. Configuration de la salle de caractérisation

Dans notre expérimentation, l'émetteur ultrason du Télémètre est orienté vers le haut et les récepteurs ultrasons des Balises sont inclinés vers le centre de la salle de caractérisation. Dans le pire cas, l'angle de dépointage entre l'émetteur et le récepteur est d'environ 90° . Pour un dépointage de 90° , la portée maximale du système à pleine puissance est de 9 m. Pour rester à l'intérieur de la couverture du système, les mesures ne sont pas effectuées le long des murs (1 mètre de dégagement). La couverture de notre système dans cette configuration est de 30 m^2 ($5 \times 6 \text{ m}$).

8.8.1. Tests statiques

L'application temps-réel enregistre les coordonnées de chaque mesure. Pour chaque point de référence, nous avons effectué 100 mesures statiques avec le Télémètre seul (non porté) et placé sur le sol. Plusieurs mesures ont été réalisées pour évaluer les performances du système :

- l'erreur absolue (cm) moyennée sur 100 positions pour chaque position de référence ;
- l'erreur absolue moyenne (cm) calculée avec l'ensemble des erreurs absolues ;
- l'écart type (cm) évalué avec les 100 positions mesurées pour chaque point de référence ;
- l'écart type moyen (cm) calculé avec l'ensemble des écarts types.

Sur la Figure 40, l'erreur absolue et l'écart type sont reportés sur le plan virtuel de la salle de caractérisation et pour chaque point de référence.

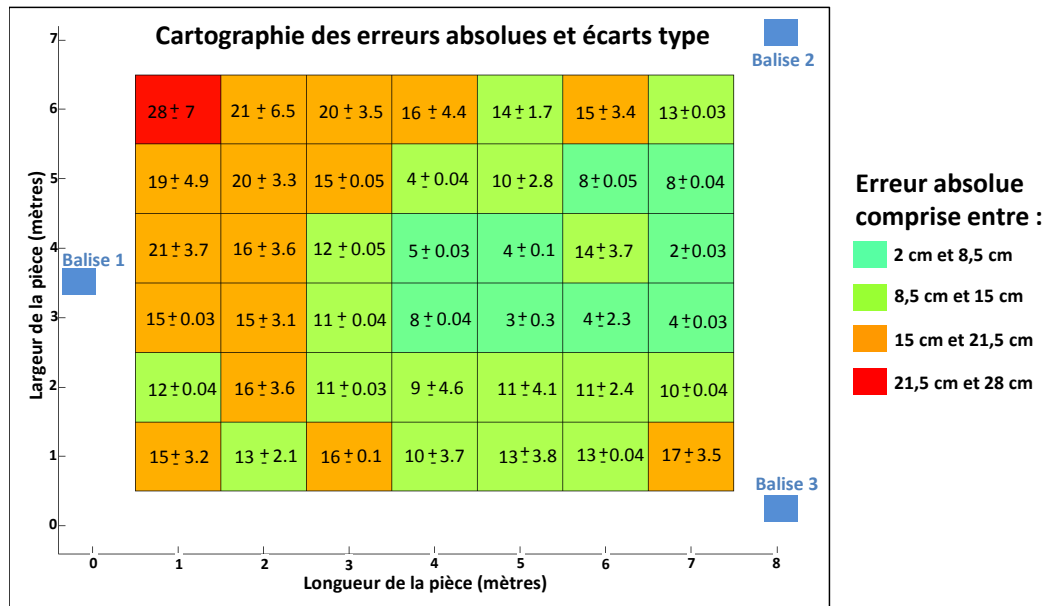


Figure 40. Résultats des tests statiques

L'erreur de position absolue varie entre 2 et 28 cm et l'écart-type varie entre 0,03 et 7 cm. Sur l'ensemble des mesures, l'erreur absolue moyenne est de 10,8 cm et l'écart-type moyen est de 2 cm. Notons également que l'erreur absolue est plus grande sur le côté gauche du plan virtuel. En effet, sur la partie gauche de la salle de caractérisation les mesures des Balises 2 et 3 sont moins précises car plus éloignées. Ainsi, le positionnement d'une Balise dans chaque coin de la pièce pourrait augmenter la précision de notre système. Le choix du nombre de Balises est fonction des contraintes de l'application, notamment en termes d'infrastructures, de performances attendues et de coût.

8.8.2. Tests dynamiques avec le Télémètre porté

Les coordonnées cartésiennes 2D de la salle de caractérisation (quadrillage) ainsi que plusieurs parcours sont reportés au niveau du sol. Les parcours sont composés de lignes droites pour faciliter la comparaison entre les trajets réels et estimés. Ces tests sont réalisés avec le Télémètre porté par un utilisateur (chapeau ou chaussure). La consigne principale donnée à l'utilisateur était de suivre les parcours dessinés au sol à une vitesse de marche normale. Pour comparer les paramètres estimés par le système par rapport aux déplacements réels de l'utilisateur, nous utilisons un chronomètre. Pour chaque trajectoire, nous avons mesuré :

- l'erreur de position moyenne (cm) par rapport au parcours réel ;
- l'erreur de position maximale (cm) par rapport au parcours réel ;
- l'erreur moyenne (%) sur la distance parcourue et la vitesse de marche.

Nous avons défini plusieurs trajets pour effectuer les essais dynamiques. Les parcours 1, 2 et 3 permettent d'évaluer les performances du système sur des trajets courts (domicile). Le parcours 4 permet de mesurer les performances du système sur une plus longue distance à l'aide d'un circuit fermé. La Figure 41 montre les différents parcours estimés par l'application post-traitement en fonction des parcours réels réalisés avec le Télémètre porté sur une chaussure ou dans un chapeau et le Tableau 6 présente les résultats de ces essais dynamiques.

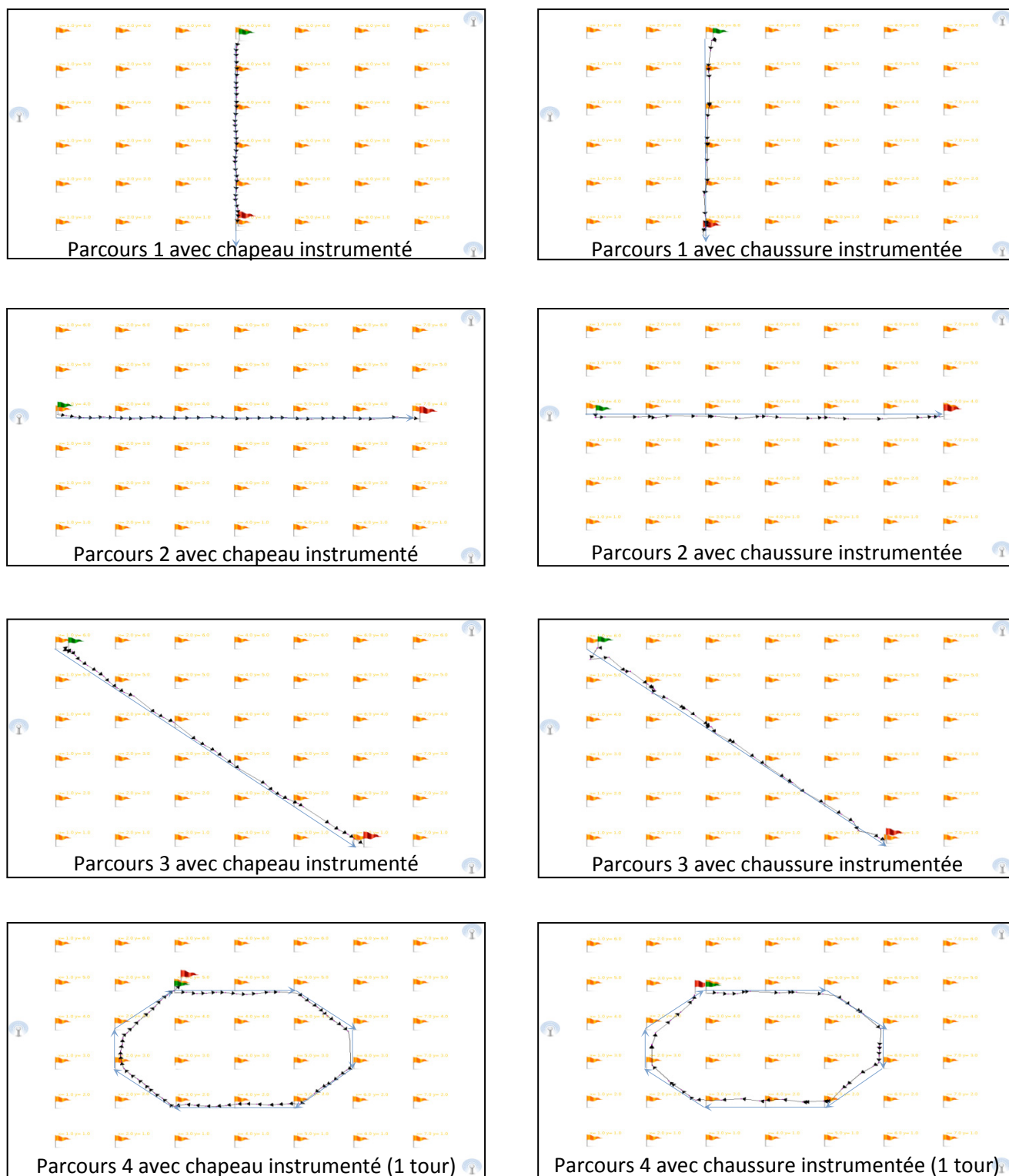


Figure 41. Parcours estimés par l'application post-traitement

	Erreur moyenne de position (cm)		Erreur maximum de position (cm)		Erreur moyenne sur la distance (%)		Erreur moyenne sur la vitesse (%)	
	Chapeau	Chaussure	Chapeau	Chaussure	Chapeau	Chaussure	Chapeau	Chaussure
Parcours 1	0,8	3,4	8	13	5,3	6,7	7,6	8,2
Parcours 2	1,4	2,8	6	17	6,2	7,5	8,1	8,8
Parcours 3	4,4	5,6	15	26	7,3	7,7	9	9,1
Parcours 4 (1 tour)	6,3	7	26	38	7,7	8	9,2	9,5
Parcours 4 (3 tours)	5,2	6,1	28	34	4,1	4,8	4,9	5,7
Parcours 4 (5 tours)	4,9	5,4	30	43	3,9	4,5	4,5	5,5

Tableau 6. Résultats des tests dynamiques

Les erreurs sont plus importantes dans le cas de la chaussure instrumentée car le corps humain peut être en opposition entre le Télémètre porté sur la chaussure et les Balises positionnées au plafond. Le pire cas étudié est celui du parcours 3 (trajet court) dans le cas de la chaussure instrumentée. Dans ce cas, l'erreur de position moyenne reste inférieure à 6 cm, l'erreur maximale est de 26 cm, et les erreurs moyennes sur la distance et vitesse de marche sont inférieures à 10 %. En effet, la condition pour détecter un mouvement (fixée à 0,2 m/s) implique une erreur importante sur un court trajet. Toutefois, pour un suivi continu sur une journée cette condition implique moins de dérives sur les mesures des paramètres de mobilité que les erreurs de position lorsque le Télémètre est immobile.

Au niveau du parcours 4, nous constatons que l'erreur de position moyenne diminue jusqu'à 5,4 % (chaussure) avec l'augmentation du nombre de tours car les erreurs ont tendance à se compenser par l'effet du moyennage. L'erreur de position maximale enregistrée est logiquement plus grande lorsque le nombre de mesures est plus important. Enfin, les erreurs moyennes sur les paramètres de mobilité diminuent avec l'augmentation du nombre de tours. En effet, la condition de détection d'un déplacement à moins d'influence sur le calcul de ces paramètres dans le cas d'un long trajet.

8.8.3. Sources d'erreurs et corrections

Dans un environnement réel, plusieurs sources d'erreurs liées principalement à des obstacles (meubles, personnes, etc.) peuvent dégrader les mesures d'un système ultrason. Une étude classe ces sources d'erreurs en quatre types [127], comme le montre la Figure 42.

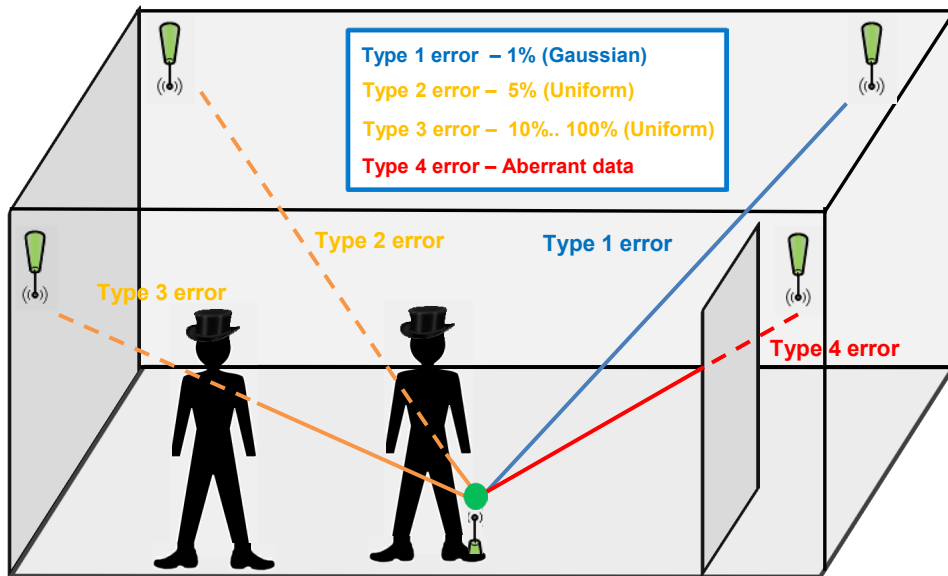


Figure 42. Sources d'erreurs de mesure d'un système ultrason

- Le type 1 est lié à la température, aux délais de traitement électronique, au dépointage entre émetteur et récepteur.
- Les types 2 et 3 sont dus à un degré d'obstruction modéré du signal par des objets ou des personnes.
- L'erreur de type 4 signifie un blocage complet du signal qui empêche la mesure.

Cette analyse est très utile pour positionner les Balises dans l'environnement. La conclusion la plus importante de cette étude [127] est que le déploiement doit être réalisé de manière à ce que le nombre de Balises disponibles soit toujours suffisant pour calculer l'emplacement du nœud mobile avec précision malgré les obstacles. Par conséquent, afin d'assurer un service de localisation précis et continu, il faut recueillir des informations redondantes, déployer plus de trois Balises par pièce, et utiliser un algorithme de correction tel que l'algorithme « least-median-of-squares » [127], qui est capable de filtrer les mesures erronées à partir d'informations redondantes en temps réel.

8.8.4. Conclusion sur le système de localisation 3D

Dans la configuration présentée, nous avons déployé trois Balises pour réaliser une localisation par Triangulation dans des conditions de mesures idéales (salle vide). Dans un environnement réel, il semble qu'un minimum de cinq Balises soit nécessaire pour recueillir des données redondantes et sélectionner les trois meilleures Balises avec un algorithme approprié [127].

Le choix de la position du système sur la personne dépend de l'emplacement et du nombre de Balises dans l'environnement. Dans le cas de Balises positionnées au plafond, les performances du système de localisation sont logiquement meilleures avec le Télémètre positionné sur le haut du corps. L'épaule est une position intéressante en termes de performances et d'intégration dans un vêtement. D'un point de vue pratique, la taille semble être la position la plus intéressante, le Télémètre pourrait être porté en utilisant un boîtier avec un clip ceinture.

Les performances de la localisation nous permettent de proposer une fonction de suivi des déplacements à domicile. Cette solution pourrait être adaptée à des personnes fragiles ou peu dépendantes motivées à être assistées dans leur quotidien et qui acceptent de porter un système au niveau de la taille. D'autres applications peuvent également être envisagées, en particulier dans le domaine de la robotique avec par exemple un robot capable de se déplacer de manière autonome à domicile pour porter assistance.

9. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté la conception d'un système porté pour le suivi d'activité des personnes âgées afin de répondre à un besoin exprimé par les gérontologues de suivi quotidien de leurs patients dans leurs actes de vie. Ce système a été utilisé dans un premier temps pour compléter la plateforme de surveillance existante PROSAFE.

En effet, suite à la présentation de cette plateforme basée sur un réseau de capteurs PIR sans fil, on observe deux limitations majeures : le manque d'identification des personnes suivies, et de faibles performances au niveau de la détection de chute. Ces limitations nous ont conduits à proposer, au travers d'une nouvelle expérimentation HOMECARE, des améliorations via un système de suivi d'activité porté sous la forme d'un patch. Les mises au point en laboratoire des fonctionnalités d'identification, de localisation et de la détection de chute destinées à améliorer l'existant ont été détaillées dans ce chapitre.

Le dispositif montre des caractéristiques intéressantes : il a été conçu de manière à être porté facilement et l'architecture électronique a été pensée pour augmenter l'autonomie énergétique du système [128] afin de rendre le suivi continu et peu intrusif pour la personne qui le porte. Pour la détection de chute, un algorithme exploitant les données de l'accéléromètre 3 axes a été mis en œuvre. Les résultats des essais de performances en laboratoire sont encourageants avec une sensibilité de 98,33 % et une spécificité de 97,77 % qui nous permettent d'ores et déjà de proposer cette fonctionnalité en remplacement de la fonction de détection de chute initialement basée sur la mesure du temps d'immobilité prolongée à l'aide des capteurs PIR.

Pour la localisation et l'identification, deux méthodes ont été développées et testées :

- 1) une localisation « Cell ID » avec l'ensemble TAG/Balise associé aux capteurs PIR ;
- 2) une localisation par Trilatération avec l'ensemble Télémètre/Balise US.

La première solution est adaptée au suivi de personnes dépendantes en institutions avec le système TAG intégré dans un pansement. Le système permet ainsi d'identifier automatiquement la personne présente dans différentes zones et associer les activations des capteurs PIR correspondantes afin de mettre en place un suivi continu dans un environnement multi-utilisateurs (unité de soins). Cette solution pourrait également être utilisée à domicile, à condition de porter le système différemment afin qu'il soit plus facilement accepté qu'un patch qui semble difficile à proposer à des personnes peu ou pas dépendantes.

La deuxième solution étudiée est plus encombrante avec un Télémètre qui peut être porté au niveau de la taille et qui semble plus adapté à des personnes peu dépendantes qui pourraient accepter d'être suivi à domicile. La méthode de localisation par Trilatération est plus précise que la localisation « Cell ID » et l'installation du système est plus simple avec 3 à 5 Balises US à positionner par pièce à surveiller contre une dizaine de capteurs PIR et une Balise 802.15.4 par pièce. Cette solution installée à domicile permettrait également de proposer un suivi précis des déplacements. En effet, une précision supérieure à 90 % sur la vitesse de marche et la distance parcourue a été relevée dans la configuration étudiée (3 Balises dans une pièce vide).

Le patch électronique répond à l'objectif technique d'amélioration des fonctionnalités de suivi et de surveillance de la plateforme PROSAFE. Les caractéristiques techniques ont été validées. L'installation et l'évaluation en situation d'usage de cette nouvelle solution sera présentée dans le chapitre 4. Des compléments seront alors proposés, en particulier pour enrichir les critères d'activités et pour améliorer la détection de fugue.

Dans le chapitre suivant, nous présentons la mise en place du suivi de personnes fragiles à domicile à l'aide d'une semelle instrumentée dont l'architecture électronique est basée sur le système de suivi d'activité (TAG/Balise 802.15.4).

CHAPITRE 3 : MISE EN ŒUVRE D'UN OUTIL DE SUIVI AMBULATOIRE DESTINÉ AUX PERSONNES FRAGILES

1. Introduction

Le syndrome de la fragilité est défini comme un état de pré-dépendance qui traduit un risque élevé de chutes, de perte d'autonomie, d'hospitalisations et de décès. Le suivi des patients fragiles se fait actuellement lors de consultations gériatriques hospitalières de manière discontinue et hors du contexte de vie. Entre ces consultations, les médecins gériatres ne disposent pas d'informations. Un suivi continu et personnalisé sur le lieu de vie apporterait un complément au suivi classique.

Les critères de Fried et al. sont actuellement largement utilisés dans les études cliniques pour caractériser les patients fragiles. Plusieurs études montrent que la vitesse de marche est le critère le plus prédictif de perte d'autonomie [33, 34]. D'autres études soulignent que la fragilité est réversible et qu'il existe des méthodes d'intervention efficaces, en particulier au niveau de la pratique d'exercice physique telle que la marche [35, 36, 37]. Ainsi, un outil de soutien à l'activité physique et de suivi des indicateurs de fragilité, en particulier de soutien et de suivi de la marche, pourrait compléter le suivi classique par la mise en place d'une prise en charge personnalisée et adaptée aux personnes fragiles.

Ce chapitre traite de la conception et du prototypage d'un dispositif porté au quotidien pour la mise en place d'un suivi ambulatoire adapté aux personnes fragiles. Selon l'état de l'art sur les systèmes portés par l'homme présenté dans le chapitre 1 et les développements technologiques du chapitre 2, nous proposons une semelle instrumentée pour assurer ce suivi. Dans cette perspective, nous avons orienté la conception du système embarqué vers un dispositif basse consommation, de très faible épaisseur de manière à pouvoir l'intégrer dans l'épaisseur d'une semelle et démontrer ainsi la faisabilité technique d'un tel dispositif.

Deux projets sont associés à cette réalisation : le projet régional FOOT-TEST pour la mise en œuvre d'une première version de semelle instrumentée financé par la DIRECCTE Midi-Pyrénées en 2012 et le projet RESPECT, financé par l'ANR depuis janvier 2014, qui vise principalement la validation par les usages du prototype développé dans FOOT-TEST.

Dans ce chapitre, nous présentons les spécifications FOOT-TEST/RESPECT, un état de l'art qui nous a guidés vers les choix technologiques de la semelle, le prototypage d'une première génération de semelles et les méthodes et techniques utilisées pour mesurer les paramètres souhaités.

2. Spécifications FOOT-TEST/RESPECT

Les objectifs du projet FOOT-TEST sont :

- de réaliser une première génération de dispositifs, illustrant une étape de faisabilité technique et économique ;
- de pré-évaluer la semelle pour éclairer la faisabilité et les usages in vivo (chapitre 4).

Les objectifs du projet RESPECT sont :

- de réaliser une deuxième génération de dispositifs transférable industriellement ;
- de mettre au point les outils de diffusion des informations vers le médecin et de coaching motivationnel destinés au patient ;
- d'évaluer le système complet par les usages en vue d'une validation et d'une industrialisation.

La rédaction des spécifications a été élaborée lors de réunions animées par les partenaires du projet FOOT-TEST : le gérontopôle du CHU de Toulouse, les entreprises Medicauteurs, INTESENS, et le laboratoire LAAS-CNRS. Les besoins et les pratiques des personnes fragiles ont été définis par le gérontopôle. Les spécifications techniques ont ensuite pu être dégagées par Medicauteurs, INTESENS et le LAAS-CNRS. Le LAAS-CNRS a réalisé les prototypes avec l'aide de Medicauteurs pour l'intégration de l'électronique dans la semelle. Le partenariat avec la société ACTIA a débuté lors du démarrage du projet RESPECT. Le rôle principal d'ACTIA concerne le développement des outils de diffusion des informations vers le médecin et de coaching motivationnel destiné au patient.

Au niveau du travail de thèse, la contribution concerne l'ensemble des travaux : proposition d'une semelle instrumentée sur la base d'un état de l'art pour répondre aux besoins de suivi des personnes fragiles, participation à la rédaction des appels d'offres des projets FOOT-TEST et RESPECT, participation à la rédaction des spécifications techniques, conception des prototypes de semelles instrumentées des générations 1 et 2 (FOOT-TEST et RESPECT), programmation des logiciels embarqués, mise en œuvre du système de calibration, et participation à la conception des systèmes de collecte et traitement local des données. Les travaux de conception de la deuxième génération de prototypes se poursuivent actuellement dans le cadre du projet RESPECT et sont présentés dans le chapitre 4 en tant qu'évolutions futures de la semelle instrumentée.

2.1. Définition des besoins médicaux et proposition technique

Le suivi des patients fragiles se fait actuellement lors de consultations gériatriques hospitalières de manière discontinue (tous les trois mois). Une prise en charge continue et personnalisée sur le lieu de vie apporterait un véritable complément au suivi classique, par :

- un suivi longitudinal sur le moyen et le long terme ;
- l'implication du patient pour obtenir son adhésion (feed-back motivationnel) ;
- la mise à disposition des données clefs pour rendre le suivi plus dynamique ;
- la détection précoce de variations significatives permettant d'adapter la prise en charge.

Pour répondre à ce besoin de suivi personnalisé à domicile, il est nécessaire de concevoir un outil de mesure ambulatoire, transparent pour l'utilisateur tant au niveau du port du système que de son utilisation. L'outil proposé est une semelle instrumentée qui communique en sans-fil, autonome au niveau des mesures et de l'énergie embarquée. Nous rappelons que ce choix est motivé par plusieurs raisons :

- une semelle pourrait être portée sans gêner la personne dans son quotidien tout en respectant son code vestimentaire (semelles à placer dans la paire de chaussures habituelle) ;
- des capteurs inertiels positionnés au niveau des pieds permettent une analyse précise des caractéristiques de la foulée et de la vitesse de marche ;
- des capteurs de force/pression positionnés sous la plante des pieds pourraient permettre de suivre les variations de poids de manière embarquée et automatique, et offre des perspectives d'évolution vers des mesures de pressions plantaires pour d'autres applications ;
- l'énergie théorique générée par la marche est importante est pourrait être exploitée pour alimenter la semelle de manière autonome.

De plus, parmi les indicateurs de fragilité (Fried *et al.*) : baisse de la vitesse de marche, diminution de l'activité physique, perte de poids involontaire, épuisement et diminution de la force de préhension, nous pouvons potentiellement mesurer avec une semelle instrumentée, l'évolution de trois d'entre eux - le poids, l'activité physique, et la vitesse de marche - dont le plus pertinent : la vitesse de marche. Actuellement, la vitesse de marche des patients fragiles est mesurée lors d'une consultation hospitalière par un test standard de marche normale réalisée sur quatre mètres de distance en ligne droite. La semelle devra donc fournir un indicateur journalier en ambulatoire permettant d'apprécier l'évolution de la vitesse de marche par rapport à celle relevée lors de ce test standard. Au final, pour répondre aux spécifications médicales, la semelle devra renseigner sur les 3 mois de suivi ambulatoire et en fonction du temps (jour, semaine, mois) :

- les périodes d'activité et leur durée ;
- la distance parcourue et le nombre de pas journalier ;
- la vitesse de marche moyenne lors des périodes d'activité et sur une journée.

Pour que la mesure de la vitesse de marche soit pertinente, la précision devra être supérieure à 95 % en condition de marche naturelle et reproductible sur la durée pour un même utilisateur. Pour augmenter la précision, nous proposons de mettre en place une étape d'apprentissage pour calibrer l'appareil sur la marche réelle de la personne.

La mesure de la variation de poids avec un ou plusieurs capteurs de force/pression intégrés dans l'épaisseur de la semelle est une mesure optionnelle destinée à compléter la mesure de poids absolue réalisée avec une balance connectée. Pour que cette mesure soit pertinente le système doit être capable de détecter des variations de poids de 1 kg afin de détecter des variations significatives (plusieurs kg) et prévenir automatiquement le médecin pour une prise en charge rapide (alerte d'une perte de poids importante).

Pour compléter le suivi basé sur la mesure des paramètres de fragilité, la mesure de l'épuisement pourrait être ajoutée en effectuant un bilan entre, la prise en compte des apports caloriques journaliers, et les dépenses caloriques estimées par la mesure de l'activité physique. Enfin, un dynamomètre embarqué tel que le « Grip ball » développé actuellement par l'Université de Troyes

[129] pourrait être utilisé pour mesurer la force de préhension et compléter les mesures de la semelle.

A partir de la définition des besoins médicaux, INTESENS, Medicapteurs et le LAAS-CNRS ont pu définir les spécifications techniques.

2.2. Définition des spécifications techniques

2.2.1. Exigences de conception dans le contexte médical

L'outil de prévention de la fragilité est destiné à être communicant :

- la première personne concernée est le sujet lui-même. L'outil doit être en mesure d'informer le sujet et peut l'aider ainsi à détecter ses baisses d'activité, le motiver à maintenir une activité physique, l'accompagner dans une phase de convalescence avec des objectifs adaptés, recueillir un avis médical, etc.
- Le corps médical est le second concerné. Il est constitué du médecin traitant et des services gériatriques des hôpitaux. Ils fixent les objectifs du sujet, interprètent les résultats et suivent son évolution.
- Les proches peuvent intervenir en tant que relais pour aider le sujet à maintenir une activité par exemple.

La durée d'utilisation du système peut varier en fonction des finalités que l'on vise. L'utilisation de l'outil peut se limiter à quelques mois dans le cas d'accompagnements passagers d'un sujet fragile jusqu'à redevenir robuste. Pour d'autres finalités, le suivi peut être réalisé sur plusieurs années jusqu'à l'entrée en institution, voire au-delà dans certains cas. Pour le projet FOOT-TEST, on se limite à la première application avec une durée d'utilisation par période de 3 mois.

Sur le plan des contraintes environnementales, l'outil doit :

- respecter la gamme de température d'un objet grand public : -10 à + 50 °C ;
- résister à des immersions passagères et à un très fort taux d'humidité (IPX7) ;
- la résistance au choc doit être d'un mètre sur sol dur.

Enfin, les contraintes liées à l'utilisation de l'outil par des personnes âgées et au marché visé sont :

- le système doit être transparent pour l'utilisateur, c'est-à-dire ne pas gêner la marche du sujet, et ne pas lui demander de maintenance ou de manipulation fréquente ;
- le système doit être robuste afin de pouvoir réaliser des mesures sur la durée ;
- le système doit être autonome au niveau des mesures, de la communication, et de l'énergie ;
- les options technologiques envisagées doivent être de conception simple et peu coûteuse ;
- l'exigence de sécurité suppose de proposer des dispositifs fiables, validés par les usages ;
- il convient également de respecter les exigences de confidentialité et la vie privée.

2.2.2. La solution technologique pour le suivi de la fragilité

La solution technologique proposée est un système intégré dans une semelle de chaussure (un seul système par paire). Il doit être capable d'effectuer des mesures précises et reproductibles des paramètres physiologiques requis. Les composants du système ont été choisis à la fois sur la base des spécifications mais également sur la base de la première version du système TAG :

- un capteur inertiel pour l'analyse dynamique de la foulée, de la mesure de la distance et de la vitesse de marche ;
- un capteur de force/pression pour la mesure de la variation de poids ;
- un microcontrôleur pour le prétraitement des données avec le calcul de la moyenne des paramètres physiologiques par période de marche au cours d'une journée ;
- une électronique de stockage des données prétraitées (mémoire flash) associée à une horloge temps réel permettant d'horodater les périodes d'enregistrement ;
- un modem radio basse consommation, basé sur le standard 802.15.4, pour communiquer les données prétraitées et horodatées vers un dispositif central de collecte.
- Un système d'alimentation permettant de fournir de l'énergie pendant 3 mois en continu :
 - Option A : une pile bouton à changer lors de la consultation hospitalière ;
 - Option B : un système de récupération de l'énergie mécanique de la marche composé d'un convertisseur électromécanique, d'une électronique de conversion et d'adaptation pour le stockage de cette énergie dans une batterie.

La Figure 43 présente la description fonctionnelle du système.

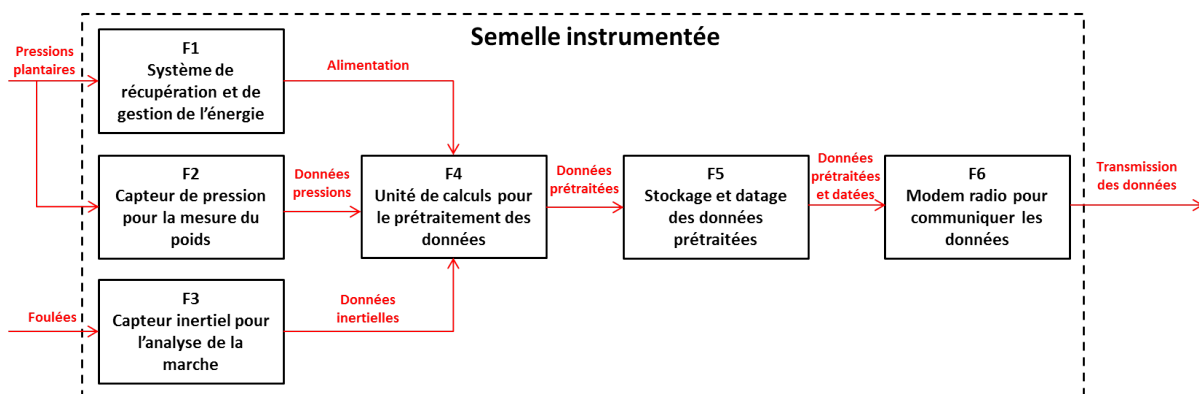


Figure 43. Description fonctionnelle de la semelle instrumentée (option B)

2.2.3. Intégration et prototypage

L'ambition première de cette tâche est d'intégrer l'électronique dans une semelle. L'intégration sera réalisée dans l'atelier d'un podologue. Les options technologiques à privilégier sont celles de la miniaturisation et de la réduction des coûts. Plusieurs dizaines de cm² sont disponibles au niveau de la surface de la semelle mais l'épaisseur est limitée au niveau millimétrique (2 mm pour un confort optimal). Les points qui seront particulièrement traités sont :

- le choix des technologies : couches piézo-électriques et capteurs en technologie MEMS ;

- la récupération d'énergie et la bonne gestion de l'énergie embarquée.

Les choix technologiques à privilégier sont des options de pièces plastiques multicouches moulées et travaillées pour recevoir une électronique intégrée.

2.2.4. L'ensemble opérationnel

La semelle instrumentée doit être placée dans un ensemble opérationnel comportant (Figure 44) :

- une Balise radio pour acheminer les données de la semelle vers un ordinateur de collecte ;
- un ordinateur de collecte qui comporte un logiciel de gestion des données enregistrées au cours d'une journée pour la synchronisation avec une base de données hébergée sur un serveur sécurisé distant ;
- une application Web qui exploite sous forme graphique les données enregistrées sur la base de données (fiche de données). Les fiches de données sont accessibles par la personne et son médecin traitant à l'aide d'un mot de passe.

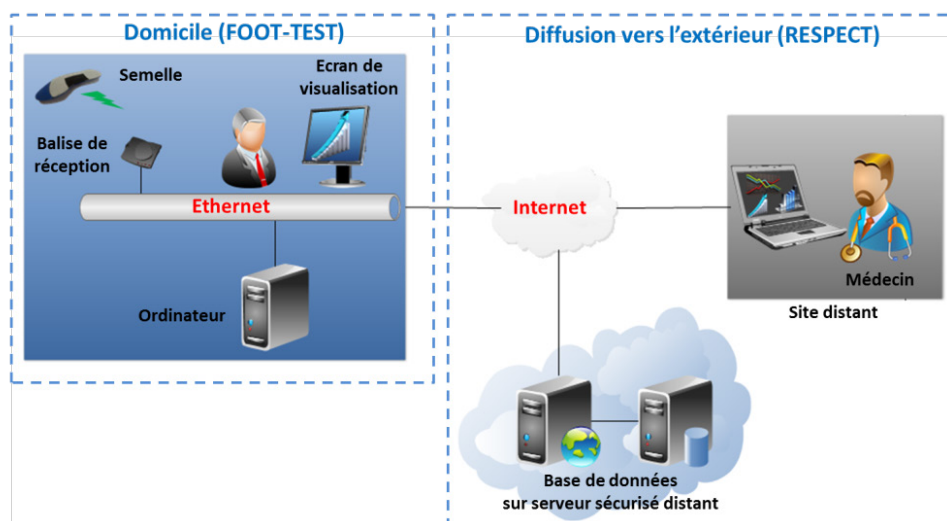


Figure 44. L'architecture du système opérationnel

Les systèmes locaux de collecte et de traitement des données de la semelle ont été développés dans le cadre de FOOT-TEST. La partie concernant la diffusion des données vers l'extérieur est en cours de construction dans le cadre du projet RESPECT.

2.3. Verrous technologiques

Les verrous technologiques concernent :

- l'autonomie énergétique du système sur les 3 mois de suivi ;
- la réalisation de mesures automatiques en ambulatoire précise à 95 % pour la vitesse de marche et capable de détecter des variations de poids de 1 kg ;
- L'intégration de l'électronique dans l'épaisseur d'une semelle ;
- le transfert de données dans des conditions réelles, le traitement de l'information pour en extraire des informations pertinentes et exploitables.

La mesure du nombre de foulées et de la distance parcourue en fonction du temps (activité physique) ne semble pas très problématique. La mesure précise de la vitesse de marche dans la population fragile présentant une marche altérée est un verrou majeur du projet.

La mesure embarquée de la variation de poids avec la semelle est un indicateur optionnel qui viendra compléter la mesure à l'aide d'une balance connectée. C'est un verrou du fait de la précision de la mesure visée (1 kg) mais également du fait d'embarquer des capteurs de ce type dans une semelle.

Au niveau de l'autonomie de fonctionnement, l'objectif ultime serait de proposer un système complètement autonome basé sur un dispositif de récupération d'énergie qui permettrait d'assurer un suivi continu sans aucune intervention de maintenance pendant toute la durée de vie du système. Néanmoins, l'autonomie énergétique n'étant pas garantie, la solution de repli est d'alimenter le système avec une pile bouton afin d'assurer une autonomie suffisante entre deux consultations hospitalières (3 mois).

Plusieurs prototypes ont été réalisés à ce jour pour tenter de résoudre ces verrous technologiques :

- 1) un prototype de semelle V1 centré sur la mesure des caractéristiques dynamiques de la marche et alimenté avec une pile bouton (version minimale) ;
- 2) un prototype de semelle V2 apportant plusieurs améliorations, notamment l'ajout d'un système de pesée ;
- 3) un prototype de semelle V3 intégrant un système de récupération d'énergie.

Les concepts de base et terminologies de la marche utilisés dans ce chapitre sont présentés ci-après.

3. Concepts de base et terminologies de la marche

3.1. Les cycles de marche

La marche est organisée en cycles de mouvements des membres inférieurs et supérieurs, ces cycles sont reproductibles et symétriques, comme l'indique la lettre numéro 11 « la marche » de l'observatoire du mouvement [12]. Un cycle de marche correspond spatialement à une foulée (deux pas). Par convention, le cycle de marche normale (Figure 45) débute lorsque le talon d'un pied se pose et se termine lorsque ce même talon se pose à nouveau. Il dure environ 1s pour une marche normale et comprend deux phases essentielles, la phase d'appui et la phase oscillante :

- 1) **La phase d'appui** dure 60 % du cycle et comprend trois étapes :
 - **le double appui de réception**, les deux pieds sont en contact avec le sol, le pied receveur se pose entièrement pendant que l'autre pied quitte progressivement le sol. **C'est pendant cette période que s'effectue le transfert du poids du corps.**
 - **La position plantigrade** qui intervient immédiatement après le transfert de poids. Un seul pied est en contact avec le sol, le corps qui était en arrière du pied receveur progresse vers l'avant du fait de la force inertielle produite par la masse et la vitesse du sujet.

- **Le double appui de propulsion**, les deux pieds sont à nouveau simultanément en contact avec le sol, le pied porteur pousse en arrière et latéralement pour faire progresser le corps vers l'avant et vers l'autre pied qui devient receveur.
- 2) **La phase oscillante** est découpée en trois oscillations (initiale, intermédiaire et terminale) qui permettent de faire avancer la jambe progressivement avec la participation du genou et de la hanche [12 : « la marche »].

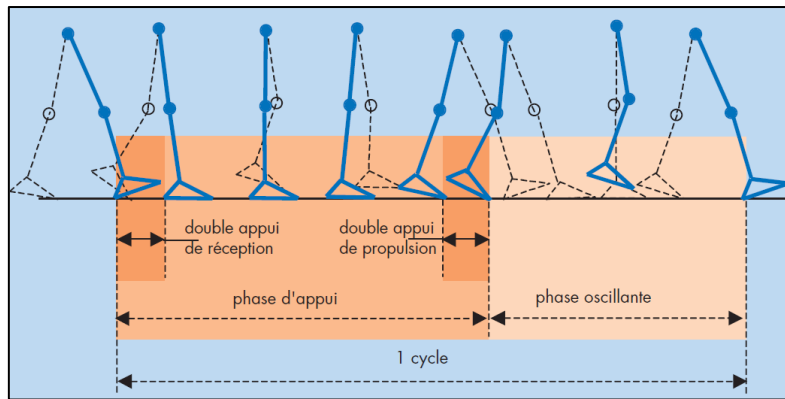


Figure 45. Représentation des cycles de marche [12 : « la marche »]

3.2. Les paramètres spatiaux et temporels de la marche

Les paramètres spatiaux et temporels de la marche peuvent être analysés séparément ou ensemble, dans ce dernier cas on emploie le terme d'analyse spatio-temporelle [130]. Les paramètres spatiaux (Figure 46) se composent de la longueur et de la largeur de la foulée. La longueur de la foulée est mesurée entre les deux empreintes successives laissées par le talon lors d'un cycle de marche. La longueur de la foulée se compose ainsi des longueurs de pas droit et gauche. La largeur de la foulée représente la distance entre les pas droit et gauche. Elle est communément mesurée à mi-distance des talons. Les paramètres temporels couramment utilisés sont la vitesse de marche et la cadence (fréquence du pas). La cadence est généralement exprimée en nombre de pas par minute. La vitesse de marche est généralement mesurée en mètres par seconde.

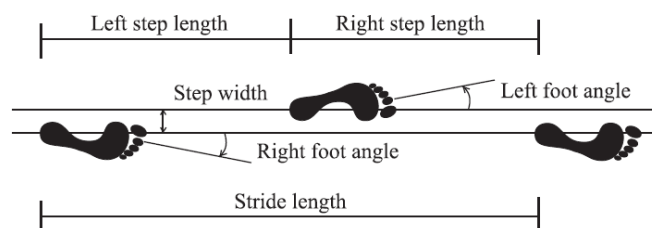


Figure 46. Paramètres spatiaux de la foulée [130]

4. Prototypage de la semelle V1 centrée sur l'analyse de la marche

L'objectif principal est de fournir aux médecins des indicateurs des caractéristiques dynamiques de la marche : vitesse, distance, et nombre de foulées. Dans la littérature, le calcul de ces paramètres est basé sur la mesure de la longueur de la foulée.

Dans cette partie, nous proposons une étude bibliographique des méthodes et techniques pour mesurer la longueur de la foulée afin de choisir des capteurs adaptés. Ensuite, nous présentons la mise en œuvre des premiers prototypes de semelles instrumentées et des algorithmes de calculs embarqués.

4.1. Méthodes et techniques pour la mesure de la longueur de la foulée

Nous cherchons à quantifier le déplacement sans contrainte de positionnement de la personne. Nous nous intéressons uniquement aux algorithmes qui permettent d'évaluer la longueur de la foulée. Pour obtenir la distance parcourue, il faut ajouter les longueurs de foulées, pour mesurer la vitesse de marche moyenne, il suffit de diviser la distance parcourue par le temps de parcours. Deux types de méthodes sont principalement utilisés pour accéder à la longueur de la foulée à partir de capteurs inertiels positionnés sur des chaussures :

- 1) intégration mathématique des signaux inertiels (partie 4.1.1) ;
- 2) Méthode analytique par combinaison linéaire entre plusieurs paramètres (partie 4.1.2).

4.1.1. Méthode de mesure de la longueur de la foulée par intégration mathématique

Le principe de base est fondé sur le calcul du déplacement du pied vers l'avant par double intégration de l'accélération sur 1, 2 ou 3 axes. Cette première estimation du déplacement du pied donne généralement des résultats médiocres en raison de sources d'erreurs majeures [131, 132] :

- 1) durant la phase oscillante de la marche, l'inclinaison du pied entraîne un décalage de l'accélération mesurée sur les axes de l'accéléromètre à cause de la composante gravitationnelle (1 g) ;
- 2) l'intégration des signaux entraîne des dérives qui s'accumulent au cours du temps et produisent une erreur importante sur la mesure de la distance.

Pour corriger l'erreur d'inclinaison, il est nécessaire de connaître l'orientation du pied dans le plan sagittale, pendant la phase oscillante de la marche (Figure 47). En statique, un accéléromètre permet de déterminer l'inclinaison par la mesure de l'accélération gravitationnelle sur ces axes. En dynamique, l'accélération créée par la gravité et l'accélération subie par le dispositif s'ajoutent. La mesure de l'inclinaison du pied avec un accéléromètre, pendant la phase oscillante de la marche est inappropriée. La technique la plus utilisée [62, 77, 133] pour obtenir l'orientation du pied, pendant la phase oscillante, est basée sur l'intégration de la vitesse angulaire mesurée par un gyromètre [134]. Les méthodes par intégration nécessitent donc l'utilisation d'un accéléromètre pour le calcul du déplacement du pied et d'un gyromètre pour la prise en compte de l'inclinaison du pied (centrale 6D).

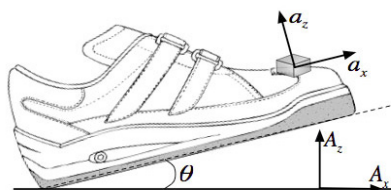


Figure 47. Orientation du pied dans le plan sagittale (phase oscillante)

L'intégration des signaux des capteurs inertiels souffrent d'erreurs de mesure liées aux dérives, ce qui limite l'évaluation du déplacement de la distance parcourue sur la durée. Cependant, la dérive peut être corrigée, à chaque foulée, en utilisant la technique « Zero UPdate VelociTy » (ZUPT) qui profite du fait que la vitesse est nulle lorsque le pied est à plat (position plantigrade), pendant la phase d'appui de la marche [91, 135]. Ainsi, l'intégration est effectuée uniquement pendant la phase d'oscillation des jambes, la condition initiale d'intégration étant réinitialisée à chaque foulée lorsque la vitesse réelle est nulle. Les résultats de plusieurs publications montrent que des estimations de distances précises sont obtenues en utilisant cette technique avec des centrales 6D montées sur des chaussures [61, 62, 63]. En effet, la plage d'erreurs moyennes reportées dans ces publications est comprise entre 1,2 % et 7 % sur la distance parcourue.

L'efficacité de cette méthode dépend de la précision de la détection de la vitesse nulle réelle à chaque foulée [91]. Les capteurs inertiels doivent être proches du sol pour ne pas être influencés par le balancement du corps, dans une semelle par exemple. La plupart des systèmes détecte la période de vitesse nulle lorsque l'accélération et la vitesse angulaire sont proches de zéro [61, 62, 63]. D'autres proposent de détecter cette période à l'aide de capteurs de forces intégrés dans une semelle [136, 137]. En effet, l'utilisation de capteurs de force permet de détecter avec précision la position plantigrade de la phase d'appui et donc la condition de vitesse nulle. L'erreur moyenne reportée dans [136] est inférieure à 1% sur la distance parcourue.

En résumé, pour obtenir une bonne précision sur la mesure de la longueur d'une foulée par intégration mathématique des signaux inertiels, il est nécessaire d'utiliser une centrale 6D et de corriger les dérives avec la méthode ZUPT.

4.1.2. Méthode analytique de mesure de la longueur de la foulée

Pour calculer la longueur de la foulée, une approche alternative évite l'intégration des signaux, et utilise la dynamique de la marche. En effet, lorsque la vitesse augmente, la durée des foulées diminue, la cadence de marche augmente, et la longueur de la foulée augmente. Dans la littérature, plusieurs algorithmes ont été mis au point pour déterminer la longueur de la foulée par combinaison linéaire entre différents paramètres : durée de la foulée, cadence de la marche, amplitude ou variance de l'accélération, et des constantes liées aux caractéristiques physiques de la personne ou obtenues par calibration. Dans plusieurs travaux, la méthode analytique est utilisée avec un accéléromètre positionné au niveau de la taille. Dans [138], la longueur de la foulée est calculée en fonction de la cadence et de la variance de l'accélération. Dans [135], elle est calculée en fonction de la cadence, de la variance de l'accélération et de l'amplitude de l'accélération. Un algorithme similaire est utilisé dans [75] avec un accéléromètre fixé à la cheville. L'erreur sur la distance parcourue est inférieure à 5 %.

Quelques projets de recherches utilisent cette méthode avec un accéléromètre positionné sur le pied. Dans [139], la longueur de la foulée est calculée à l'aide de constantes, de la cadence et de la variation de l'accélération. L'erreur sur la distance parcourue est de 4 % pour la marche rapide (130 pas par minute) et de 15 % pour la marche lente (75 pas par minute). En effet, pour une marche lente la variation de l'accélération est plus grande (marche non stabilisée) ce qui entraîne une erreur

moyenne plus importante. Pour résoudre ce problème, certains auteurs utilisent des algorithmes qui s'adaptent en fonction de la vitesse estimée. Dans [140], l'algorithme utilisé estime la vitesse de marche avec un seuil basé sur la valeur de l'accélération verticale afin d'adapter le calcul de la longueur de la foulée. L'erreur sur la mesure de la distance parcourue est de 5% dans le pire cas (marche lente).

4.1.3. Discussion et choix technologiques

La méthode par intégration est attractive au niveau de la précision des mesures avec une erreur qui peut être inférieure à 1 %. En revanche, elle nécessite l'association d'un accéléromètre et d'un gyromètre, ce qui engendre le cumul de la consommation des deux dispositifs.

La méthode analytique est moins précise avec une erreur de l'ordre de 5 %. L'inconvénient majeur de cette méthode réside dans la nécessité de calibrer le système en fonction de la marche de l'utilisateur. Par contre, elle semble être une alternative intéressante pour préserver l'autonomie énergétique de notre système car elle nécessite seulement l'utilisation d'un accéléromètre (voir consommation annexe 1 & 2).

Ainsi, la mise au point d'une méthode analytique est plus appropriée aux spécifications FOOT-TEST car cela permet de diminuer la consommation de la semelle tout en proposant une précision de l'ordre de 95 %. Dans le contexte d'un suivi personnalisé, l'étape de calibration sera réalisée lors de la consultation hospitalière.

Suite à cette vue d'ensemble, nous proposons de conserver l'architecture électronique du système de suivi actimétrique, en exploitant l'accéléromètre du TAG pour mettre en œuvre une méthode analytique de mesure de la longueur de la foulée. L'objectif est d'atteindre 95 % de précision sur la vitesse de marche en limitant la consommation de la semelle instrumentée de manière à atteindre au minimum 3 mois d'autonomie énergétique. Pour atteindre cette précision, un système de calibration spécifique a été conçu.

4.2. Prototypes de semelles V1 centrés sur l'analyse dynamique de la marche

L'objectif est de concevoir une semelle plane amovible adaptable dans des chaussures de ville et de sport. Il est prévu que la paire de semelles FOOT-TEST remplace la paire de semelles de propreté présente dans les chaussures de l'utilisateur. Cependant, pour les personnes ayant des troubles posturaux une semelle sur mesure est nécessaire (consultation chez un podologue). Ainsi, deux versions doivent être réalisées : une semelle standard plane (semelle de confort) et une semelle sur mesure (semelle orthopédique).

Dans un premier temps, nous avons conçu un module TAG de faible encombrement (3,2 cm*2,2 cm*3,5 mm). Plusieurs essais d'intégration du module ont été réalisés dans l'atelier du podologue. Suite à ces essais, il apparaît que le module doit être placé sous la voûte plantaire pour conserver le confort de la semelle et ne pas occasionner de gêne. Le module est placé sous la voûte plantaire par création d'un vide par ponçage au niveau de l'élément qui constitue la base de la semelle. Une poche est ensuite réalisée à l'aide d'une pièce thermoplastique. Enfin, le podologue réalise les semelles

selon un protocole classique en assemblant les différents éléments constituant la semelle par thermo-soudage. Une étape supplémentaire de thermoformage est réalisée au niveau de la semelle sur mesure pour adapter la semelle à la forme du pied de la personne (galbe).

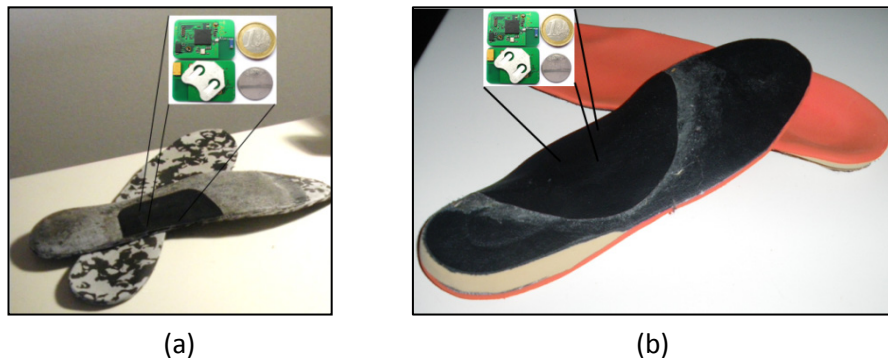


Figure 48. Intégration du TAG dans une semelle standard (a) et dans une semelle sur mesure (b)

La semelle V1 sur mesure a été portée pendant une semaine en continu par un volontaire sans problème d'inconfort et sans détérioration du module TAG.

La semelle V1 standard a été portée dans des chaussures de sport, pendant trois mois en continu par un volontaire, sans problème d'inconfort et sans détérioration du module TAG. Cette première version de semelle standard n'a pu être portée dans des chaussures de ville car trop épaisse (5 mm). Dans la perspective de réaliser une semelle pouvant s'adapter à des chaussures de ville, le module doit être placé sous la voûte plantaire et son encombrement maximum doit être de 50*30*2 mm. Cette première version de semelle a cependant été utilisée pour mettre au point les algorithmes d'analyse de la marche.

4.3. Mise en œuvre d'une méthode de mesure de la vitesse de marche moyenne

La méthode de mesure de la vitesse de marche moyenne mise en œuvre comporte deux étapes basées sur des algorithmes embarqués dans le système TAG :

- 1) détection des foulées et mesure de la cadence ;
- 2) calcul de la longueur de la foulée, mesure de la distance parcourue, et mesure de la vitesse de marche moyenne pour chaque période de marche.

Un système d'étalonnage a été conçu pour calibrer la semelle sur la marche réelle de l'utilisateur.

4.3.1. Système d'étalonnage de la semelle instrumentée

Trois paramètres de marche sont mesurés lors de l'étape d'étalonnage : la vitesse de marche moyenne, la cadence de marche moyenne et la longueur de la foulée moyenne. Ces paramètres sont mesurés de manière automatique par un système d'étalonnage en demandant à l'utilisateur de marcher naturellement à trois vitesses différentes (lente, moyenne et rapide). Le système d'étalonnage a été conçu de manière à respecter le protocole de mesure hospitalier c'est à dire en réalisant les mesures sur 4 mètres de distance en marche stabilisée. Le système d'étalonnage est composé des éléments suivants (Figure 49) :

- une semelle instrumentée qui mesure la cadence de marche moyenne ;
- une double barrière optique qui mesure la vitesse moyenne sur quatre mètres de distance ;
- une caméra Kinect qui mesure la longueur moyenne de la foulée sur deux foulées ;
- un ordinateur qui collecte les informations à l'aide d'un logiciel d'étalonnage.

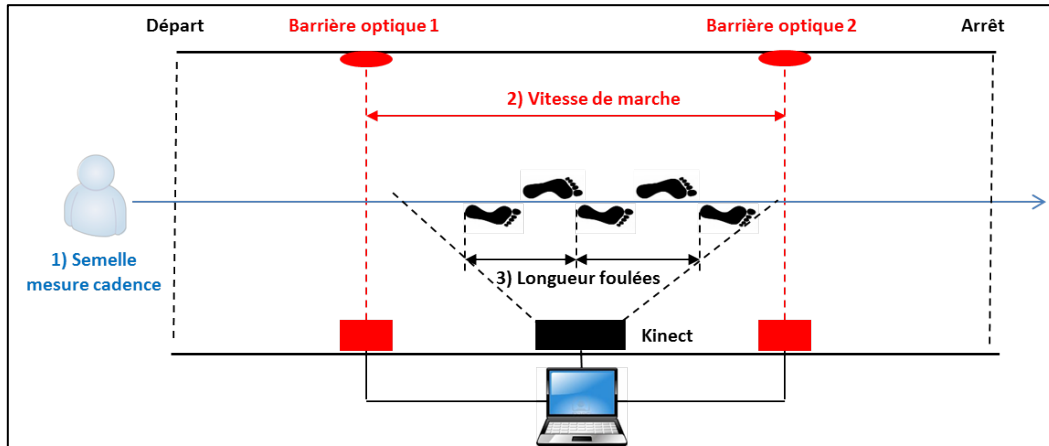


Figure 49. Système d'étalonnage de la semelle

Les mesures doivent être réalisées lors d'une marche stabilisée. Pour cela, l'utilisateur démarre 2 mètres avant la première barrière optique et s'arrête deux mètres après la deuxième barrière optique. Cela permet d'obtenir une marche à vitesse constante entre les deux barrières optiques. La semelle mesure la cadence à partir de la deuxième foulée, lorsque l'utilisateur est lancé. Enfin, le champ de vision de la caméra Kinect est fixé entre les barrières optiques afin de mesurer deux longueurs de foulées successives en marche stabilisée.

Le logiciel d'étalonnage récolte les informations lors des passages de l'utilisateur aux trois vitesses de marche et détermine les coefficients de calibrations des équations présentées dans la partie 4.3.3. Ces coefficients sont ensuite envoyés à la semelle qui peut ainsi réaliser des mesures en ambulatoire. La Figure 50 présente l'IHM du logiciel d'étalonnage développée en JAVA.

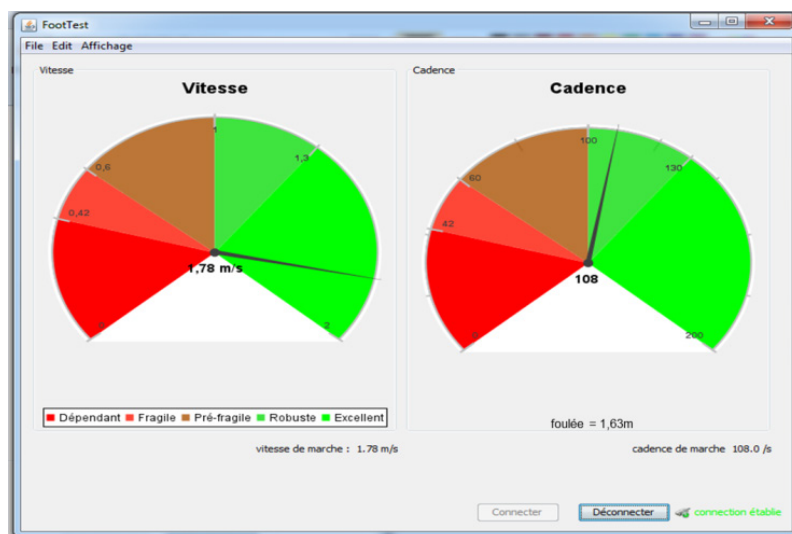


Figure 50. Interface utilisateur du système d'étalonnage FOOT-TEST

4.3.2. Algorithme de détection des foulées et de mesure de la cadence

Il est nécessaire d'implémenter une méthode de détection de foulées robuste car le calcul des autres paramètres de marche est basé sur cette première étape de calcul. Pour détecter les foulées, la méthode la plus performante trouvée dans la littérature est proposée par Jiménez et al. [141]. Dans cette publication, l'erreur sur le nombre de foulées détectées est de 0,1 % pour une marche normale. Nous avons donc implémenté l'algorithme proposé dans cette publication afin d'en vérifier les performances. La fréquence d'acquisition de l'accéléromètre a été fixée à 100 Hz. Tous les calculs sont réalisés en embarqué. L'algorithme pour détecter les foulées est constitué des étapes suivantes :

- Calcul de l'amplitude de l'accélération a_i , avec a_{xi} , a_{yi} , a_{zi} les échantillons des axes x, y, z :

$$a_i = \sqrt{a_{xi}^2 + a_{yi}^2 + a_{zi}^2} \quad \text{Équation 15}$$

- Calcul de l'accélération moyenne $\bar{a}_j$ sur une fenêtre glissante ($w = 15$ échantillons) appliquée à l'amplitude de l'accélération a_q :

$$\bar{a}_j = \frac{1}{2w+1} \sum_{q=i-w}^{i+w} a_q \quad \text{Équation 16}$$

- Calcul de la variance σ_{ai}^2 sur une fenêtre glissante pour mettre en évidence les foulées et supprimer la gravité :

$$\sigma_{ai}^2 = \frac{1}{2w+1} \sum_{j=i-w}^{i+w} (a_j - \bar{a}_j)^2 \quad \text{Équation 17}$$

- Détection des foulées avec deux seuils appliqués à la variance. La détection d'une foulée correspond à la détection de ces deux seuils de manière successive :
 - 1) seuil fixé à 0,2 g afin de détecter le front montant de la variance ;
 - 2) seuil fixé à 0,1 g afin de détecter le front descendant de la variance.
- Application de deux délais entre chaque foulée pour filtrer les mouvements de jambe qui ne sont pas des foulées :
 - 1) temps d'attente maximum entre deux foulées est de 3,5 s (vitesse très lente) ;
 - 2) temps d'attente minimum entre deux foulées est de 0,4 s (vitesse très rapide).

La mise au point a été réalisée à l'aide d'un tapis roulant. La Figure 51 présente les courbes relatives aux étapes de calcul nécessaires à la détection des foulées.

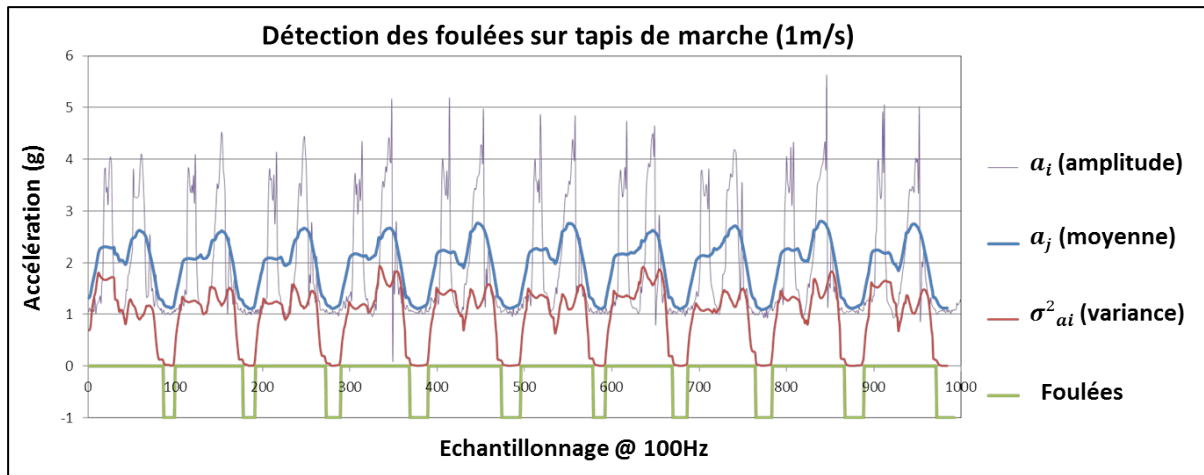


Figure 51. Méthode de détection des foulées

Des mesures réalisées par trois volontaires sur tapis de marche (0,5 à 1,5 m/s tous les 0,25 m/s) et en condition de marche naturelle (marche lente, normale et rapide) confirment la robustesse de cette méthode. L'erreur sur le nombre de foulées détectées est inférieure à 1 % sur toute la gamme de vitesse étudiée, pour chaque volontaire, et dans n'importe quelles conditions.

A partir de la détection des foulées, la semelle mesure la cadence de la foulée n en nombre de pas par seconde (une foulée est équivalente à deux pas) sur une fenêtre glissante prenant en compte les trois dernières foulées (6 derniers pas) :

$$C_n = \frac{6}{t_j - t_{j-3}} \quad \text{Équation 18}$$

Avec l'expression " $t_j - t_{j-3}$ " qui correspond au temps écoulé depuis les trois dernières foulées détectées. La prise en compte des trois dernières foulées, au lieu de la dernière foulée, donne de meilleurs résultats pour le calcul de la longueur de la foulée avec les équations 20 et 21 présentées ci-après.

4.3.3. Algorithme de mesure de la longueur de la foulée, distance et vitesse de marche

Trois méthodes analytiques de mesure de la longueur de la foulée proposées dans la littérature ont été testées. Ces méthodes ont été adaptées à la semelle puis comparées sur le plan de la précision. Les adaptations par rapport aux équations présentées ci-après sont :

- utilisation de l'amplitude de l'accélération au lieu de l'accélération verticale pour les équations 19, 20 et 21 ;
- calcul de la cadence sur les trois dernières foulées au lieu de la dernière foulée pour les équations 20 et 21.

La calibration est réalisée à l'aide du système d'étalonnage afin de déterminer les coefficients des équations 19, 20 et 21 en appliquant deux régressions linéaires entre les points obtenus à vitesses lente, moyenne et rapide. Les méthodes testées et comparées pour mesurer la longueur d'une foulée sont présentées en suivant :

1ère méthode [142] : Elle permet de déterminer la longueur d'une foulée $step_n$ en utilisant l'amplitude de l'accélération a_i déterminée par l'équation 19, avec N le nombre d'échantillons de la foulée n détectée à l'instant k , et α un coefficient à déterminer par calibration :

$$step_n = \frac{\alpha}{N+1} \cdot \sqrt[3]{\sum_{i=k-N}^k |a_i|} \quad \text{Équation 19}$$

2ème méthode [143] : Elle utilise la mesure de la cadence de marche et de la variance de l'accélération. La longueur de la foulée courante $step_n$ est donnée par la formule :

$$step_n = \alpha C_n + \beta v_n + \gamma \quad \text{Équation 20}$$

où :

- α, β, γ sont des coefficients à déterminer par calibration ;
- C_n est la cadence de marche de la foulée n déterminée par l'équation 18 ;
- $v_n = \sigma^2_{a_{k-N,k}}$ est la variance de l'accélération de la foulée n détectée à l'instant k et calculée à l'aide de l'équation 17 avec N échantillons.

3ème méthode [143] : La longueur de la foulée $step_n$ est déterminée par l'équation :

$$step_n = \alpha C_n + \beta RMS_n + \gamma Mean_n \quad \text{Équation 21}$$

où :

- α, β, γ sont des coefficients à déterminer par calibration ;
- C_n est la cadence de marche de la foulée n déterminée par l'équation 18 ;
- $RMS_n = \sqrt{v_n}$ est la racine carrée de la variance de l'accélération de la foulée n détectée à l'instant k calculée à l'aide de l'équation 17 avec N échantillons ;
- $Mean_n = \frac{a_{k-N,k}}{N+1}$ est la moyenne de l'accélération de la foulée n détectée à l'instant k et calculée avec N échantillons.

Lors d'une activité de marche, la distance parcourue est calculée en ajoutant les longueurs de foulées successives et la vitesse de marche est calculée en divisant la distance parcourue par le temps de parcours. Pour comparer ces méthodes, nous avons réalisé des essais de distance parcourue sur un parcours défini.

4.3.4. Comparaison des méthodes

Trois volontaires ont réalisé des essais en ambulateur autour d'un stade d'athlétisme (400 m) à trois consignes de marche (lente, moyenne et rapide). La semelle instrumentée a été calibrée pour chaque volontaire en suivant le protocole défini partie 4.3.1. Les tableaux 7, 8, et 9 donnent l'erreur de distance obtenue sur 400 mètres pour chaque volontaire.

Volontaire 1	Méthode 1	Méthode 2	Méthode 3
Vitesse lente	9,6 %	4,8 %	3,9 %
Vitesse moyenne	9,2 %	3,4 %	2,6 %
Vitesse rapide	9 %	4,2 %	3,2 %

Tableau 7. Erreur de distance parcourue (volontaire 1)

Volontaire 2	Méthode 1	Méthode 2	Méthode 3
Vitesse lente	9,5 %	5,2 %	4,2 %
Vitesse moyenne	8,9 %	3,2 %	2,5 %
Vitesse rapide	9,1 %	4 %	3,2 %

Tableau 8. Erreur de distance parcourue (volontaire 2)

Volontaire 3	Méthode 1	Méthode 2	Méthode 3
Vitesse lente	9,8 %	4,8 %	3,6 %
Vitesse moyenne	8,8 %	3,5 %	2,4 %
Vitesse rapide	9,2 %	4,6 %	3,3 %

Tableau 9. Erreur de distance parcourue (volontaire 3)

La méthode la plus précise est la méthode 3 avec une erreur maximum de 4,2 % dans le pire cas étudié (vitesse lente, volontaire 2). L'erreur moyenne calculée sur l'ensemble des essais réalisés par nos trois volontaires est de 3,2 %. L'erreur sur la vitesse de marche est équivalente car l'horloge temps réel du système TAG est précise à la seconde près. Une précision de 96,8 % sur la vitesse de marche moyenne respecte les spécifications FOOT-TEST (précision supérieure à 95 %).

Suite à ces essais, la méthode 3 a été retenue et implémentée. La semelle V1 standard a été portée pendant 3 mois par un volontaire, l'autonomie énergétique réelle est de 67 jours, soit un changement de pile au cours des 3 mois de suivi.

En conclusion, cette première version de semelle nous a permis de mettre au point les algorithmes, de définir l'encombrement et la position du module électronique dans la semelle, et de démontrer une première étape de faisabilité technique d'une semelle instrumentée mesurant les paramètres de marche souhaités avec une précision acceptable. L'autonomie énergétique de la semelle V1 étant limitée, des solutions sont proposées dans les parties 5 et 6.

5. Prototypage et caractérisation de la semelle V2 avec système de pesée

L'objectif du système de pesée est d'alerter le médecin en cas de perte de poids jugée importante (5 à 10 % du poids total de la personne). L'alerte est déclenchée lors du dépassement d'un seuil qui doit être configurable et défini par le médecin traitant (prise en charge personnalisée). Pour accomplir cet objectif, le système devra être capable de détecter une variation de 1 kg.

La mesure de la variation de poids avec une semelle semble être une nouveauté. En effet, la plupart des conceptions de semelles instrumentées utilisent des capteurs de force/pression répartis pour

l'analyse de la mise en charge sous la plante du pied [144, 145, 146]. Ainsi, les méthodes de mesure de la mise en charge doivent être adaptées pour mesurer la variation du poids de la personne.

5.1. La mise en charge des membres inférieurs

La notion de mise en charge permet d'aborder la problématique de la variation spatio-temporelle des forces d'appui sous la surface du pied au cours de la marche. En effet, la mise en charge est l'action de faire porter aux membres inférieurs le poids du corps [147]. Elle se mesure en pourcentage du poids du corps, soit au niveau de toute la surface du pied (mise en charge du pied), soit décomposée en différentes zones sous le pied (mise en charge répartie), soit sous une seule partie du pied comme dans [148] qui évalue la mise en charge du talon. En position debout, la résultante des forces verticales exercées par le poids du corps sous la surface des deux pieds correspond au poids du sujet. La Figure 52 montre les principales zones d'appuis sous la surface du pied, en particulier le talon (1, 2 et 3) qui supporte la majorité du poids du corps [130, 145].

Dans un premier temps, nous observerons les variations de pression au niveau du talon. Si cette zone s'avérait insuffisante pour observer des variations significatives de poids, **un deuxième capteur pourrait être utilisé sur l'avant du pied (8, 9).**

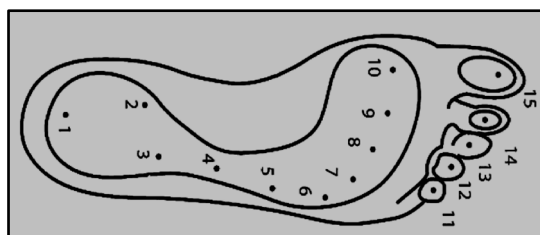


Figure 52. Zones d'appuis sous la surface du pied [145]

La résultante des forces verticales sous la surface du pied varie au cours du temps et des étapes de la phase d'appui du cycle de marche [130] comme le montre la Figure 53 (a). L'amplitude de ces forces est en corrélation avec la vitesse de marche [130] et la longueur de la foulée [149]. Ainsi, la résultante des forces sous la surface du pied, équivaut au poids de la personne multiplié par un coefficient compris entre 0 et 1,25 au cours d'une marche normale (1,5 m/s) [130]. Le poids du corps peut être multiplié par un coefficient allant jusqu'à 2,5 pendant la course (6 m/s) comme le montre la Figure 53 (b).

Ainsi, la vitesse de marche, la longueur de la foulée et les phases de la marche doivent être connues pour réaliser une mesure de poids réaliste en dynamique. Ces paramètres devront donc être évalués avec notre accéléromètre 3 axes.

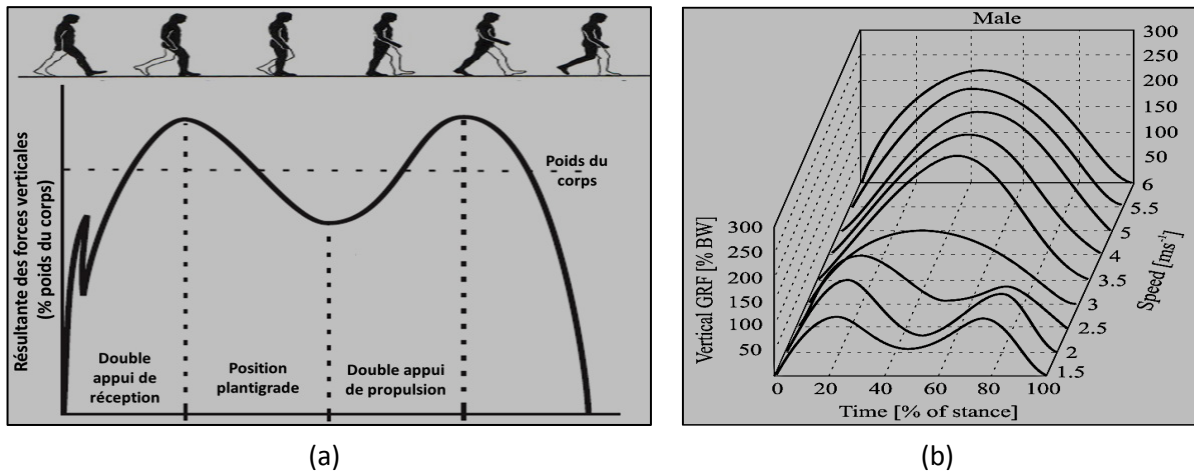


Figure 53. Résultante des forces verticales en fonction des étapes de la phase d'appui (a) et résultante des forces verticales en fonction de la vitesse (b) [130]

5.2. Critères de choix pour le système de pesée

On cherche à évaluer l'évolution du poids de la personne dans le temps. Nous envisageons de calibrer le système de pesée en situation de marche. Cette phase d'apprentissage devrait nous permettre d'associer les signaux de sortie du système de pesée avec la marche du sujet.

Le système de pesée sera constitué de capteurs de force/pression et d'un conditionneur (pont de Wheatstone et/ou amplificateur). Le système de pesée viendra compléter le système TAG positionné sous la voûte plantaire. Le traitement des signaux et la transmission des données seront réalisés par la puce MC13213.

Pour mettre en œuvre le système de pesée, les principaux critères retenus pour choisir un capteur de force/pression sont :

- 1) **l'ergonomie du capteur** : fin (épaisseur maximum de 2mm), léger (poids < 300g selon [150]) et flexible afin de préserver le confort de la chaussure et la marche naturelle du sujet.
- 2) **La durée de vie (ou robustesse)** : le système doit être suffisamment robuste pour réaliser des mesures pendant 3 mois.
- 3) **Le coût** : il doit être inférieur à 50 euros afin de rendre le système commercialisable.
- 4) **La consommation énergétique** : elle doit être la plus faible possible pour rendre le système autonome pendant les 3 mois de suivi. Généralement, les capteurs de force/pression sont des éléments passifs. La consommation énergétique dépend du conditionneur et de l'électronique de traitement des signaux. Ainsi, la diversité des montages électroniques utilisés ne permet pas de comparer les systèmes au niveau de la consommation énergétique.
- 5) **Le nombre de capteurs** : nous souhaitons utiliser un minimum de capteurs afin de réduire au maximum la consommation énergétique et l'encombrement du système de pesée.
- 6) **La surface active des capteurs et leurs positions** : les capteurs choisis devront posséder une grande surface active pour mesurer la résultante des forces sur un maximum de surface. Le choix de la position du ou des capteurs a été défini au niveau du talon afin d'observer les

principaux points d'appui. L'idéal serait un capteur unique déployé sur un maximum de surface afin de mesurer la résultante des forces verticales.

- 7) **Les performances** : elles sont liées aux paramètres métrologiques des capteurs, l'annexe 6 présente les unités de mesure force/pression et la définition des principaux paramètres métrologiques.

Au niveau des performances, nous ne cherchons pas un capteur de grande précision. En effet, le système de pesée doit être capable de détecter une variation de poids de l'ordre de 1 kg pour pouvoir alerter le médecin en cas de perte de poids de plusieurs kg. C'est une mesure relative qui peut être réalisée sur la moyenne de plusieurs acquisitions au cours d'une journée et comparée avec la moyenne des jours précédents.

Le plus important pour le suivi de la variation de poids est d'effectuer des mesures reproductibles sur la durée et pour un même utilisateur. Il faut donc limiter les dérives liées, à l'usure du capteur soumis à des contraintes mécaniques importantes, à la température entre 20 et 37 °C [146] et à l'humidité (transpiration). L'intégration du capteur dans les couches internes de la semelle devrait le protéger de l'humidité et atténuer les contraintes mécaniques (application indirecte).

Le temps de réponse de la semelle instrumentée doit être inférieur à 100 ms qui est l'ordre de grandeur du temps de montée pour atteindre le maximum de pression lors de la phase d'appui [130]. Les critères de non-linéarité et d'hystérésis seront pris en compte lors de l'étape d'apprentissage. En effet, la calibration se fera de manière dynamique en observant la réponse de la semelle instrumentée dans des conditions de marche connues et mesurables.

Enfin, le système doit être sensible aux charges élevées. A titre d'exemple, quand une personne en bonne santé de 75 kg se tient sur un seul pied, et si la pression est uniformément répartie, la pression est approximativement de 0,23 MPa (environ 2,5 kgF/cm²) [151]. Au cours de la phase d'appui de la marche, les pressions sont comprises en 0 et 1MPa (10 kgF/cm²) [152]. Au niveau du talon, lors du double appui de réception, des pressions plantaires pouvant atteindre 3 MPa (31 kgF/cm²) ont été documentées [152].

Nous proposons une vue d'ensemble des semelles d'analyse de la mise en charge existantes afin de choisir un capteur commercial déjà éprouvé en condition de marche.

5.3. Les semelles d'analyse de la mise en charge

5.3.1. Les semelles du commerce

Les semelles du commerce (Figure 54) utilisent des matrices de capteurs qui offrent des performances intéressantes pour des applications qui exigent des mesures à haute résolution de la répartition des forces d'appui en dynamique. Ces semelles utilisent plusieurs types de capteurs :

- capteurs Flexiforce® pour le système F-Scan® (Tekscan) [153] ;
- capteurs capacitifs pour le système Pedar© (Novel) [154] ;
- capteurs à hydrocellule pour le système Parotec® (Paromed) [155].

Ces semelles matricielles, équipées d'un grand nombre de capteurs, ne sont pas adaptées à nos besoins en raison d'une faible autonomie de fonctionnement (quelques heures), de procédure d'étalonnage complexe, et d'un encombrement trop important [156].



Figure 54. Semelles du commerce

5.3.2. Les projets de conception de semelles avec des capteurs du commerce

Les semelles équipées de capteurs FSR® (Force Sensing Resistor, INTERLINK) ou Flexiforce® (Tekscan) (Figure 55) basés sur un principe résistif sont les plus couramment utilisés car ces capteurs possèdent une bonne résistance aux chocs, ils sont adaptés à la marche naturelle (fin, léger et flexible), faiblement influencés par la température et peu coûteux [157, 158, 159]. Ces capteurs sont vendus dans différents formats dont la surface active peut atteindre 4 cm² (Figure 55). Cependant, certaines limites au niveau des performances ont été notées, en particulier en termes de non-linéarité et d'hystérésis [160, 161]. La non-linéarité de ces capteurs peut cependant être corrigée avec un circuit de conditionnement adapté [162].

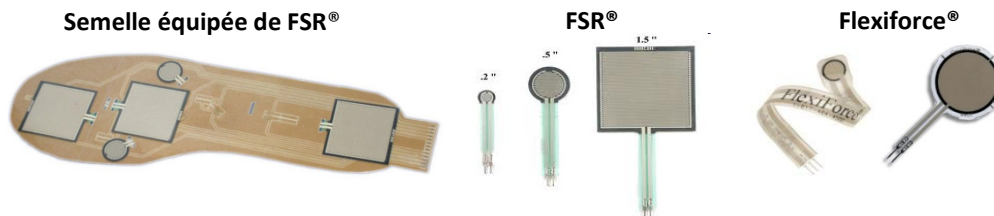


Figure 55. Semelle équipée de capteurs FSR® [163], capteurs FSR® et Flexiforce®

Les semelles équipées de capteurs capacitifs sont adaptées à la marche naturelle (fin, léger et flexible) et peu coûteuses [144]. Par contre, certaines limitations ont été notées dans ces publications en termes de durée de vie, de difficulté pour calibrer les capteurs et de non-linéarité. De plus, ces capteurs existent seulement en format réduit (surface active < 1 cm²).

Une semelle équipée de cellules de charge (loadcell) présentée dans [78] est une alternative intéressante sur le plan des performances. Dans cette publication, 3 cellules sont montées à l'avant de la chaussure entre deux plaques rigides pour répartir les forces d'appui sur les capteurs, et une cellule est placée au niveau du talon. Des tests de performances sur le système complet donnent de bons résultats (dérive < 3,68 %, hystérésis < 4,13 %, erreur moyenne absolue < 5,13 %). Les limitations concernent le manque de confort de la chaussure (capteur rigide) et le coût d'une cellule (>100 €).

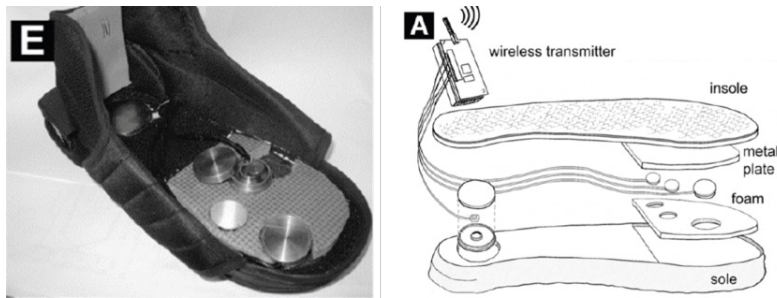


Figure 56. Semelle équipée de cellules de charge [78]

Une semelle équipée d'hydrocellules (capteurs de force 3D) présentée dans [82] est utilisée dans une application clinique destinée à des sujets diabétiques. Ce capteur basé sur un principe piézorésistif est intégré dans une capsule remplie d'un fluide incompressible. Ce capteur possède des performances de haut niveau et préserve le confort de la semelle (cellule remplie de liquide) mais son prix élevé reste un frein (>100 €).

Une semelle équipée de capteurs de pression atmosphérique à bas coût est présentée dans [79]. Elle est destinée à une application de rééducation et permet de mesurer plusieurs paramètres de la marche : la mise en charge, l'équilibre et les phases de la marche. Le corps d'épreuve est réalisé à l'aide d'un enroulement de tube de silicone souple dont l'une des extrémités est connectée à un capteur de pression atmosphérique. L'autre extrémité est scellée à l'aide d'une colle époxy formant ainsi un circuit fermé contenant de l'air. Lorsque le pied appuie sur l'enroulement de silicone, la déformation engendre une variation de pression dans le tube qui est mesurée par le capteur de pression. Ainsi la force appliquée F , sur la surface S du tube enroulé, entraîne une variation quasi-linéaire de la pression ($P = F / S$).

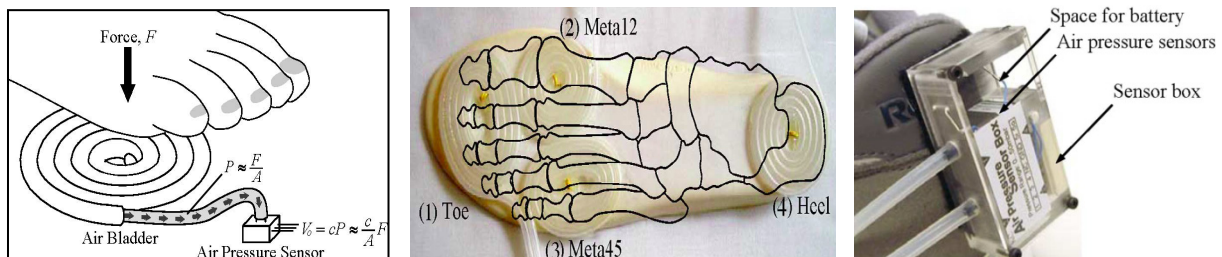


Figure 57. Principe de la semelle équipée de capteurs de pression atmosphérique [79]

Les avantages avancés dans cette publication au niveau de la faisabilité sont : une semelle confortable (coussin d'air), une durée de vie raisonnable, une gamme de variation de pression adaptable en fonction du capteur de pression atmosphérique utilisé, une mise en œuvre simple et peu coûteuse. Les performances annoncées sont : une bonne reproductibilité (mesurée à 97 %), une erreur faible, une réponse quasi-linéaire, une hystérésis faible et une bonne sensibilité sur toute l'étendue de mesure. Bien que la durée de vie est annoncée comme raisonnable, aucune estimation chiffrée n'a été reportée dans ces publications. L'inconvénient majeur de ce système est lié à l'ergonomie des capteurs de pression qui ne sont ni flexibles, ni suffisamment fins pour être intégrés dans une semelle. Par contre, ils pèsent quelques grammes et restent compatibles avec la marche naturelle.

5.3.3. Discussion et choix technologiques

Nous recherchons un capteur du commerce déjà éprouvé en condition de marche. Cette vue d'ensemble montre les avantages et inconvénients des différents capteurs utilisés. Dans le Tableau 10, les critères de choix des capteurs des semelles instrumentées ont été jugés suffisants ou insuffisants pour notre application. Le nombre de capteurs et leur surface active sont associés à l'ergonomie.

Semelle	Critères suffisants	Critères insuffisants	Critères inconnus
Equipée de capteurs résistifs	Ergonomie ; Performances ; Prix		Durée de vie
Equipée de capteurs capacitifs	Performances ; Prix	Ergonomie ; Durée de vie	
Equipée d'hydrocellules	Durée de vie ; Performances	Prix ; Ergonomie	
Equipée de cellules de charge	Durée de vie ; Performances	Prix ; Ergonomie	
Equipée de capteurs de pression atmosphérique	Ergonomie ; Prix ; Performances		Durée de vie

Tableau 10. Comparaison des systèmes de mesure de la mise en charge

Les capteurs résistifs répondent à nos besoins en termes d'ergonomie (fin, flexible, léger et grande surface active) malgré leurs performances limitées mais que nous pouvons toutefois améliorer avec un circuit de conditionnement adapté.

La solution proposée par [79] est intéressante en termes de coût et de performances. Un autre avantage est que le tube de silicone peut être enroulé sur la surface désirée, voire sur toute la surface de la semelle pour récupérer plus facilement la résultante des forces. Le capteur n'est cependant pas intégrable dans l'épaisseur d'une semelle mais il peut être positionné à l'arrière de la chaussure Figure 57.

Nous retenons deux solutions pour notre étude : le capteur résistif et le capteur de pression atmosphérique associé à un tube de silicone.

5.3.4. Choix du capteur résistif et du conditionneur

Comme nous l'avons montré précédemment, deux capteurs résistifs flexibles sont utilisés dans plusieurs projets pour équiper des semelles : le capteur FSR® et le capteur Flexiforce®. Nous cherchons un capteur sensible aux charges élevées avec une grande surface active. Suite à une analyse des caractéristiques techniques de ces capteurs [162, 164], seul le capteur Flexiforce® A401 convient à nos besoins car il possède une étendue de mesure plus élevée (110 N contre 20 N). De plus, Tekscan propose un circuit de conditionnement (Figure 58) qui permet d'augmenter l'étendue de mesure jusqu'à 31137 N (3175 kgF) en théorie [162].

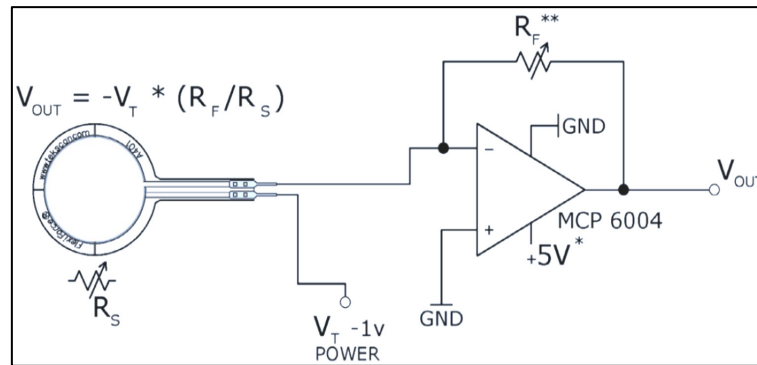


Figure 58. Circuit de conditionnement du capteur A401 (Tekscan) [162]

5.3.5. Choix de la solution basée sur un capteur de pression atmosphérique

Nous souhaitons reproduire l'expérimentation menée dans [79]. Dans cette publication, plusieurs corps d'épreuve de même surface active (4,7 cm²) ont été réalisés à l'aide de plusieurs enroulements de tube de silicone de différentes dimensions. Le Tableau 11 montre les pressions mesurées (mBar) pour une force appliquée équivalente à un poids de 68 kgF (150 lb).

Diamètre externe (mm)	Diamètre interne (mm)	Longueur requise (mm)	Volume intérieur (mm ³)	Pression* (mbar)
2	1	600	470	10
3	1,5	400	710	30
4	2	300	940	50
6	4	200	2500	110
8	6	150	4200	280

*Pour l'application d'une masse de 68 kg

Tableau 11. Pression mesurée en appliquant 68 kg en fonction des dimensions des tubes [79]

Pour rester dans l'épaisseur de la semelle, le diamètre extérieur du tube doit être de 2mm. D'après le Tableau 11, la pression dans ce tube est de 10 mbar pour 68 kgF. Nous connaissons les forces maximales pouvant intervenir au cours de la marche (30 kgF/cm² soit 140 kg répartis sur 4,7 cm²). On peut donc considérer que la pression ne devrait pas dépasser 20 mbar dans le tube de 2 mm. L'étendue de mesure minimum des capteurs du commerce est comprise entre 0 et 50 mbar [79]. Comme l'étendue de mesure de ces capteurs ne pourra pas être complètement utilisée (2/5 de la pleine échelle), il est nécessaire de choisir un capteur avec une grande résolution. Notre choix s'est donc porté sur un capteur dont le conditionneur intégré permet de fournir une bonne résolution des signaux de sortie (12 bits) : le capteur MS4525-1PSI (60 mbar en absolu) de la société Measurement Specialties [165]. En considérant que l'application de 68 kgF engendre 10 mbar dans le tube de 2 mm, il est nécessaire d'appliquer 408 kg pour utiliser la pleine échelle du capteur de 60 mbar, soit une résolution de 100 g (408 kg/2¹²). Une résolution de 100 g en absolu semble être acceptable pour détecter une variation relative de 1kg du poids de la personne sur une surface réduite (talon).

Nous proposons de comparer sur le plan métrologique, en statique, les systèmes de pesée basés sur les capteurs MS4525-1PSI et Flexiforce® afin de choisir la solution la plus adaptée.

5.4. Comparaison des systèmes de pesée sur banc de test

5.4.1. Mise en œuvre d'un banc de test

Nous avons développé un banc de tests (Figure 59) composé de 4 parties :

- une colonne de test ES20 [166] qui permet d'appliquer une force sur le capteur à tester ;
- un capteur de force étalon calibré par l'intermédiaire d'un conditionneur [167] ;
- une carte d'acquisition USB-6008 (NATIONAL INSTRUMENTS) [168] ;
- un ordinateur équipé d'une application d'acquisition développée sous Labview.

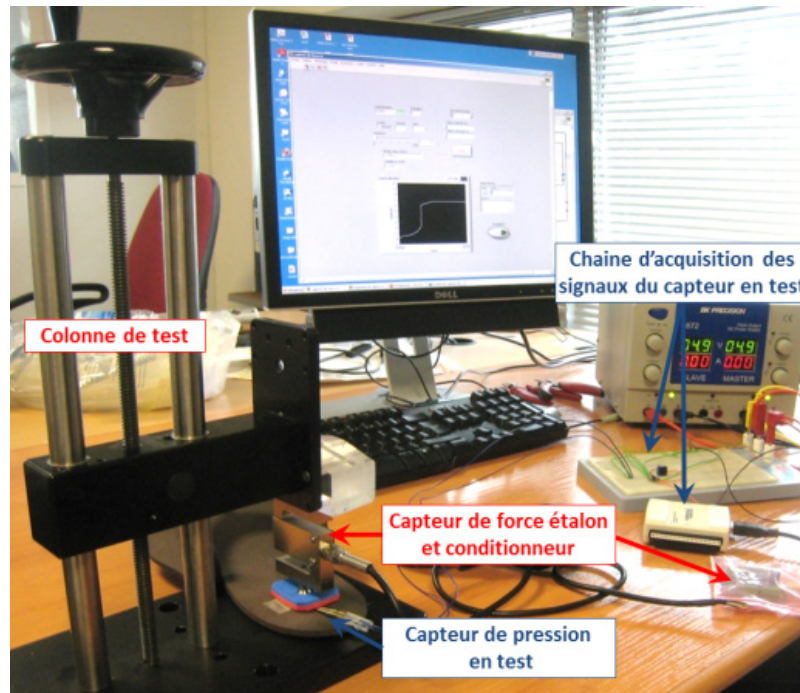


Figure 59. Vue d'ensemble du banc de test

La force doit être appliquée uniformément sur les capteurs pour réaliser une mesure de force fiable en statique [146]. Ainsi, plusieurs surfaces d'appui et une mousse conductrice ont été utilisées (Figure 60).



Figure 60. Surfaces d'appui, capteurs et enroulements de silicone (tests statiques)

5.4.2. Dimensionnement de la solution basée sur le capteur de pression atmosphérique

Les essais ont été réalisés jusqu'à 50 kgF répartis sur toute la surface des capteurs car la limite de fonctionnement de la colonne de test est de 500 N (51 kgF). La fréquence d'échantillonnage de la carte d'acquisition est fixée à 100 Hz. Le capteur est alimenté en 3 V (tension nominale de la pile).

Dans un premier temps, nous cherchons un compromis entre la surface active (plusieurs cm²) et la résolution du capteur (100 g au minimum). En faisant varier la surface active, on peut changer la gamme de mesure ($P=F/S$). La Figure 61 présente les mesures du capteur de pression MS4525-1PSI pour l'application progressive d'une force de 50 kgF sur trois enroulements (surfaces actives).

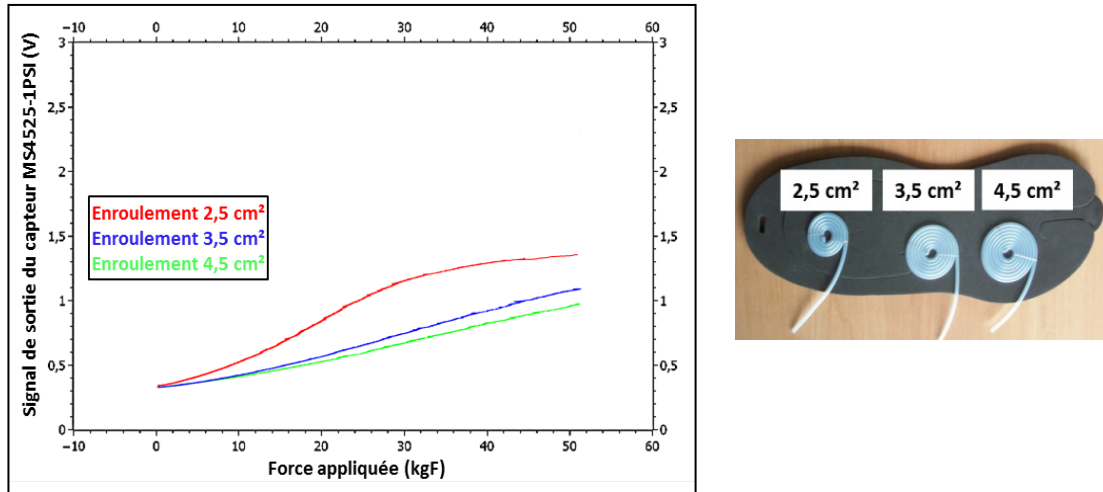


Figure 61. Mesure de l'influence de la surface de l'enroulement du tube de silicone

Les résultats obtenus sont meilleurs que ceux escomptés au niveau de l'utilisation de l'étendue de mesure. Nous avons choisi pour la suite des essais l'enroulement de 3,5 cm² ($\Delta V=0,8$ V pour 50 kgF) afin d'augmenter la résolution tout en gardant une surface de contact suffisante au niveau du talon. La résolution avec le capteur MS4525-1PSI et l'enroulement de 3,5 cm² est d'environ 50 g.

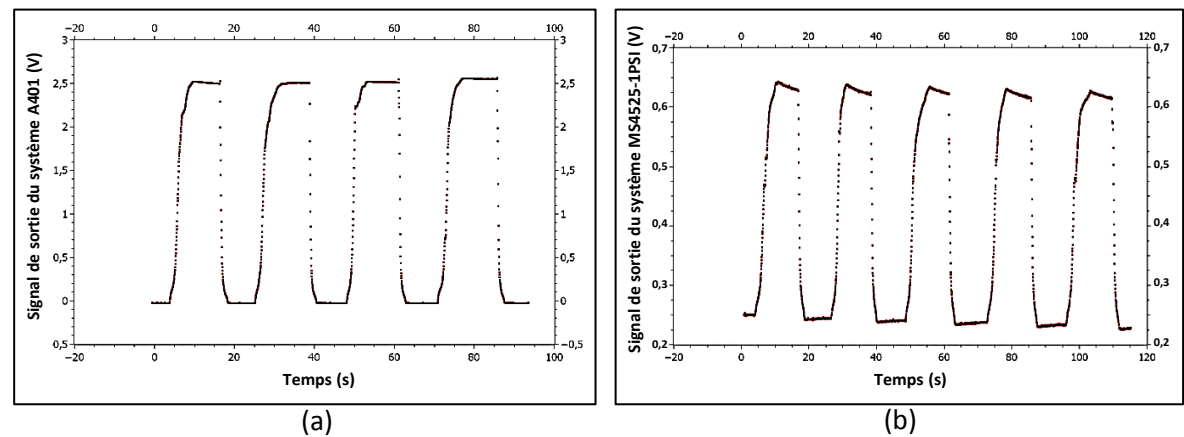
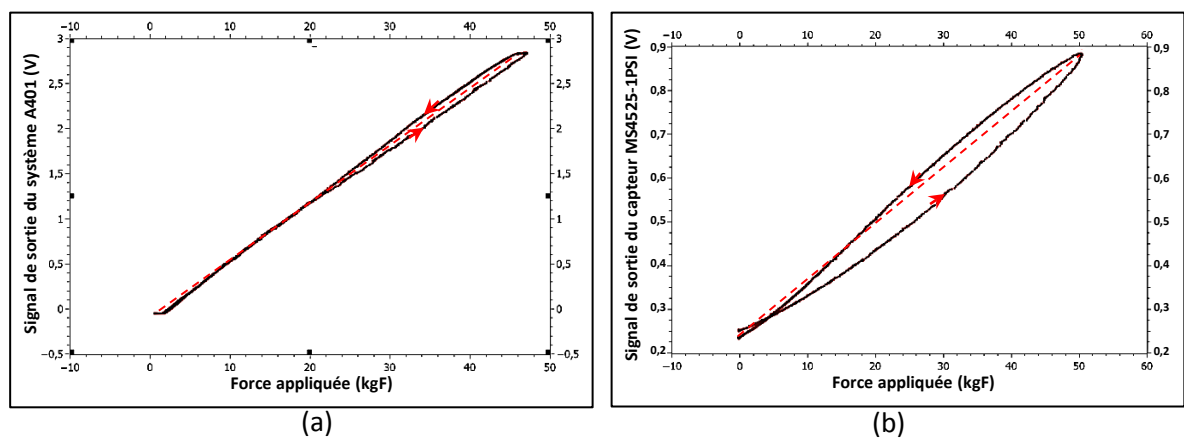
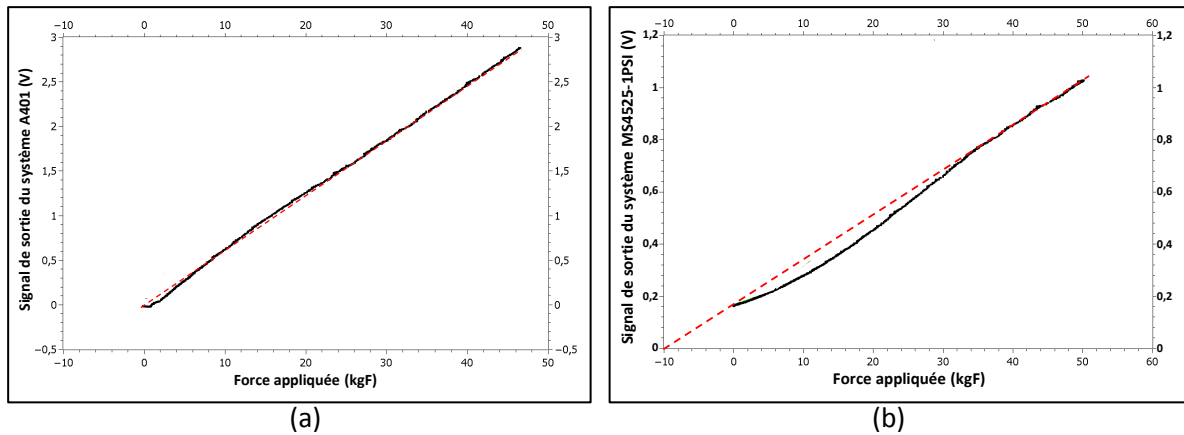
5.4.3. Résultat de la comparaison et choix technologique

L'objectif de ces essais est de comparer les performances en statique des systèmes retenus :

- **Système A401** : Capteur A401 associé au conditionneur recommandé,
- **Système MS4525-1PSI** : Capteur MS4525-1PSI associé à un enroulement de tube de silicone d'une épaisseur de 2 mm enroulé sur 3,5 cm².

Les essais sont effectués avec la colonne de tests, la fréquence d'échantillonnage de la carte d'acquisition est fixée à 100 Hz, et la tension d'alimentation des montages électroniques est de 3 V. Trois tests ont été effectués pour chaque solution :

- 1) tests de non-linéarité (Figure 62) : mise en charge de 50 kgF en 10 s puis mesure de la déviation relative maximale (%) par rapport à une réponse linéaire.
- 2) Tests d'hystérésis (Figure 63) : mise en charge de 50 kgF en 1 s (vitesse maximum de la colonne de test manuelle) et retrait de la charge en 1 s puis mesure de la déviation relative maximale (%) par rapport à une réponse linéaire.
- 3) Tests de répétabilité (Figure 64) : mise charge de 40 kgF pendant 10 s et 20 fois de suite, puis calcul de la moyenne de chaque maximum (10 s) et de la variation relative maximale entre les moyennes des maximums (%).



Il est à noter que les échelles des courbes obtenues pour les deux solutions ne sont pas identiques (fonction « autoscale » activée). Les résultats obtenus sont :

- 1) **non-linéarité** : 1,5 % pour le système A401 et 4 % pour le système MS4525-1PSI ;
- 2) **hystérésis** : 3 % pour le système A401 et 10 % pour le système MS4525-1PSI ;
- 3) **répétabilité** : 97 % pour le système A401 et 95 % pour le système MS4525-1PSI.

On remarque que dans l'ensemble les deux solutions donnent de bons résultats avec un avantage pour la solution A401, en particulier au niveau de l'hystérésis. L'hystérésis est liée au temps de réponse du capteur. En effet, plus le capteur est lent et plus il y aura d'hystérésis lors d'une mise en charge rapide. Ainsi, nous avons mesuré à l'oscilloscope le temps de réponse des deux solutions qui doit être inférieur à 100 ms [130]. La mise en charge des systèmes de pesée est réalisée de manière instantanée à l'aide d'un poids calibré de 5 kg (lâché du poids). Le résultat obtenu est :

4) temps de réponse : 61 ms pour le système A401 et 217 ms pour le système MS4525-1PSI.

Suite à ces essais, la solution retenue est le système A401 car cette solution semble plus performante. De plus, l'électronique de conditionnement est intégrable dans l'épaisseur d'une semelle contrairement au capteur MS4525-1PSI qui doit être déportée à l'arrière de la chaussure. Dans un premier temps, nous cherchons donc à observer une image de la variation du poids de la personne en dynamique (au niveau du talon) avec une résolution de 1 kg.

5.5. Mise en œuvre de la semelle V2 équipée du système de pesée

La semelle V2 (Figure 66) est équipée du dispositif TAG V2 (Figure 65) comprenant : le SiP MC13213, l'accéléromètre ADXL345, et le système A401. Le conditionneur A401 a été réalisé avec un amplificateur LT6650 [169] monté en non-inverseur avec une référence de tension de 0,4 V. Le système TAG V2 a été conçu de manière à pouvoir être intégré dans l'épaisseur d'une semelle standard adaptée à des chaussures de ville. La taille de la pile a pu être augmentée en choisissant une pile CR2320 (135 mAh) pouvant être soudée directement à côté du module électronique par l'intermédiaire de deux contacteurs intégrés à la pile. Le gain au niveau de la capacité de la pile CR2320 par rapport à la pile CR2016 est de 50 % (+45 mAh) tout en restant dans l'encombrement prévu (épaisseur de 2 mm).

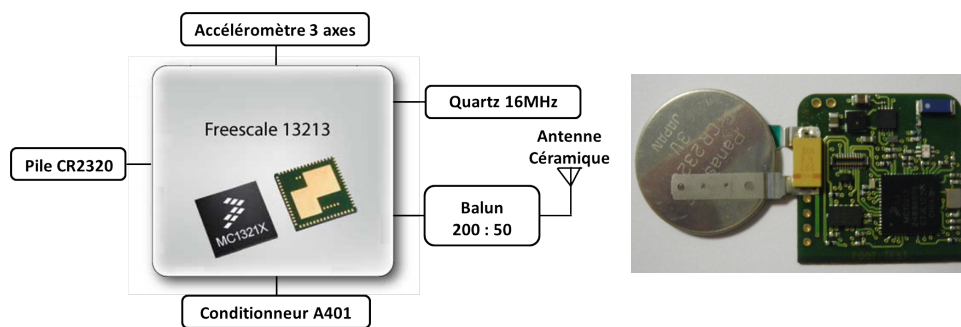


Figure 65. Schéma bloc TAG V2



Figure 66. Semelle V2

La semelle V2 est la version retenue pour effectuer les essais réels avec plusieurs volontaires (chapitre 4). Pour mettre en place l'algorithme de mesure de la variation de poids, la caractérisation de la semelle V2 est en cours. Les premiers résultats relatifs à cette caractérisation sont présentés ci-après en deux étapes :

- 1) caractérisation du système de pesée sur tapis de marche ;
- 2) caractérisation de la semelle V2 en ambulateur pour évaluer la capacité de la semelle à distinguer plusieurs activités de marche afin de pondérer le calcul de la variation de poids.

5.6. Caractérisation du système de pesée sur tapis de marche

L'objectif de cette étape de caractérisation est de vérifier que le système est capable de voir une variation de poids de 1 kg. Les essais ont été réalisés sur tapis de marche, à 3 vitesses de marche, avec un sac à dos chargé de 0 à 10 kg à l'aide de poids calibrés de 1 kg. Pour réaliser ces essais, le TAG V2 délivre la tension de sortie du système de pesée à 100 Hz. Un programme Matlab a été utilisé pour analyser ces données brutes. Dans des conditions de marche fixées, la variation du niveau de tension entre chaque foulée peut atteindre 7 %. Pour limiter les variations, les maximums ont été moyennés sur 10 foulées (variation inférieure à 1 %). Les résultats sont présentés sur la Figure 67.

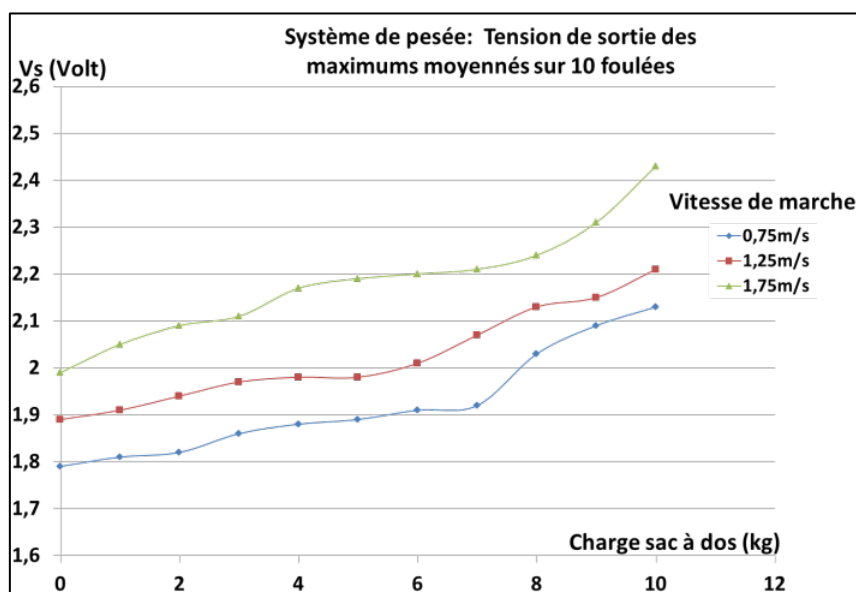


Figure 67. Caractérisation du système de pesée

On remarque que la vitesse de marche influence les pressions mesurées au niveau du talon. Pour une vitesse de marche fixée par le tapis, on observe une augmentation de pression lorsque la charge dans le sac à dos augmente. Au regard de ces résultats, il semble possible d'observer des variations de l'ordre de 1 kg en plaçant le capteur au niveau du talon dans des conditions fixées en moyennant les maximums de 10 foulées successives.

Les travaux en cours, dans le cadre du projet RESPECT, se focalisent sur une phase d'apprentissage pour mettre en lien les mesures de pression avec la vitesse de marche moyenne et la longueur de la foulée. La difficulté, en ambulatoire, est de détecter avec précision les conditions de marche afin de pouvoir apprécier la variation, vis-à-vis des pressions observées lors de la phase d'apprentissage. L'objectif est de réaliser plusieurs relevés par jour afin d'obtenir une moyenne journalière. Cette moyenne journalière pourrait ensuite être comparée avec celle obtenue lors de la calibration afin d'observer l'évolution sur la durée. Une deuxième piste complémentaire à la phase d'apprentissage est d'ajouter un capteur A401 sur le devant de la semelle pour avoir un point de mesure supplémentaire.

Ainsi, il semble nécessaire de disposer d'un algorithme de reconnaissance des activités en ambulatoire, afin de réaliser la mesure de la variation de poids dans les meilleures conditions, c'est-à-dire réaliser la mesure lors d'une marche à vitesse normale et sur du plat. Les résultats préliminaires sur la reconnaissance d'activité sont présentés ci-après.

5.7. Caractérisation de la semelle V2 en ambulatoire

Les résultats présentés dans cette partie sont des résultats préliminaires avec un jeu de données obtenu lors d'un parcours réalisé par un volontaire.

5.7.1. Méthode et matériel

Dans la littérature, la reconnaissance d'activité se fait avec l'aide de différents capteurs, l'utilisation d'un accéléromètre est le plus commun [170]. Dans notre cas, nous ajoutons un capteur de pression. Les données ont été relevées avec le matériel suivant :

- une semelle V2 (capteur de pression et accéléromètre 3 axes) ;
- une Balise alimentée via USB ;
- un ordinateur portable placé dans un sac à dos.

Le système d'acquisition (Balise + ordinateur portable) est porté dans un sac à dos afin d'effectuer des mesures en ambulatoire. Un programme spécifique de transmission des données capteurs a été implémenté dans la semelle V2. La semelle envoie 100 trames radio par seconde. Chaque trame contient 2 paramètres :

- vecteur somme V_s (g) mesuré à l'aide de l'accéléromètre 3 axes ;
- tension de sortie V_o (V) du conditionneur du capteur A401.

Le parcours réalisé par un volontaire est présenté sur la Figure 68 :

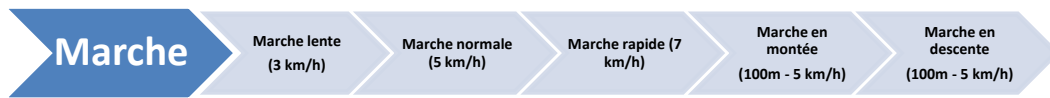


Figure 68. Parcours de marche

5.7.2. Choix des paramètres et premiers résultats

La reconnaissance d'activité se déroule en 2 étapes. Dans un premier temps, il faut choisir les caractéristiques les plus pertinentes à la distinction des activités. La deuxième étape est le choix de l'algorithme de reconnaissance. Dans un premier temps, nous avons choisi de relever les 3 caractéristiques suivantes sur les signaux de pression (Vo) et d'accélération (Vs) obtenus :

- la durée des cycles de marche ;
- la valeur maximale des cycles de marche ;
- l'aire des cycles de marche.

Ces caractéristiques demandent peu de ressources de calculs et semblent suffisantes pour distinguer les différentes activités. En effet, que ce soit pour les mesures d'accélération ou de pression, on voit que les distributions pour chaque activité ne sont pas (ou peu) confondues, comme le montre la Figure 69.

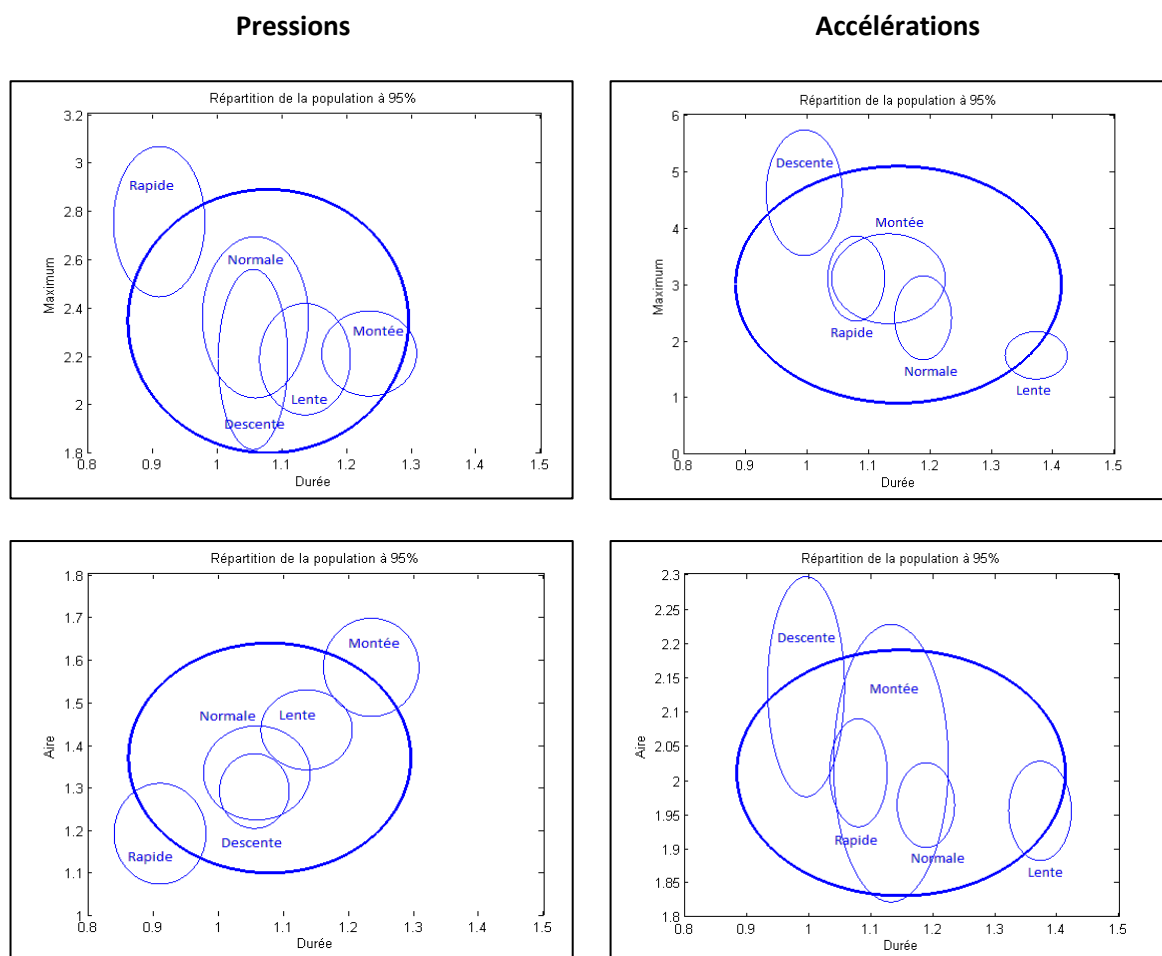


Figure 69. Répartition à 95 % des cycles de marche suivant les caractéristiques calculées.

Sur la Figure 69, les cercles gras représentent la répartition totale pour chaque activité de marche, alors que les cercles plus fins représentent la répartition pour un cas de figure (marche lente, marche normale, marche en montée, etc.).

Ces premiers résultats montrent que l'allure de la marche pourrait être distinguée avec ce type de mesures, bien que notre algorithme réalise déjà le calcul de la vitesse de marche, cela pourrait nous aider à en augmenter la précision. Sur la courbe de l'aire en fonction de la durée des données d'accélération, la variance est plus importante pour une marche en montée ou descente plutôt que pour une marche sur du plat. Il pourrait donc être possible de faire la différence entre une marche à plat et une marche en pente en utilisant la variance des caractéristiques.

Ces premiers résultats sont encourageants, les essais se poursuivent dans le cadre du projet RESPECT. Ces essais concernent plus de volontaires et plus d'activités (marche, course et escalier).

Dans un premier temps, l'objectif est de mettre en place un algorithme permettant de détecter avec certitude que la personne marche à vitesse normale sur du plat afin de mesurer les variations de pressions dans les meilleures conditions, c'est-à-dire dans des conditions identiques à la procédure de calibration. Dans un second temps, la reconnaissance d'activités pourrait nous permettre d'affiner le suivi de la fragilité ou d'utiliser la semelle pour d'autres applications cliniques ou sportives.

5.8. Implémentation du programme embarqué et mesure de consommation

Le jeu de données obtenu suite à la réalisation du parcours a également été utilisé pour réaliser une analyse spectrale des données d'accélération afin de fixer la fréquence d'acquisition de l'accéléromètre et abaisser la consommation du système par rapport à la première version de la semelle.

5.8.1. Transformée de Fourier et choix de la fréquence d'échantillonnage

Une transformée de Fourier a été appliquée, à l'aide de Matlab (Figure 70), sur le jeu de données d'accélération. Le résultat ci-dessous présente les courbes confondues de toutes les activités de marche réalisées lors du parcours. Nous ne détaillons pas les courbes car nous cherchons simplement à observer les fréquences utiles vis-à-vis de l'activité de marche.

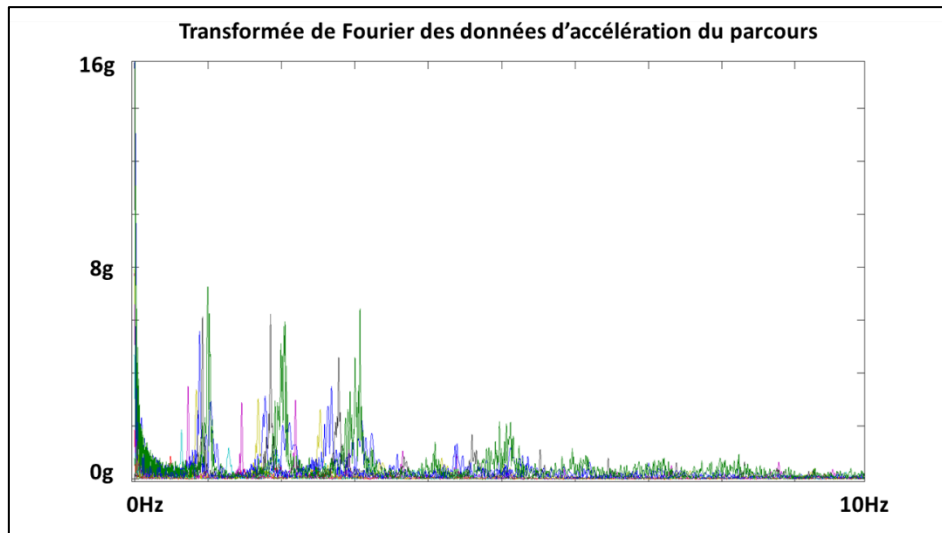


Figure 70. Transformée de Fourier rapide sous Matlab des données d'accélération du parcours

On observe que les signaux sont répartis sur la bande 0-10 Hz. D'après le théorème de Shannon, la fréquence d'échantillonnage doit être au moins deux fois supérieure à la fréquence du signal observé. Nous avons ainsi pu abaisser la fréquence d'acquisition de l'accéléromètre de 100 Hz à 25 Hz et donc abaisser la consommation du système sans modifier les performances de la semelle V2.

5.8.2. Programme embarqué dans le système TAG V2

Le programme final implémenté dans le système TAG V2 a été optimisé de manière à abaisser la consommation tout en conservant la précision de la méthode de calcul de la vitesse de marche retenue. Des essais réalisés avec trois volontaires montrent que la précision moyenne sur la vitesse de marche est identique avec ce programme optimisé (97 %). Les détails du programme embarqué et des trames de données échangées entre la semelle et le récepteur radio (Balise 802.15.4) sont présentés dans l'annexe 7. Pour abaisser la consommation de la semelle, les paramètres suivants ont été retenus :

- fréquence d'acquisition de l'accéléromètre fixée à 25 Hz ;
- réveil de l'unité de calcul à l'aide d'un seuil d'accélération ;
- paramètres de mesures moyennés pour chaque activité de marche ;
- transmission des données suite à une requête de synchronisation acquittée par la Balise (la périodicité des requêtes est de 15 minutes pour en limiter la consommation énergétique).

5.8.3. Consommation énergétique du TAG V2

La modification majeure par rapport à la première version du programme, concerne le réveil du système avec un seuil de pression au lieu d'un seuil d'accélération. Cela permet de diminuer la consommation du système TAG V2 dans les périodes d'inactivité du système (mesurée à 10 μ A avec le capteur de force contre 40 μ A avec l'accéléromètre). La mesure de la consommation moyenne a été réalisée à l'aide d'une résistance série connectée entre le TAG et une alimentation réglable. La consommation a été mesurée pour les périodes d'activité et d'inactivité du système :

- 1) **Période d'activité avec transmission des données** : Test réalisé pendant 10 secondes d'acquisition des signaux de l'accéléromètre et une transmission d'une trame radio à la fin de la période d'acquisition. La consommation moyenne est de 0,1 mA soit 0,3 mW sous 3 V.
- 2) **Période d'inactivité** : Le système est réveillé toutes les secondes par l'horloge temps réel. L'accéléromètre est en mode « stand-by ». La consommation moyenne est de 10µA soit 0,03 mW sous 3 V.

L'autonomie de fonctionnement dépend du nombre d'heures d'activité moyen sur une journée. En considérant que l'activité d'une personne peut varier entre 1 h et 5 h par jour, l'autonomie énergétique de la semelle V2 devrait être comprise entre 200 et 400 jours avec une pile d'une capacité de 135 mAh.

5.9. Conclusion

Ce prototype valide une deuxième étape de faisabilité technique qui répond aux spécifications techniques d'une semelle qui peut être portée sans problème d'inconfort, qui réalise des mesures des paramètres de marche de manière autonome et dont l'autonomie de fonctionnement est largement supérieure aux 3 mois escomptés (entre 7 et 13 mois).

Le changement de la pile pose cependant problème. En effet, pour le moment la pile est soudée et ne peut donc être changée simplement. Au vu du système d'alimentation, trois solutions sont envisagées :

- 1) Fabriquer un boîtier pouvant accueillir une pile plus petite pour respecter la contrainte de 2 mm d'épaisseur et permettre le changement de la pile.
- 2) Semelle à usage unique qui serait remplacée à la fin de la durée de vie de la pile ou de la semelle.
- 3) Remplacer la pile par une batterie rechargeable via un système à induction magnétique. Cette solution pourrait simplifier la conception avec un système complètement enfoui. Par contre, l'utilisateur devra poser sa paire chaussures sur un système de recharge à induction ce qui reste à évaluer d'un point de vue de l'usage.

Enfin, il reste à finaliser l'algorithme de mesure de la variation du poids. Cette mesure est optionnelle mais elle apporterait un complément à la mesure du poids réalisée par une balance connectée. Même dans le cas où cette mesure ne serait pas possible, le système A401 sera tout de même conservé dans la version industrielle pour réveiller le système au-delà d'un seuil de pression. Enfin, comme nous l'avons exposé précédemment, d'autres applications peuvent également être envisagées avec plusieurs capteurs de force répartis sur la surface d'une semelle, telle que la mesure de l'équilibre ou l'analyse de la variabilité de la marche.

Une troisième version de semelle a été réalisée, pour explorer la possibilité d'alimenter le système TAG V2 de manière autonome avec un récupérateur d'énergie.

6. Exploration et conception d'un récupérateur d'énergie

L'objectif est de rendre la semelle complètement autonome énergétiquement. Dans cette perspective, un récupérateur d'énergie comportant les éléments suivants a été conçu :

- un générateur d'énergie (convertisseur électromécanique) ;
- un système de transfert de l'énergie (convertisseur AC/DC) ;
- un élément de stockage composé de deux condensateurs de grande capacité.

La Figure 71 présente la description fonctionnelle du récupérateur d'énergie permettant d'alimenter la semelle instrumentée.

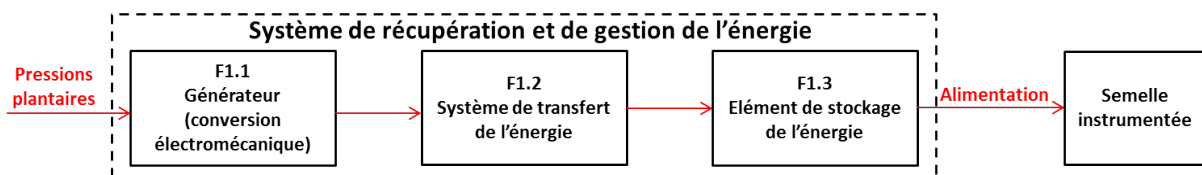


Figure 71. Description fonctionnelle du récupérateur d'énergie FOOT-TEST

Les travaux sur la récupération d'énergie ont été réalisés de la manière suivante : analyse des besoins énergétiques de la semelle, état de l'art sur les systèmes de conversion électromécaniques utilisés dans des chaussures, et prototypage du récupérateur d'énergie.

6.1. Analyse des besoins énergétiques de la semelle instrumentée

Un système énergétiquement autonome implique que la fonction de récupération et de gestion d'énergie produise au moins autant d'énergie que les besoins du système. La consommation du système doit être minimisée et la production en énergie du récupérateur doit être maximisée. Pour réduire la consommation du système, il faut mettre en place une gestion intelligente de l'énergie.

Dans notre cas, plusieurs astuces ont été mises en place pour économiser de l'énergie, notamment le réveil du système avec un seuil de pression, la réduction du nombre de transmissions radio, et la simplification des calculs embarqués. La consommation moyenne de la semelle a été mesurée pour les périodes d'activité et d'inactivité à 0,3 mW et 0,03 mW.

Au niveau de la fonction de récupération d'énergie, il est nécessaire de produire suffisamment d'énergie lors des périodes d'activité pour alimenter la semelle en continu (24 h). Dans la suite de cette partie, nous considérons que la semelle produit de l'énergie en moyenne pendant une heure par jour, soit une heure d'activité par jour qui est un scénario de faible activité en considérant que la semelle est portée toute la journée. Ainsi, pour alimenter la semelle pendant 24 h, c'est-à-dire pendant 23 h d'inactivité ($23 \times 0,03 \text{ mW}$) et 1h d'activité (0,3 mW), le système de récupération d'énergie doit produire une puissance moyenne d'environ 1 mW.

6.2. Etat de l'art et choix technologique

6.2.1. Les systèmes de conversion électromécanique utilisés dans des chaussures

L'activité humaine qui produit le plus d'énergie est la marche. Dans cette publication [58], la puissance théorique générée par la marche d'une femme de 68 kg est estimée à 67 W. Ainsi, la puissance primaire disponible sur un seul pied au cours de la marche est de l'ordre de 30 W. Il est évident que seule une fraction de cette énergie est exploitable, suite à la chaîne de conversion électromécanique puis de stockage dans une batterie. Trois types de conversions électromécaniques ont été utilisés dans des chaussures ou semelles : piézoélectrique [171], électromagnétique [172], et électrostatique [173].

La conversion électrostatique est plus adaptée à la récupération de l'énergie vibratoire. En effet, dans [174], un récupérateur électrostatique intégré dans une chaussure produit seulement quelques μW de puissance.

Au niveau de la conversion électromagnétique, la contrainte principale consiste à concevoir des structures qui font partie intégrante d'une chaussure et qui n'ont pas d'impact sur la marche normale de l'utilisateur. Des niveaux de puissance importants ont été obtenus avec des générateurs standard, mais ils sont encore trop encombrants et lourds [175, 176, 177].

Les systèmes de conversion piézoélectrique, utilisent des matériaux polymères (PVDF) et céramiques (PZT) qui présentent des propriétés piézoélectriques avec la génération de charges électriques lorsqu'ils sont soumis à une contrainte mécanique. L'avantage de ces matériaux est qu'ils n'ont pas besoin d'être polarisés pour générer de l'énergie. Certains générateurs ont été placés dans des chaussures et sont compatibles avec la marche naturelle. Nous présentons ci-après des travaux de recherches illustratifs dans ce domaine :

[178] : Cette publication présente deux systèmes piézoélectriques intégrés dans une chaussure (Figure 72). Le premier système, placé sous le talon, est basé sur un matériau PZT. Il permet de produire après adaptation électrique une puissance moyenne de 8,4 mW pendant une marche à 1 Hz. Le second système intégré sur le devant de la chaussure est basé sur un matériau PVDF. Il permet de produire après adaptation électrique une puissance moyenne de 1,3 mW lors d'une marche à 1 Hz (marche normale).

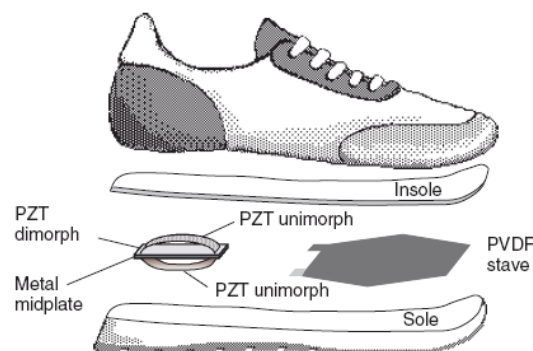


Figure 72. Chaussure équipée de récupérateurs PZT et PVDF [178]

[179] : Cette publication présente la conception d'un récupérateur piézoélectrique PZT intégré dans le talon de la chaussure. La puissance générée en sortie pour une marche à 1 Hz est de 4 mW après adaptation électrique (DC/DC).

6.2.2. Discussion et choix technologique

Les besoins en énergie de notre système sont estimés à 1 mW. Au regard des performances énergétiques des différents systèmes de conversion électromécanique, les récupérateurs électromagnétiques et piézoélectriques sont intéressants. Néanmoins, les récupérateurs électromagnétiques sont encore trop encombrants et lourds pour être compatibles avec la marche naturelle. Suite à une recherche dans la littérature, nous n'avons pas trouvé de convertisseur électromécanique intégré directement dans une semelle. Aujourd'hui, il semble que seuls les générateurs piézoélectriques en couche mince de type PZT et PVDF peuvent être intégrés dans l'épaisseur d'une semelle. Le générateur de type MFC (Macro Fiber Composite) est un dispositif piézoélectrique planaire constitué de fibres PZT rectangulaires noyées dans une matrice d'époxy et prises en sandwich entre des électrodes. Grâce à ses propriétés telles que la flexibilité, une très faible épaisseur et une fiabilité à long terme [180], le générateur MFC peut être intégré dans l'épaisseur d'une semelle.

Pour étudier la faisabilité technique d'une semelle instrumentée autonome en énergie, nous avons testé le système de récupération d'énergie complet proposé par la société Smart Material [181] utilisant un générateur MFC intégré sur le devant d'une semelle. Dans cette position, le générateur MFC est soumis à plus de contraintes mécaniques en flexion et permet, en toute logique, de produire plus d'énergie avec ce type de système.

6.3. Prototypage d'un récupérateur d'énergie

L'objectif est de concevoir un système capable de couvrir les besoins de la semelle (1 mW). La conception de ce système a été effectuée en deux temps :

- 1) test de faisabilité technique à l'aide du récupérateur d'énergie de la société Smart Material ;
- 2) conception d'un récupérateur d'énergie miniature.

6.3.1. Test du système de récupération d'énergie Smart Material

La solution complète proposée par la société Smart Material (Figure 73) est un système de récupération d'énergie composé d'un générateur MFC (M8528P2, surface active : 85*28 mm) intégré dans une semelle et d'un module de conditionnement électrique (CL-50).

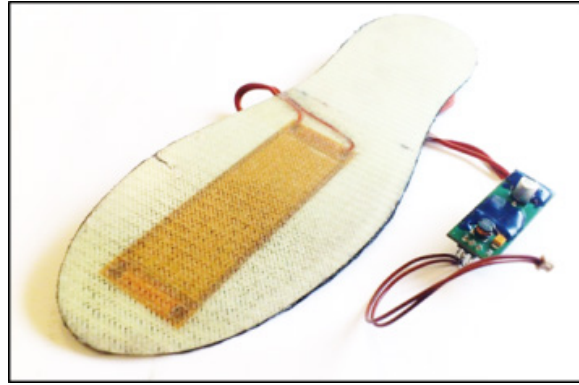


Figure 73. Récupérateur d'énergie Smart Material [181]

Le générateur MFC produit une tension alternative lorsqu'il est soumis à une contrainte mécanique. Cette tension doit être convertie en une tension continue afin de stocker cette énergie dans une batterie. Pour effectuer les essais, nous avons utilisé deux condensateurs de grandes capacités faisant office d'élément de stockage en remplacement de la batterie.

Le système de récupération d'énergie de la société Smart Material peut être décomposé en 2 blocs. Le premier bloc est une électronique de conversion AC/DC composée principalement d'un redresseur double alternance et d'une diode Zener. Le deuxième bloc est un abaisseur de tension qui produit une tension de 3,3 V. La Figure 74 présente le schéma équivalent du récupérateur d'énergie Smart Material avec l'élément de stockage ajouté pour réaliser la caractérisation.

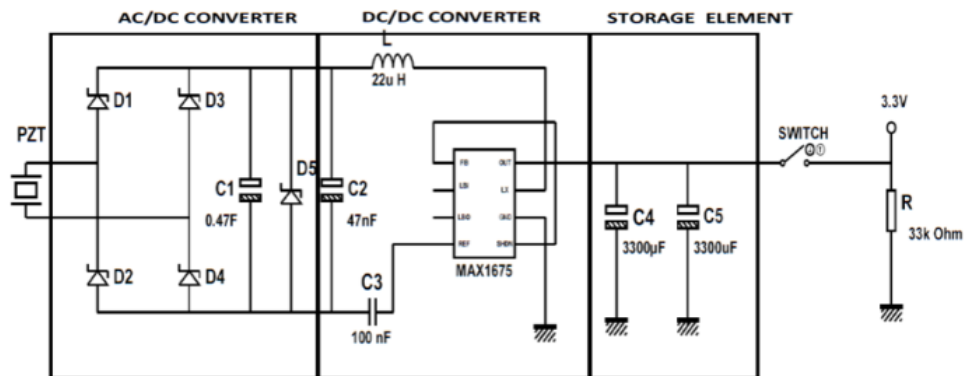


Figure 74. Schéma équivalent du système de récupération d'énergie

Le but est de mesurer la production énergétique du système en fonction de la marche réelle de l'utilisateur. Les essais ont été réalisés sur tapis de marche. La gamme de vitesse étudiée est comprise entre 0,5 m/s (marche lente) et 1,75 m/s (marche rapide). Nous utilisons un module TAG en tant que « datalogger » pour réaliser l'acquisition en sans-fil de la tension de charge des condensateurs. Afin de minimiser les pertes liées aux mesures effectuées par le système d'acquisition, l'échantillonnage est réalisé à basse fréquence (0,2 Hz). Les deux condensateurs associés permettent de stocker une énergie de 30 mJ. La puissance moyenne P produite pendant la période de marche est calculée en divisant les 30 mJ d'énergie stockée par le temps de charge du condensateur ($P(W) = E(j)/T(s)$).

Afin de vérifier que l'énergie stockée dans les condensateurs est bien de 30 mJ, on charge les condensateurs pendant 5 minutes de marche, puis on les décharge dans une résistance de 33 kΩ. On peut ainsi moyenner la puissance dissipée dans la résistance pendant toute la période de décharge des condensateurs avec la relation suivante :

$$P = \frac{1}{k+1} \sum_{i=0}^k \frac{Vi^2}{R} \quad \text{Équation 22}$$

Avec P la puissance moyenne dissipée pendant le temps de décharge des condensateurs et k le nombre d'acquisitions total sur toute la période de décharge. Pour calculer l'énergie totale dissipée dans la résistance, il faut multiplier la puissance moyenne dissipée par le temps de décharge des condensateurs ($E(j) = P(w) * T(s)$).

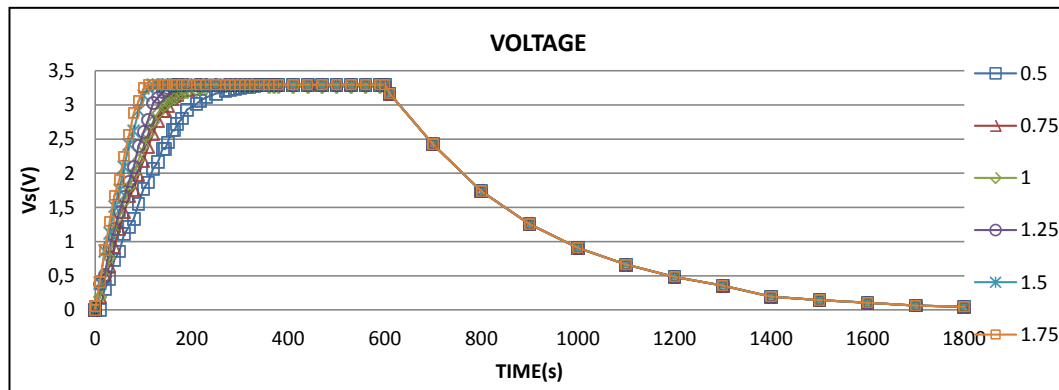


Figure 75. Tension aux bornes des condensateurs en fonction de la vitesse de marche du sujet

L'énergie accumulée dans un premier temps, puis dissipée dans une résistance est bien de 30 mJ. En fonction de la vitesse de marche, le temps de charge des condensateurs est compris entre 100 et 300 s. La puissance moyenne produite est donc comprise entre 0,1 mW (0,5 m/s) et 0,3 mW (1,75 m/s).

6.3.2. Discussion

Ces premiers résultats montrent que la production en énergie de ce système est insuffisante pour alimenter la semelle de manière continue pendant 24 h. De plus, lors des périodes d'activités et si la vitesse de marche est suffisante, la semelle peut être alimentée de manière autonome. En effet, pour des vitesses de marche rapide (1,5 et 1,75 m/s), les besoins énergétiques de la semelle, pendant la phase active, sont couverts (0,3mW). Dans le cas d'une marche lente (0,5 m/s), 1/3 des besoins sont couverts. Afin de réaliser une semelle complètement autonome en énergie, il semble nécessaire de réduire la consommation énergétique de la semelle instrumentée ou d'augmenter la production énergétique du système de récupération. Pour diminuer la consommation de la semelle, on peut abaisser la fréquence d'acquisition des capteurs mais au détriment de la précision des mesures. Pour concevoir un système de récupération qui produit plus d'énergie, une solution simple est d'utiliser un générateur MFC avec une plus grande surface active.

Ainsi dans la suite de ces essais, un générateur MFC de plus grande surface active a été testé (M8557P2, surface active : 85*57 mm). Le deuxième point traité ci-après est la réduction de l'encombrement du circuit de transfert afin de l'intégrer dans l'épaisseur d'une semelle.

6.3.3. Conception du récupérateur d'énergie FOOT-TEST

La première étape de conception est l'intégration du générateur MFC de grande surface active dans une semelle standard plane (Figure 76).



Figure 76. Intégration du générateur MFC M8557P2 dans une semelle standard plane

La deuxième étape de conception concerne la réduction de l'encombrement du système de transfert d'énergie. Pour cela, un circuit intégré équivalent au système de transfert proposé par Smart Material a été choisi. Le circuit LTC3588-1 de chez Linear Technology [182] associe un convertisseur AC/DC et un abaisseur de tension. L'application typique de ce composant est présentée Figure 77, elle permet de produire une tension de sortie continue et stabilisée de 3,3 V (V_{OUT}) lorsque le condensateur en entrée $C_{STORAGE}$ est suffisamment chargé par le générateur piézoélectrique ($PGOOD = 1$).

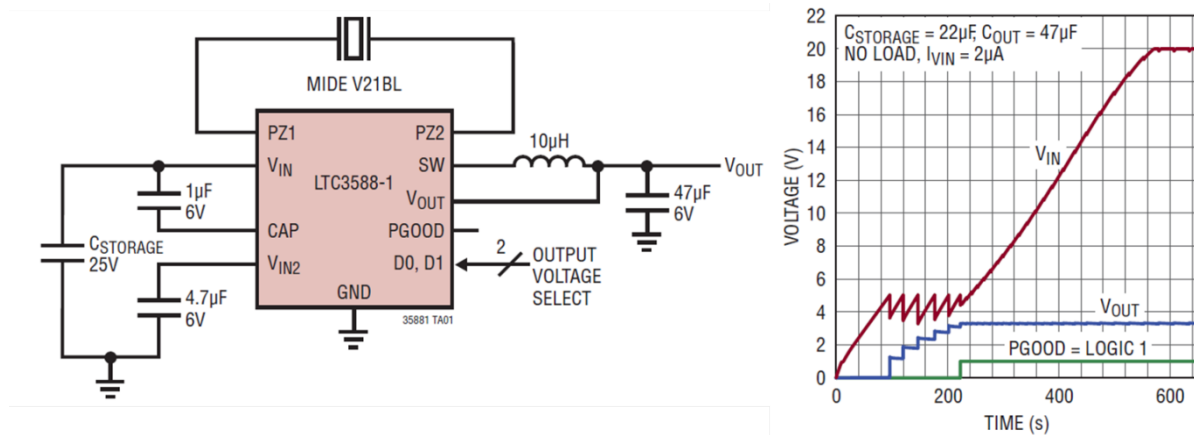


Figure 77. Application typique du circuit LTC3588-1

Cette configuration a été utilisée pour caractériser, en condition de marche, la production en énergie du système de récupération d'énergie composé de la semelle équipée du générateur MFC M8557P2 (Figure 76), du circuit LTC3588-1 câblé de la manière typique (Figure 77) et des condensateurs de grande capacité (30 mJ). Le système TAG a été utilisé pour réaliser l'acquisition en sans-fil. La Figure 78 présente les résultats de la production énergétique moyenne en fonction de la vitesse de marche fixée par le tapis.

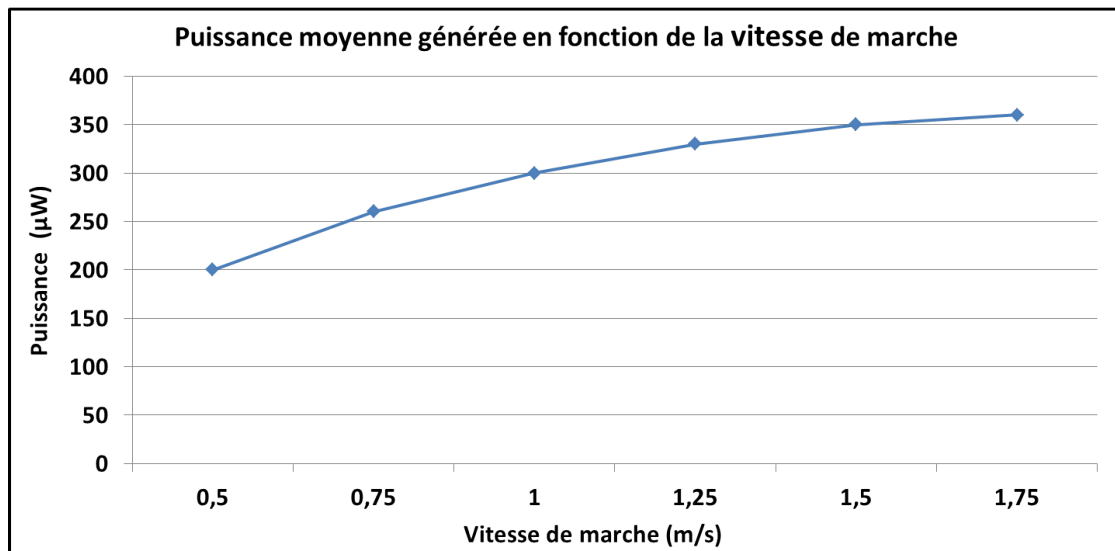


Figure 78 Puissance moyenne générée en fonction de la vitesse de marche

A partir de 1 m/s, le récupérateur d'énergie produit une puissance moyenne supérieure au 0,3 mW nécessaire pour alimenter la semelle lors des périodes d'activité. Pour des vitesses de marche lente inférieure à 1 m/s, la production énergétique est insuffisante. Dans le cas d'une marche très lente (0,5 m/s), 2/3 des besoins énergétiques lors des périodes d'activité sont couverts. Néanmoins, vis-à-vis du scénario envisagé d'une heure d'activité par jour, il est nécessaire de produire environ 1 mW. En prenant le cas d'une personne âgée fragile marchant à une vitesse moyenne de 1 m/s, une heure par jour, 3/10 des besoins énergétiques de la semelle instrumentée sont couverts. Enfin, il faudrait concevoir un système de conditionnement électrique pour la gestion et le stockage de cette énergie ce qui engendre d'autres pertes énergétiques. Les condensateurs devraient donc être remplacés par une électronique de conditionnement électrique pour charger une batterie. Ce travail n'a pas été engagé car l'énergie produite par le récupérateur est insuffisante pour alimenter la semelle de manière complètement autonome.

Ces résultats sont tout de même encourageants avec la possibilité d'alimenter la semelle de manière autonome, lors des périodes d'activité, à partir d'une vitesse de marche de 1 m/s. Dans la suite de ces travaux de thèse, un système d'alimentation hybride composé d'une pile bouton et du récupérateur d'énergie a été mis au point. L'objectif est de vérifier qu'il est possible d'alimenter le système, lors des périodes d'activité, avec un récupérateur d'énergie miniature pouvant être intégré dans une semelle.

6.4. Mise en œuvre de la semelle V3

6.4.1. Conception du module TAG V3 et intégration dans une semelle

Une troisième version de TAG a été réalisée en y ajoutant un système d'alimentation hybride composé d'une pile bouton, du récupérateur d'énergie et d'un circuit comportant deux interrupteurs inversés. Dans cette configuration, le TAG V3 (Figure 79) est alimenté, soit par le récupérateur d'énergie lorsqu'il produit suffisamment d'énergie, soit par la pile bouton. Le PCB a été réalisé en semi-souple pour que le système accepte un rayon de courbure car sa surface est plus importante

que précédemment. Les dimensions du module électronique sont de 50*28*2,4mm. La semelle V3 réalisée avec ce dispositif peut être placée dans des chaussures de sport (Figure 80).

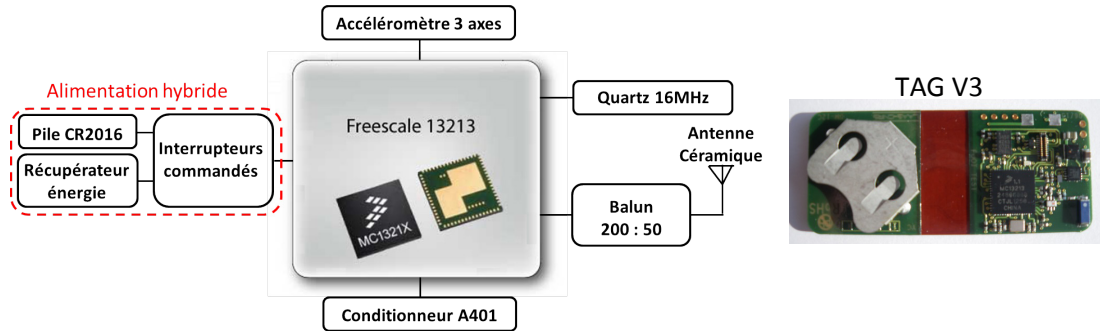


Figure 79. Schéma bloc TAG V3



Figure 80. Semelle V3

6.4.2. Caractérisation du système d'alimentation

Pour caractériser le système de récupération d'énergie, nous avons réalisé des essais sur tapis de marche entre 0,5 m/s et 1,75 m/s. Le but est de vérifier qu'il est possible d'alimenter le système de manière autonome. Les essais ont été réalisés avec une semelle V3 ouverte sur la tranche et connectée à un système TAG utilisé en tant que système d'acquisition sans fil. De cette manière, on observe la répartition des temps d'alimentation entre la pile bouton et le récupérateur d'énergie. La Figure 81 présente le pourcentage du temps d'alimentation par le récupérateur d'énergie (mesuré sur une minute). A noter qu'il faut environ trois foulées pour alimenter le système avec le récupérateur. Ce temps d'amorce n'est pas comptabilisé sur la Figure 81.

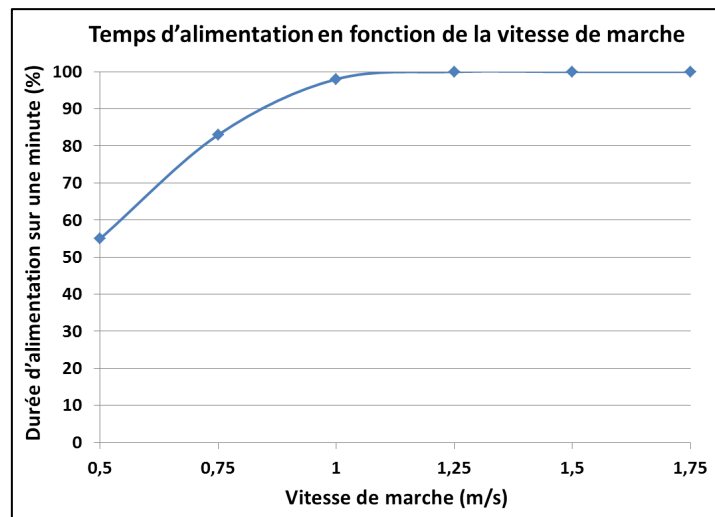


Figure 81. Temps d'alimentation de la semelle V3 en fonction de la vitesse de marche

Entre 0,5 m/s et 1 m/s, le temps d'alimentation est compris entre 55 et 98 %. Au-dessus de 1 m/s, le récupérateur d'énergie peut fournir 100 % des besoins en puissance de la semelle lors des périodes d'activité. Ce test nous permet de valider le système d'alimentation hybride intégrable dans l'épaisseur d'une semelle compatible avec des chaussures de sport. Ces essais montrent qu'il est possible d'alimenter un système électronique de manière autonome dans une semelle, lors des périodes d'activité. Des mesures ponctuelles peuvent être réalisées de manière autonome pour d'autres applications cliniques ou sportives.

7. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons proposé et réalisé un outil de suivi ambulatoire destiné aux personnes fragiles. Cet outil est une semelle instrumentée qui mesure plusieurs paramètres de marche au quotidien sur une durée minimum de 3 mois : le nombre de foulées, la distance parcourue, et la vitesse de marche moyenne. Une mesure de variation de poids a également été envisagée pour compléter la mesure de poids réalisée par une balance connectée. Pour répondre aux spécifications du projet FOOT-TEST, trois prototypes ont été réalisés et ont permis de travailler sur les verrous technologiques de manière progressive.

Le premier verrou que nous avons dû traiter était lié à l'intégration de l'électronique dans une semelle. Le système ne doit pas gêner l'utilisateur et il doit être robuste afin d'effectuer des mesures en continu sur 3 mois. Les premiers essais d'intégration réalisés dans l'atelier du podologue, ont permis de définir les contraintes de conception et d'intégration de l'électronique dans une semelle standard : le système doit être placé sous la voûte plantaire et son encombrement maximum doit être de 50*30*2 mm. Suite à la conception des différentes versions de semelles, aucun problème d'inconfort ni de matériel n'a été constaté. Ces premiers essais sont concluants et valident la faisabilité technique d'une semelle instrumentée.

Le second verrou concerne la mesure des paramètres de marche, en particulier la vitesse de marche moyenne avec une précision supérieure à 95 % tout en conservant une autonomie de plus de 3 mois.

Pour résoudre ce verrou, une méthode analytique de mesure de la longueur de la foulée a été mise au point à l'aide d'un accéléromètre 3 axes faible consommation. La longueur de la foulée est mesurée par combinaison linéaire entre la cadence, la variance de l'accélération et la moyenne de l'accélération. Cette méthode nécessite de calibrer la semelle sur la marche réelle de l'utilisateur. Un système d'étalonnage a donc été conçu pour réaliser cette tâche de manière automatique, afin que le personnel médical puisse utiliser ce système facilement lors d'une consultation hospitalière. Les premiers essais réalisés en ambulatoire avec trois volontaires montrent que la précision est supérieure à 95 %.

Une semelle V2 a été conçue pour augmenter l'autonomie du système en respectant l'encombrement maximum. Dans cette version, la taille de la pile a pu être augmentée et un système de pesée a été ajouté. Le système de pesée nous a permis d'abaisser la consommation globale du système en le réveillant avec un seuil de pression (capteur passif) plutôt qu'avec un seuil d'accélération (capteur actif). En augmentant la capacité de la pile et en diminuant la consommation, on peut espérer atteindre une autonomie comprise entre 7 mois et 13 mois en fonction de l'utilisation du système. Au niveau de la mesure de la variation de poids, les premiers essais montrent que le système de pesée est capable de mesurer une augmentation de poids à partir d'un capteur placé au niveau du talon. Une étape d'apprentissage est prévue pour associer les signaux de sortie du système de pesée à la vitesse et à la longueur de la foulée. Ces travaux sont en cours et se poursuivent dans le cadre du projet RESPECT.

Le troisième verrou technologique concerne l'autonomie énergétique totale de la semelle à l'aide d'un récupérateur d'énergie. Dans un premier temps, le récupérateur a été conçu à l'aide d'un générateur MFC et d'un circuit intégré assurant le transfert d'énergie pour le stockage dans des condensateurs. Au regard de la puissance moyenne produite, il est possible d'alimenter le système lors d'une vitesse de marche supérieure à 1 m/s. Ainsi, un système d'alimentation hybride composé d'un récupérateur d'énergie et d'une pile a été conçu pour vérifier qu'il est possible d'alimenter la semelle de manière autonome lors des périodes d'activité. Ce test nous permet de valider le système d'alimentation hybride intégrable dans l'épaisseur d'une semelle. Cette option ne sera cependant pas retenue pour fabriquer la version industrielle car elle ne permet pas de rendre la semelle complètement autonome. De plus, le prix du générateur MFC est élevé (>100 euros).

En résumé, les prototypes FOOT-TEST développés permettent de valider la faisabilité technique d'une semelle instrumentée permettant de mesurer les paramètres dynamiques de marche de manière automatique et continue sur une période de plus de 3 mois. Ces travaux se poursuivent dans le cadre du projet RESPECT. La première année de ce projet en cours est dédiée à la réalisation d'une version finale du prototype, proche d'un système industriel. Les années 2 et 3 permettront de valider le prototype final et les algorithmes mis en œuvre sur une cohorte de 50 patients suivis pendant 3 mois.

Dans le chapitre suivant, nous présentons les pré-évaluations en conditions d'usages des systèmes mis en œuvre dans cette thèse, soit sur plusieurs volontaires dans le cadre du projet FOOT-TEST, soit sur plusieurs patients dans le cadre du projet HOMECARE.

CHAPITRE 4 : ÉVALUATION DES SOLUTIONS TECHNIQUES DÉVELOPPÉES POUR LE SUIVI DES PERSONNES FRAGILES ET LA SURVEILLANCE DES PERSONNES DÉPENDANTES

1. Introduction

Suite à une analyse des besoins exprimés par les gérontologues en matière de suivi de leurs patients, nous avons proposé et réalisé, dans la logique des travaux antérieurs du LAAS-CNRS, des instruments de mesure portés permettant le suivi actimétrique des patients fragiles ou dépendants.

Ces dispositifs portés, présentés dans les chapitres 2 et 3, sont des prototypes développés et testés en laboratoire. Les premiers essais réalisés avec quelques volontaires ont permis de valider les dispositifs sur le plan fonctionnel. Cette première étape de faisabilité technique doit être complétée par une évaluation des dispositifs en contexte réel d'utilisation. Généralement, les usages sont évalués en deux étapes : en « living-lab » avec quelques patients utilisant le système en condition naturelle de vie mais contrôlée, et en conditions d'usages (non contrôlées) sur plusieurs patients. L'évaluation des dispositifs en contexte réel est présentée dans ce chapitre au travers de deux expérimentations :

- **FOOT-TEST** : suivi de trois jeunes volontaires et deux personnes âgées de plus de 65 ans (non fragiles). C'est une pré-évaluation dans des conditions d'utilisation réelles mais sans les utilisateurs finaux (fragiles). Les évaluations en « living-lab » puis en conditions d'usages sont prévues dans le cadre du projet RESPECT.
- **HEMOCARE** : instrumentation de deux patients Alzheimer suivis pendant plusieurs mois dans une unité de soins (living-lab).

2. Pré-évaluation du système FOOT-TEST

Trois prototypes de semelles instrumentées ont été développés. La semelle V2 équipée du TAG V2 est la solution retenue. Cette solution permet de mesurer plusieurs paramètres de marche suite à une phase d'apprentissage réalisée avec le système d'étalonnage présenté précédemment. Le système de collecte local développé et utilisé durant la pré-évaluation est présenté ci-après.

2.1. Présentation du système de collecte local

La semelle enregistre les données au cours d'une journée et les transmet en sans-fil lorsque que le récepteur est à portée radio. Le système local de collecte comprend une Balise radio et un ordinateur de collecte disposant d'un logiciel de traitement des données (Figure 82).



Figure 82. Architecture système installée à domicile

La paire de semelles V2 (une instrumentée et l'autre non) doit remplacer la paire de propreté présente dans les chaussures de l'utilisateur, comme le montre la Figure 83.



Figure 83. Remplacement de la paire de semelle de propreté par la paire de semelle V2

L'installation du système de collecte recommandée à domicile est présentée sur la Figure 84. La portée radio est d'une dizaine de mètres en environnement intérieur. Cependant, il a été demandé aux utilisateurs de laisser leurs chaussures à proximité du récepteur (rayon de 5 mètres), afin d'optimiser le transfert de données.

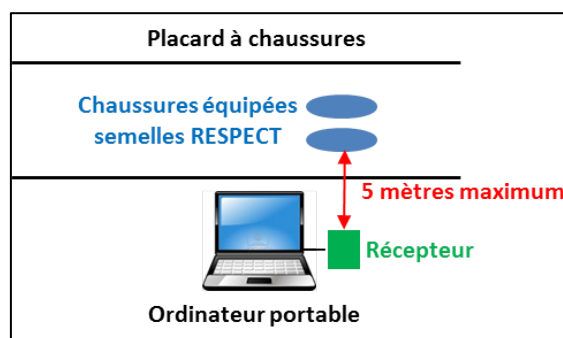


Figure 84. Installation du système de collecte FOOT-TEST à domicile

L'application FOOT-TEST développée en JAVA permet de récolter et d'afficher les données enregistrées au cours d'une journée (Figure 85). L'option retenue pour rendre la synchronisation automatique, entre la semelle et le système de collecte, est de réaliser une demande de transfert toutes les 15 minutes. Pour chaque période de marche, la semelle envoie le nombre de pas (actimétrie), la cadence et la vitesse de marche moyenne, ainsi que la distance parcourue.



Figure 85. Exemple de données recueillies sur une journée

L'application FOOT-TEST permet également de mettre en place des indicateurs en moyennant les paramètres de marche par jour, semaine, mois et année (Figure 86).



Figure 86. Exemple de données moyennées sur une journée pendant plusieurs jours consécutifs

Dans le commerce, il existe des podomètres connectés d'auto-mesure (quantified self). Ces systèmes proposent un suivi personnalisé en enregistrant, en « sans fil » et de manière automatique sur un terminal de collecte, l'activité lors d'un exercice physique. Ces données sont ensuite accessibles au travers d'interfaces dédiées et permettent aux utilisateurs de suivre leur progression. Ces interfaces sont en général ludiques et poussent l'utilisateur à se dépasser avec des objectifs personnalisés, voire de comparer leur progression avec d'autres utilisateurs (familles, amis...). L'ambition du projet RESPECT est d'aller plus loin en proposant un outil de suivi personnalisé et motivationnel qui implique le médecin pour fixer les objectifs et suivre la progression.

Plusieurs podomètres connectés du commerce ont été testés, puis comparés avec l'outil FOOT-TEST sur le plan des usages et des performances. Cette pré-évaluation du système FOOT-TEST vis-à-vis des

podomètres connectés est une étape de transition pour faire évoluer la semelle instrumentée vers ce type de système.

2.2. Méthode et matériel

La pré-évaluation a été réalisée par cinq volontaires (2 jeunes hommes, une jeune femme et deux femmes âgées de plus de 65 ans). Le matériel utilisé pour réaliser la pré-évaluation FOOT-TEST est présenté ci-dessous :

- l'outil FOOT-TEST composé d'une paire de semelles V2 et d'un terminal de collecte ;
- un clip ceinture Withings Pulse [183] à synchroniser sur Smartphone et alimenté via une batterie ;
- un clip ceinture Fitbit Zip [184] à synchroniser sur ordinateur et alimenté via une pile bouton ;
- un bracelet Fitbit Flex [185] à synchroniser sur ordinateur et alimenté via une batterie.

Tous les systèmes ont été portés en même temps pendant une semaine, soit deux clips portés à la ceinture, un bracelet porté au poignet et une paire de semelles V2 placée dans la paire de chaussures habituelle des utilisateurs.



Figure 87. Matériel utilisé pour réaliser la pré-évaluation FOOT-TEST

Les podomètres connectés des sociétés Fitbit et Withings ont été choisis car ils sont associés à des interfaces de suivi personnalisées via un Smartphone, une tablette ou un ordinateur. L'alimentation est assurée soit par une pile bouton qui permet d'atteindre plusieurs mois d'autonomie, soit par un système de recharge avec une autonomie de trois jours à une semaine en fonction de l'utilisation. Ainsi, la diversité des systèmes sélectionnés nous a permis d'évaluer et de comparer la semelle FOOT-TEST vis-à-vis de ces systèmes en plusieurs étapes :

- 1) **Pré-évaluation des performances en situation contrôlée** : Un premier test de performances autour d'un stade a été réalisé pour comparer le décompte des pas et la distance parcourue.
- 2) **Pré-évaluation des usages** : Le premier critère évalué est l'acceptabilité du système selon son port : ceinture, bracelet et semelle. Le deuxième critère évalué est la facilité d'installation et d'utilisation des interfaces utilisateurs.
- 3) **Analyse de l'ensemble des données sur les cinq semaines de port.**

2.2.1. Pré-évaluation des performances en situation contrôlée

Seuls les trois jeunes volontaires ont réalisé ce test. Chaque volontaire a effectué un tour d'un stade d'athlétisme de 400 m à une vitesse de marche normale. Le Tableau 12 donne les erreurs moyennées sur trois tours de stade pour le décompte des pas et pour la distance parcourue.

	Bracelet (Fitbit Flex)	Clip ceinture (Fitbit Zip)	Clip ceinture (Winthings pulse)	Semelle V2
Erreur moyenne sur le décompte des pas	2,6%	1,2%	0,8%	0,6%
Erreur moyenne sur la distance parcourue	11,7%	9,1%	8,3%	2,9%

Tableau 12. Comparaison des performances entre la semelle V2 et le matériel du commerce

Les podomètres connectés sont calibrés par rapport aux renseignements demandés concernant la taille et le poids, au niveau de l'interface utilisateur, lors de la première connexion. La longueur de la foulée est donc fixée par une estimation de la longueur moyenne pondérée par ces renseignements. La précision de la distance parcourue est donc logiquement faible. Le seul point objectif de comparaison avec la semelle V2 est le décompte du nombre de pas. Dans ce cas, la méthode utilisée pour compter les pas de la semelle FOOT-TEST est la plus précise (99,4 %).

2.2.2. Pré-évaluation des usages

Les cinq volontaires ont adhéré à l'expérimentation sur la durée des essais. Les dispositifs ont été globalement portés pendant toute la durée des essais :

- **Le Clip Withings** porté à la ceinture a été accepté. Par contre, il a posé des problèmes d'autonomie, la notification de décharge arrivant trop tard. Il a aussi été oublié lors d'un changement de vêtement (perte de données sur une journée). Son interface de visualisation via un Smartphone a été jugée agréable et simple d'utilisation.
- **Le Clip Fitbit** porté à la ceinture a été accepté. L'autonomie d'environ 2 mois a permis de réaliser les essais en continu et sans perte de données. L'interface utilisateur a été jugée agréable et simple d'utilisation.
- **Le bracelet Fitbit** a été porté mais n'a pas été considéré comme « agréable à porter » ni « esthétique ». Des problèmes de chargement de la batterie ont également été notés au cours de l'expérimentation.
- **La semelle V2** a été acceptée dans des chaussures de ville ou de sport. Aucune gêne n'a été reportée au cours de l'ensemble des essais. L'interface utilisateur a été jugée trop complexe à prendre en main. Ce résultat était prévisible car il est prévu de travailler l'ergonomie de l'interface utilisateur dans le projet RESPECT.

Les deux femmes de plus de 65 ans ont indiqué avoir augmenté leur activité pendant les essais, conscientes que la marche est bonne pour la santé. Elles étaient demandeuses d'un indicateur pour voir leur avancement tout au long de leur effort. Seuls les clips étaient en mesure de leur donner cette information.

2.2.3. Analyse des données de la pré-évaluation

Deux activités de marche ont été analysées au cours des cinq semaines de suivi : Marche en intérieur (domicile ou travail) et marche en extérieur. Afin de pouvoir interpréter les données, chaque utilisateur a donné son emploi du temps domicile/travail. Plusieurs enseignements ont été apportés par ces essais.

En premier lieu, il est indispensable de ne prendre en compte que les périodes de marche stabilisée, effectuées en général en extérieur, pour obtenir une vitesse de marche moyenne fiable pouvant être utilisée en tant qu'indicateur de santé. Les déplacements réalisés au travail ou à domicile correspondent généralement à des marches non stabilisées de quelques pas, voire des piétinements. A titre d'exemple, la Figure 88 présente une période d'activité relevée pour l'un de nos volontaires pendant un temps de présence au bureau.

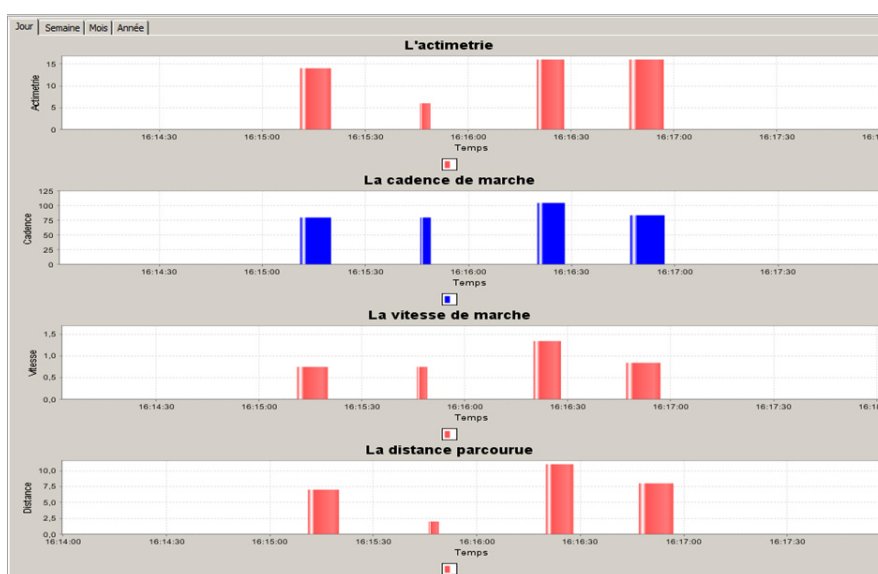


Figure 88. Exemple d'une période d'activité au bureau

On remarque sur la Figure 88 que les paramètres vitesse et cadence de marche sont instables car les déplacements sont courts et non stabilisés. De manière générale, on observe que la marche à domicile ou au bureau représente des déplacements courts, inférieur à 15 pas, et que les cadences et vitesses de marche moyennes qui en résulte sont instables. A partir de ce constat, il est évident que les indicateurs de vitesse de marche journalière et de cadence de marche journalière doivent être calculés en utilisant les périodes de marche stabilisée au cours d'une journée. Il faut donc trouver le moyen de filtrer les périodes de marche instable au cours d'une journée.

Pour cela, plusieurs traitements ont été appliqués sur l'ensemble des données, afin de calculer les indicateurs journaliers de la vitesse et de la cadence de marche de manière fiable. Ces traitements sont les suivants :

- calcul des moyennes journalières à partir de l'ensemble des relevés au cours d'une journée (Figure 89) ;
- calcul des moyennes journalières à partir de l'ensemble des relevés de plus de 15 pas ;

- calcul des moyennes journalières à partir de l'ensemble des relevés de plus de 25 pas ;
- calcul des moyennes journalières à partir des trois plus longues périodes de marche de la journée (Figure 90).

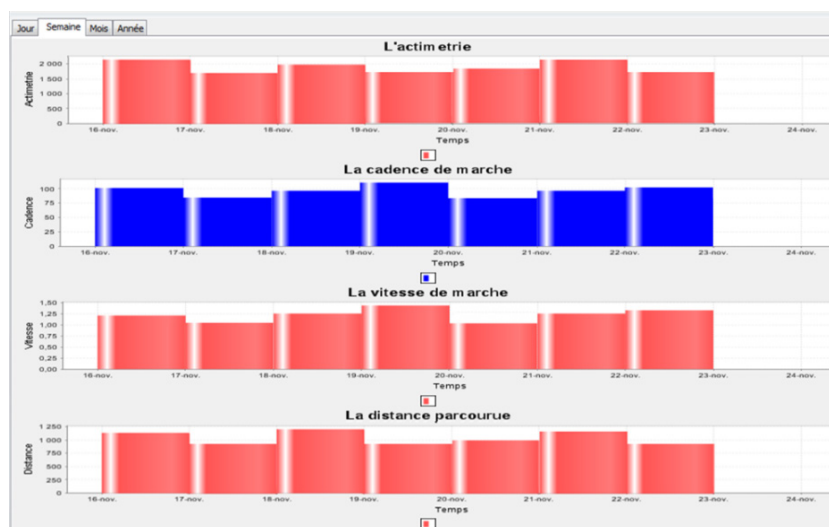


Figure 89. Suivi d'une personne sur une semaine avec les indicateurs journaliers cadence et vitesse de marche calculés en utilisant toutes les données recueillies au cours d'une journée.

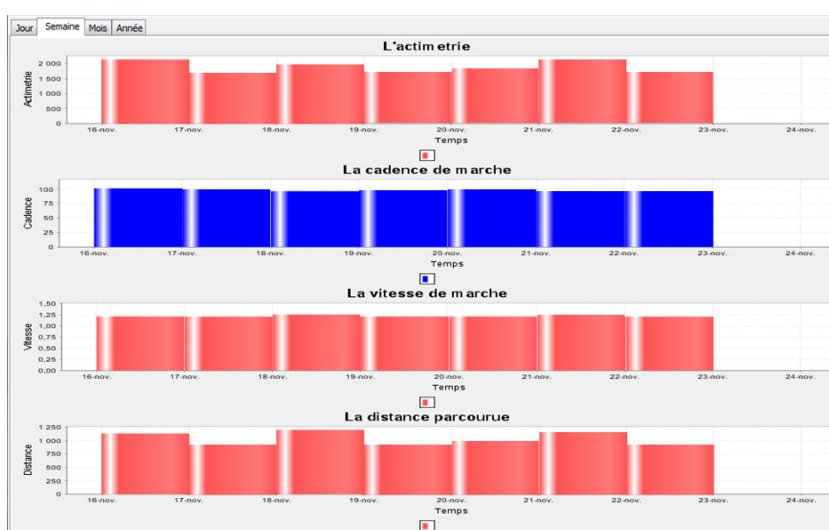


Figure 90. Suivi d'une personne sur une semaine avec les indicateurs journaliers cadence et vitesse de marche calculés en utilisant les trois plus longues périodes de marche de chaque journée.

Suite à ces traitements, il apparaît que la prise en compte des trois plus longues périodes d'activité, au cours de chaque journée, permet d'obtenir des indicateurs journaliers de vitesse et cadence stables, c'est-à-dire qui varie peu d'une journée sur l'autre. De plus, avec ce traitement, on obtient des valeurs moyennes de vitesse et cadence proches des valeurs relevées lors de la calibration (différence inférieure à 5 % sur l'ensemble des indicateurs journaliers calculés pour les 5 volontaires).

Ce résultat est concluant et montre que pour obtenir un indicateur de vitesse de marche fiable, en ambulatoire, les trois périodes de marche les plus longues de la journée suffisent. Ainsi, nous utiliserons ce traitement dans le cadre du suivi prévu dans RESPECT. Toutes les données brutes de

marche, relevées au cours de chaque journée, alimenteront la base de données et seront accessibles par les utilisateurs. Par contre, les calculs des indicateurs journaliers, hebdomadaires et mensuels seront calculés sur la base des trois plus longues périodes de marche de chaque journée.

2.2.4. Synthèse de la pré-évaluation

Plusieurs aspects ont été comparés et sont synthétisés dans le tableau suivant :

	Performances	Synchronisation	Autonomie	Port	Interface
Semelle	++	+	+	++	-
Clip Withings	+	+	-	+	+
Clip Fitbit	-	-	+	+	++
Bracelet Fitbit	--	+	+	--	++

Tableau 13. Synthèse des points de comparaison entre la semelle V2 et les systèmes du commerce

Au niveau des performances, des essais autour d'un stade ont permis de montrer que la semelle V2 est plus précise au niveau du comptage des pas et de la distance parcourue. Ce résultat est logique car la semelle est calibrée sur la marche réelle de l'utilisateur.

Au niveau du port, l'avantage est donné à la semelle V2 car une fois glissée dans la paire de chaussures, elle est complètement oubliée et transparente pour l'utilisateur. Les clips sont également bien acceptés mais ils sont apparents au niveau de la ceinture.

Au niveau de la synchronisation, l'avantage est donné aux systèmes qui proposent une synchronisation automatique. Seul le clip Fitbit nécessite le lancement d'un logiciel pour réaliser la synchronisation.

Au niveau de l'autonomie, l'avantage est donné aux systèmes alimentés par une pile bouton car nous considérons qu'un changement de pile tous les 3 mois est moins contraignant d'une recharge du système tous les 3 à 7 jours.

Au niveau des interfaces utilisateurs, Fitbit propose la version la plus conviviale et simple d'utilisation. Les outils de suivi personnalisé permettent de se fixer des objectifs qui sont ensuite intégrés au tableau de bord de l'interface utilisateur. L'interface sur Smartphone de Withings a également été appréciée avec la possibilité de consulter sa progression à n'importe quel moment.

Les interfaces utilisateurs FOOT-TEST doivent être améliorées pour rendre le suivi plus convivial pour le patient et le médecin. La visualisation et l'accès des données sur Smartphone ou tablette ont été appréciés. Il a donc été décidé, à l'issue de ces essais, de faire évoluer la semelle V2 dans ce sens.

En résumé, la semelle V2 a été jugée « agréable à porter » et simple d'utilisation grâce à son fonctionnement autonome au niveau des mesures et de la synchronisation. Cette pré-évaluation montre qu'une semelle instrumentée pourrait être un outil adapté à un suivi quotidien de personnes âgées. Ces résultats devront cependant être confirmés dans le cadre des expérimentations de suivi de personnes fragiles prévues dans le projet RESPECT.

2.3. Positionnement du projet RESPECT

La marche quotidienne permet de préserver la santé. Une revue récente [186] montre que marcher 30 minutes par jour, 5 jours par semaine a des effets bénéfiques sur la santé. Pour encourager les personnes sédentaires à pratiquer la marche, l'utilisation d'un outil de suivi tel que le podomètre peut être une source de motivation. Une étude systématique réalisée sur 2246 articles scientifiques [187] montre que cet outil est efficace pour aider les personnes suivies à changer leurs habitudes. En effet, distribuer cet outil et fixer des objectifs entraînent une augmentation de 26,9 % de l'activité quotidienne. **Ainsi, proposée une semelle instrumentée et fixer des objectifs pourrait permettre de motiver les personnes suivies à pratiquer la marche selon les recommandations médicales.**

L'évolution des technologies de communication entraîne progressivement la révolution des objets connectés, qu'ils soient directement connectés à Internet ou au travers d'un autre objet tel qu'un Smartphone. Le Smartphone devient l'élément central de ce domaine d'activité. Il sert de système de mesures, d'accès à Internet et de système de visualisation.

Ainsi, au regard de l'évolution des technologies modernes, il a été décidé que la semelle devait être un objet à connecter sur un terminal de collecte mobile. Cela devrait permettre de rendre le suivi plus interactif et convivial pour plus d'acceptabilité et d'adhésion aux recommandations médicales.

Le système FOOT-TEST est en cours de modification afin de répondre aux besoins d'implémentation et d'utilisation réels mais aussi pour correspondre aux contraintes de diffusion commerciale de l'outil. Ces modifications portent sur :

- Le choix technologique de la communication radio qui repose non plus sur une technologie 802.15.4 mais sur la technologie standard Bluetooth V4.0 Low Energy pour faire face à la compatibilité de la semelle avec les téléphones mobiles, tablettes tactiles ou ordinateurs portables et optimiser la dépense énergétique de la semelle.
- L'alimentation du dispositif qui est en cours d'étude. Deux options sont envisagées : celle d'encapsuler l'électronique dans un boîtier sur mesure positionné sous la voûte plantaire, celle d'une batterie fine rechargeable par induction.
- L'ajout d'une fonction d'initialisation de la semelle et de test de son bon fonctionnement pour l'installateur.
- L'ajout de deux algorithmes : calcul de la variation de poids et du bilan calorique. Ces deux informations seront à afficher sur l'interface utilisateur (bilan journalier entre apport et dépense calorique).
- Les interfaces utilisateurs patient et médecin pour rendre le suivi plus interactif et convivial, ainsi que l'ajout des éléments de coaching motivationnel basés sur la mise en place d'objectifs. Les objectifs devront être intégrés au tableau de bord de l'interface utilisateur patient, des messages d'encouragement ou de félicitations seront également affichés en fonction de l'accomplissement de ces objectifs.

Le Tableau 14 permet de comparer la nouvelle paire de semelle RESPECT (V4), en cours de fabrication, vis-à-vis des systèmes récents du commerce.

Dispositif	Fonctionnalités	Caractéristiques techniques	Port	Précision	Prix (euros)
Modules FITBIT: Zip, One, Ultra	Suivi actimétrique 24h/24: Nombre de foulées, distance, activité, dépense calorique, nombre d'étages (one et ultra) Synchronisation en sans-fil: Enregistre l'activité de manière automatique sur PC et Smartphone Interface de suivi: Interface web ludique qui donne un historique du suivi actimétrique	Capteurs: Accéléromètre_3D et altimètre (One et Ultra) Communication: Bluetooth Alimentation: Batterie lithium ou pile bouton Autonomie: 3 -7 jours ou 3 mois	Module à pince qui se porte sur un vêtement	Basé sur la mesure du nombre de pas, d'étages gravés, et de l'activité, il donne une image de l'activité quotidienne	Zip: 59 One: 99 Ultra: 99
Module Adidas : Speedcell	Suivi des performances lors d'une séance de sport: Nombre de foulées, cadence, vitesse moyenne, maximum, distance parcourue Synchronisation en sans-fil: Enregistre les performances sportives de manière automatique sur ordinateur et Smartphone Interface de suivi: Interface web ludique qui donne un historique des performances sportives	Capteur: Accéléromètre_3D Communication: Bluetooth Alimentation: Pile bouton interchangeable Autonomie: 100 heures	Module à pince qui se porte sur les lacets de chaussures	Précision annoncée avec étalonnage: Marche: 97% Trot: 98% Course: 97%	70
Chaussure Nike+ training	Suivi des performances lors d'une séance imposée par une vidéo: type de mouvement (marche, trot, course), direction et rapidité du mouvement, hauteur du saut, équilibre, dépense calorifique Synchronisation en sans-fil: Enregistre les performances sportives pendant la séance sur Smartphone Interface de suivi: Interface web ludique qui donne un historique des performances sportives	Capteurs: Accéléromètre_3D et capteurs de pressions Communication: Bluetooth Alimentation: Batterie lithium non rechargeable et non remplaçable Autonomie: 1000 heures	Paire de chaussures	Précision annoncée sans étalonnage: 90% avec étalonnage: 97%	215
Paire de semelles RESPECT (en cours de fabrication)	Mesures précises en ambulatoire des caractéristiques dynamique de la marche au cours de la journée: Nombre de foulées, cadence, distance, vitesse moyenne, Dépense calorique (ajout en cours) Variation de poids (ajout en cours) Synchronisation en sans-fil: Enregistre l'activité de manière automatique sur tablette et Smartphone Interface de suivi (en cours): Interface web ergonomique avec historique de suivi accessible par l'utilisateur et par le médecin	Capteurs: Accéléromètre_3D, capteurs de pressions Communication: Bluetooth V4.0 LP Alimentation: Pile bouton Autonomie: 6 à 12 mois	Semelles à placer dans la paire de chaussures de l'utilisateur	Précision avec système d'étalonnage installé au cabinet médical: 97%	150 estimé
Apport semelle Respect	Suivi médical: +	Autonomie: +	Semelle: +	Précision: =	Prix: =

Tableau 14. Comparaison semelle RESPECT vis-à-vis des systèmes du commerce.

La pertinence des services visés est importante par rapport à la demande croissante d'économie et de maîtrise des coûts des soins de santé. Avec une population qui atteint près de 17 % des plus de 65 ans dont 15 % de fragiles, le marché potentiel s'évalue à plus de 1,5 millions de personnes en France. Les dispositifs proposés sur le marché adressent actuellement des services liés à la performance d'activité physique chez des personnes en bonne santé, sportifs occasionnels ou professionnels. RESPECT s'inscrit davantage dans l'innovation en télésanté.

3. Évaluation du système HOMECARE en « living-lab »

Dans le chapitre 2, nous avons présenté le développement d'un système porté de mesure de l'activité. Ce système a été conçu de manière générique, en limitant l'encombrement et la consommation énergétique, afin de pouvoir être porté facilement sur de longues périodes. En associant systèmes portés et ambiants, de nouvelles fonctionnalités ont pu être développées et testées en laboratoire : identification, localisation et détection de chute. L'objectif a été ensuite de déployer la plateforme HOMECARE dans une unité de soins, afin d'évaluer la solution sur le plan de la satisfaction des patients, des familles et du personnel médical.

3.1. L'expérimentation HOMECARE en unité de soins Alzheimer

3.1.1. Adaptation de la plateforme HOMECARE à une unité de soins Alzheimer

De manière générale, les patients Alzheimer pris en charge en institution sont à un stade modéré, voire avancé de cette maladie et ont besoin d'une assistance quotidienne et d'une surveillance de jour comme de nuit. Dans le cadre du déploiement de la plateforme HOMECARE dans une unité de soins Alzheimer, les fonctionnalités proposées ont été adaptées aux besoins du personnel et des patients. Dans ce contexte, la plateforme HOMECARE peut aider le personnel médical dans la prise en charge des patients en proposant deux types de services :

- **surveillance en temps réel** : détection d'incidents de manière automatique afin de porter assistance rapidement ;
- **aide au diagnostic** : la plateforme HOMECARE propose un suivi actimétrique, de jour comme de nuit (qualité du sommeil), sous forme de courbes permettant au personnel médical d'apprécier l'évolution de l'état de santé de la personne et d'adapter les traitements. La plateforme propose également un indice de déviation comportementale qui a été mis en place sur demande du personnel afin de suivre l'évolution de la déambulation des patients. La déambulation est un trouble du comportement lié à la maladie d'Alzheimer, qui se traduit par le besoin de marcher de jour comme de nuit. La progression de la déambulation indique une progression de la maladie qui entraîne des risques accrues de chutes et de fugues. Le suivi de ce critère peut aider l'équipe soignante à adapter la prise en charge des patients.

3.1.2. Unité de soins et recrutement des patients

L'expérimentation s'est déroulée pendant 9 mois (décembre 2012 à septembre 2013), dans l'unité de soins pour patients Alzheimer de l'hôpital Local de Caussade (EHPAD, 82). Cette expérimentation a fait l'objet d'une déclaration auprès de la commission nationale de l'informatique et des libertés

(CNIL, annexe 8). Pour exploiter les données du système HOMECARE, deux mois de suivi en continu sont nécessaires (un mois d'apprentissage et au moins un mois de suivi). Il est à noter que le recrutement des patients sur plusieurs mois est difficile, car les patients ne restent généralement pas longtemps dans le service, soit pour cause d'hospitalisation, soit pour cause de décès. Ainsi, au cours de l'expérimentation, quatre patients ont été équipés, mais seuls deux patients ont pu être suivis pendant plus de deux mois. Nous présentons dans la suite de ce manuscrit les résultats du suivi de ces deux patients Alzheimer âgés respectivement de 84 et 88 ans. Ces patients sont autonomes dans leurs déplacements mais ont besoin d'aide au quotidien. Le personnel médical a obtenu le consentement des patients et de leurs familles avant de lancer l'expérimentation (annexe 9).

3.1.3. Fonctionnement général de la plateforme HOMECARE et cas d'utilisation

A partir des réseaux de capteurs de mouvements ambiants et portés, le système peut localiser le patient et évaluer son activité dans plusieurs zones de l'unité de soins [128]. Un matelas communicant sans fil équipé de capteurs de pression a été ajouté, sous le lit des patients, pour détecter les heures de lever et coucher. La plateforme HOMECARE peut ainsi modéliser les habitudes de vie en fonction de la période de la journée et de l'activité dans les différentes zones de détection [3]. Les incidents qui peuvent être détectés sont : la chute, l'agitation excessive nocturne, et la fugue. Les critères permettant de réaliser le suivi longitudinal sont : l'activité nocturne (ou qualité du sommeil), l'activité globale (distance parcourue et vitesse de marche), et la déviation du comportement qui est évaluée par rapport à l'évolution des habitudes au niveau des déplacements dans l'établissement.

Deux applications utilisateurs ont été conçues pour le personnel médical de l'unité de soins :

- **Application temps-réel** : elle génère des alertes lorsqu'un incident est détecté. Ces messages sont envoyés sur un téléphone portable qui est utilisé par l'infirmière en charge de la surveillance pour une intervention immédiate. Lorsqu'un incident est détecté l'infirmière doit confirmer sur l'application la situation constatée (vraie ou fausse alerte). Dans le cas d'une fausse alerte, le seuil de détection est ajusté. L'interface utilisateur permet également de suivre les déplacements des patients en temps-réel dans l'établissement au travers d'une interface visuelle.
- **Application Web** : Elle permet à l'équipe soignante d'accéder aux dossiers des patients qui contiennent, en plus des renseignements classiques, les critères de suivi longitudinal de la plateforme HOMECARE. Des messages d'avertissement sont diffusés sur cette application lorsque des écarts importants par rapport au modèle de référence sont détectés. Les incidents validés sont également reportés sur cette application.

La surveillance du système HOMECARE est différente en fonction du lieu :

- **Surveillance dans les chambres** : Le système HOMECARE utilise l'ensemble des capteurs afin de localiser, suivre les déplacements, et détecter des incidents. L'algorithme de localisation défini dans le chapitre 2 permet d'identifier la personne dans sa chambre puis de la localiser dans les différentes zones de couverture des capteurs PIR. Néanmoins, lorsque plusieurs

personnes sont dans la pièce, le système enregistre des déplacements incohérents et suspend la surveillance. La surveillance est donc limitée aux périodes d'isolement de la personne.

- **Surveillance dans les zones communes de l'unité de soins :** Le système HOMECARE utilise l'ensemble TAG/BALISE pour localiser les patients à l'intérieur des zones communes. Les déplacements entre les zones communes et le temps de séjour dans chaque zone sont ainsi comptabilisés par le système.

La surveillance dans les chambres et dans les zones communes permet de suivre les activités et les habitudes de la personne dans l'ensemble de l'établissement.

Dans le cadre de cette expérimentation, les cas d'utilisation ont été établis en fonction des besoins du personnel médical et des possibilités offertes par le système. Le Tableau 15 présente les cas d'utilisation de la plateforme et donne une vue d'ensemble des fonctionnalités en fonction des acteurs, systèmes et applications concernées.

Événement	Zone		Niveau d'urgence	Destination		Système				Temps de décision	Plateforme
	Chambre	Unité de soins		Personnel médical	Infirmière	TAG	Balise	Capteur présence lit	Capteur PIR		
Chute	x	x	ALERTE		x	x	x			Immédiat	Application temps réel/téléphone
Fugue		x	ALERTE		x	x	x			Immédiat	Application temps réel/téléphone
Agitation nocturne (lit)	x		ALERTE		x			x	x	Immédiat	Application temps réel/téléphone
Activité de groupe		x	AVERTISSEMENT	X					x	Différé	Application Web
Activité nocturne en hausse	x		AVERTISSEMENT	X				x	x	Différé	Application Web
Activité nocturne en baisse	x		AVERTISSEMENT	X				x	x	Différé	Application Web
Activité en baisse	x	x	AVERTISSEMENT	X		x	x		x	Différé	Application Web
Activité en hausse	x	x	AVERTISSEMENT	X		x	x		x	Différé	Application Web
Déviation du comportement	x	x	AVERTISSEMENT	X		x	x			Différé	Application Web

Tableau 15. Cas d'utilisation de la plateforme HOMECARE

Ces paramètres de suivi et de surveillance ont été améliorés par rapport à la plateforme PROSAFE. La fonction de localisation et d'identification, assurée par l'ensemble TAG/Balise, permet désormais de suivre les déplacements des patients qui portent un TAG dans l'ensemble de l'établissement et dans le jardin en continu (24 h/24). Le suivi n'est plus limité aux chambres des patients, la mesure de l'activité est donc plus précise. La détection de fugue a été étendue au jardin de l'unité de soins avec trois Balises positionnées à l'extérieur. La fonction de détection de chute embarquée permet désormais de signaler des chutes en continu dans l'ensemble de l'établissement et dans le jardin.

Enfin, deux fonctionnalités ont été ajoutées par rapport au système PROSAFE :

- **L'activité de groupe** : elle permet de visualiser la densité d'activité des zones communes afin de prévenir d'un risque d'incident, lors des périodes de forte activité, en renforçant la présence du personnel médical si nécessaire. Ce paramètre est calculé en utilisant le nombre de détections dans les zones communes toutes les heures.
- **La déviation du comportement** : c'est un indice qui est calculé par rapport à l'évolution des déplacements et des temps de séjour dans les différentes pièces de l'unité de soins.

3.2. Architectures HOMECARE

3.2.1. Architectures générale et de communication

Les capteurs PIR et les Balises 802.15.4 sont distribués dans les chambres des patients et les espaces de vie commune. Chaque patient suivi porte un patch électronique (TAG dans un pansement). Les données locales sont transmises en « sans fil » et traitées en temps réel pour effectuer un diagnostic de la situation courante et proposer des actions. Cela conduit, du point de vue de l'architecture générale, à la configuration présentée sur la Figure 91. La connexion de l'ordinateur de collecte au réseau Internet permet d'organiser les échanges avec tous les acteurs concernés : le médecin traitant, le service hospitalier concerné, les accompagnants et la famille.

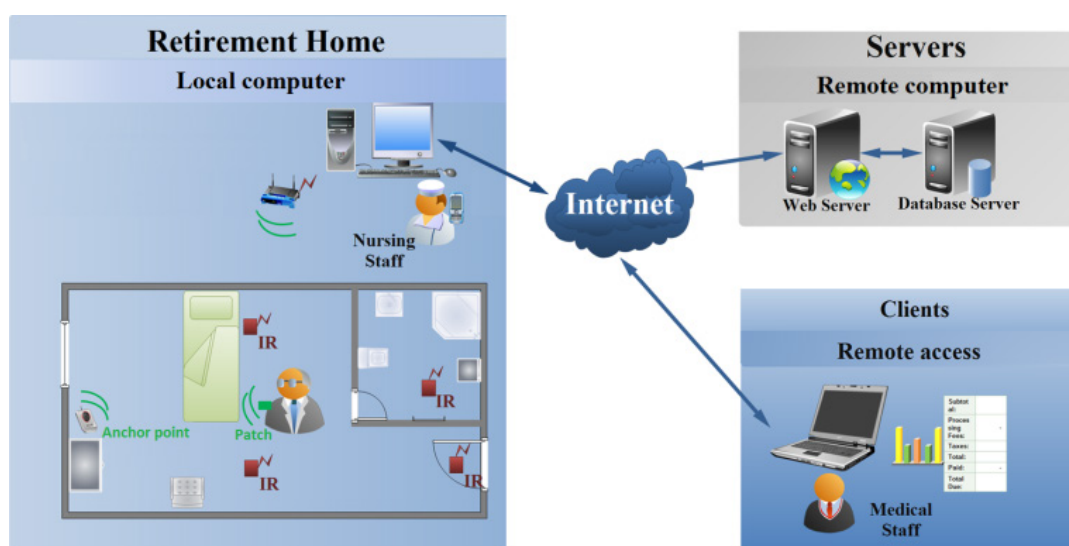


Figure 91. Architecture générale de la plateforme HOMECARE

La Figure 92 présente l'architecture de communication de la plateforme HOMECARE déployée au sein de l'unité de soins. Cette architecture utilise plusieurs types de communication :

- bande ISM à 868MHz entre les capteurs PIR et l'ordinateur de collecte (local) ;
- standard IEEE 802.15.4 entre les TAGs et les Balises (local) ;
- courants Porteurs en Ligne (CPL) entre les Balises et l'ordinateur de collecte (réseau local) ;
- Internet entre l'ordinateur de collecte et le serveur Web, la base de données et le centre de service d'envoi de SMS (Short Message Service) via GSM (Global System for Mobile) ;
- réseau GSM pour envoyer les alertes sur le téléphone du surveillant.

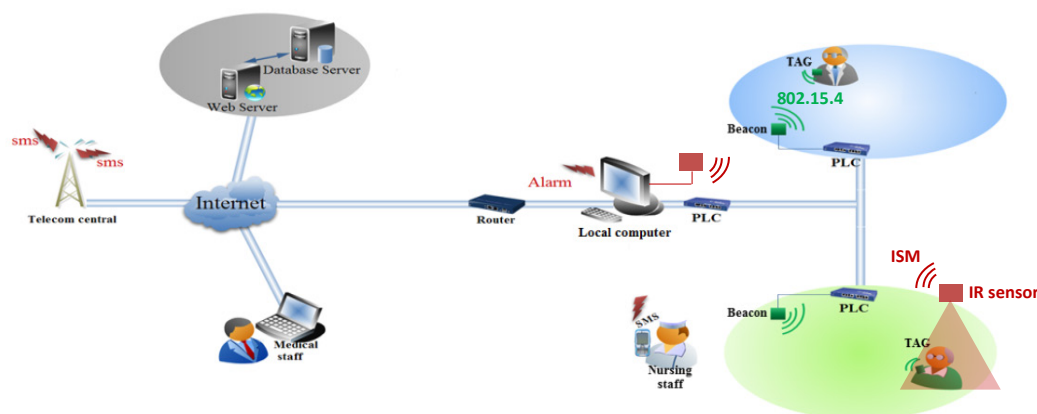


Figure 92. Architecture de communication déployée dans l'unité de soins

Il est à noter que des simplifications devront être apportées, dans le cas de l'évolution de la solution vers une version professionnelle, avec en priorité l'utilisation d'un seul standard de communication sans fil afin que tous les capteurs puissent communiquer plus facilement entre eux et vers le système de collecte.

3.2.2. Architecture logicielle

Le serveur de données (Figure 93), installé sur l'ordinateur local, collecte les données à l'aide des modules d'acquisition des capteurs PIR et des Balises 802.15.4. Ces données sont enregistrées dans une base de données locale. En parallèle, l'application temps réel utilise ces données pour localiser la personne dans l'établissement et détecter des incidents (après la phase d'apprentissage).

Les données de localisation sont envoyées vers le serveur de calcul une fois par jour puis stockées dans une base de données distante. Le module de calcul différé permet de mettre en oeuvre le modèle de référence sur une période d'apprentissage glissante. A partir de ce modèle, les seuils de détection d'incident sont ajustés en fonction des situations critiques réellement constatées (apprentissage supervisé).

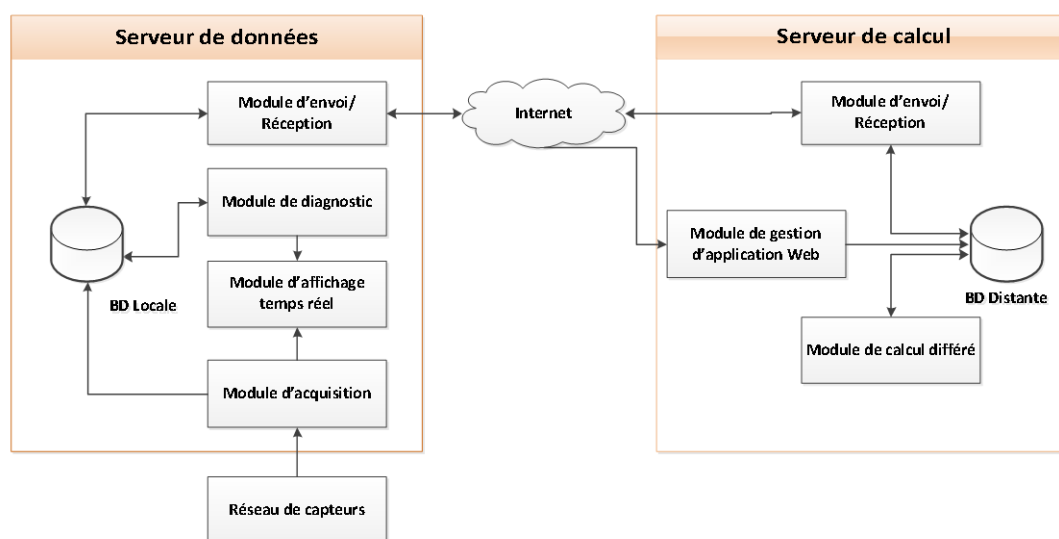


Figure 93. Architecture logicielle de la plateforme HOMECARE [3].

3.3. Présentation des interfaces utilisateurs

3.3.1. Interface temps réel

La Figure 94 présente l'interface de l'application temps réel avec la position des deux patients dans l'établissement et la liste des derniers messages d'alertes.



Figure 94. Interface utilisateur de l'application temps réel

3.3.2. Interface Web

Les données de suivi longitudinal peuvent être visualisées sous forme de courbes via un accès Internet sécurisé par mot de passe (Figure 95). Cette application Web a été construite en collaboration avec le personnel médical.



Figure 95. Interface utilisateur de l'application Web

3.4. Déploiement du système sur site

3.4.1. Mise en place du dispositif TAG sur les patients

Des solutions techniques à base d'éléments portatifs de type bracelet et collier rappelant au patient son handicap sont en général rejetées par celui-ci. La solution proposée par le personnel médical est d'utiliser un pansement hydro-colloïde (antiallergique) pour positionner le TAG dans le dos du patient (Figure 96).

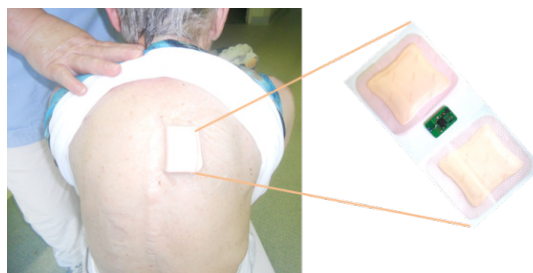


Figure 96. TAG conditionné entre deux pansements et positionné dans le dos d'un patient

3.4.2. Déploiement des capteurs dans l'environnement, localisation et alerte fugue

La plateforme est déployée dans les chambres des patients, le couloir, la salle de vie, la terrasse et le jardin. L'ordinateur de collecte se situe dans une salle réservée au personnel médical. Les pièces surveillées sont équipées des capteurs de mouvements distribués dans l'espace au niveau du plafond de manière à couvrir la totalité de la surface de la pièce sans zone de recouvrement. Une Balise est associée à chaque pièce surveillée. Nous avons utilisé les zones de passage autorisées de l'établissement pour positionner les Balises et capteurs PIR de manière à quadriller l'unité de soins et détecter tous les déplacements possibles. La Figure 97 montre les zones de couverture des capteurs dans l'unité de soins. La zone de couverture de chaque capteur a été enregistrée sur le plan virtuel de l'unité de soins, puis stockée dans un système de coordonnées.



Figure 97. Zones de couverture des capteurs sur le plan virtuel de l'unité de soins

Comme présenté dans le chapitre 2, la méthode de localisation « Cell ID » utilise les valeurs de RSSI. Les premiers tests effectués sur site réel montrent des erreurs de localisation, notamment dans les zones de recouvrement radio des Balises. Pour limiter les erreurs, la couverture de chaque Balise a été réduite de manière logicielle (application temps réel) pour éviter les zones de recouvrement. Les valeurs de RSSI retenues sont celles qui sont suffisamment grandes pour localiser avec fiabilité le TAG dans la zone de couverture de la Balise.

A l'inverse, pour l'alerte fugue, la couverture radio des Balises n'est pas réduite afin de maximiser la couverture radio globale de l'établissement. Cela permet d'éviter des zones « d'ombre » qui pourraient déclencher une fausse alerte. Une alerte fugue est déclenchée lorsqu'aucun identifiant en provenance d'un système TAG n'est reçu par la plateforme au bout d'une minute.

Au niveau de l'affichage, la position est mise à jour lorsque la personne instrumentée passe à proximité d'une Balise. La couverture radio des Balises positionnées à l'intérieur et à l'extérieur sont respectivement d'environ 10 m² et 30 m². Lorsque la personne est localisée dans une zone de couverture d'une Balise, deux cas sont possibles :

- **La personne est dans une zone commune** : dans ce cas, le système localise la personne au milieu de la zone de couverture de la pièce occupée.
- **La personne est dans sa chambre** : dans ce cas, le système utilise les détections des capteurs PIR pour localiser précisément la personne à l'intérieur de sa chambre lorsqu'elle est seule.

Le système utilise les zones de localisation pour comptabiliser les déplacements de la personne à l'intérieur de l'établissement et à l'intérieur des chambres (suivi actimétrique).

3.5. Mise en œuvre du suivi actimétrique

L'objectif de la mesure des paramètres d'activités est de donner au médecin des indicateurs sur l'évolution de l'activité physique de la personne afin d'adapter leur prise en charge (médicament, nourriture, heure de repos, etc.). Trois paramètres d'activité sont mesurés par la plateforme : la vitesse de marche, la distance parcourue et l'activité nocturne. Ces paramètres sont fournis sous forme de courbes afin que le personnel puisse apprécier l'évolution de l'activité. De plus, le système doit être capable de détecter des variations importantes sur une journée par rapport à la moyenne d'activité de la personne (détection lors d'un écart de 20 % par rapport à la normale). Quatre messages d'avertissement sont associés au suivi actimétrique : activité en hausse ou en baisse, activité nocturne en hausse ou en baisse. Enfin, lors d'une forte variation (+50 %) d'une activité nocturne, par rapport à une activité normale à une période de la nuit considérée, le système déclenche une alerte « agitation nocturne ».

Le plus important au niveau du suivi actimétrique est de fournir un historique lisible des courbes pour que le personnel médical puisse interpréter l'évolution de l'activité de la personne au cours du temps. Les messages d'avertissement sont proposés à titre indicatif pour que le personnel puisse réagir au plus tôt en cas d'écart à la normale important.

3.5.1. Mise en œuvre de la vitesse de marche

La vitesse de marche est mesurée dans les chambres des patients dans une zone de passage définie par 3 capteurs adjacents en ligne droite (chambre 1 : capteurs 1, 2 et 7 ; chambre 2 : capteurs 9, 10 et 15). La vitesse de marche est calculée en prenant en compte le temps de passage de la zone 1 à la zone 3 comme illustrée par la Figure 98.

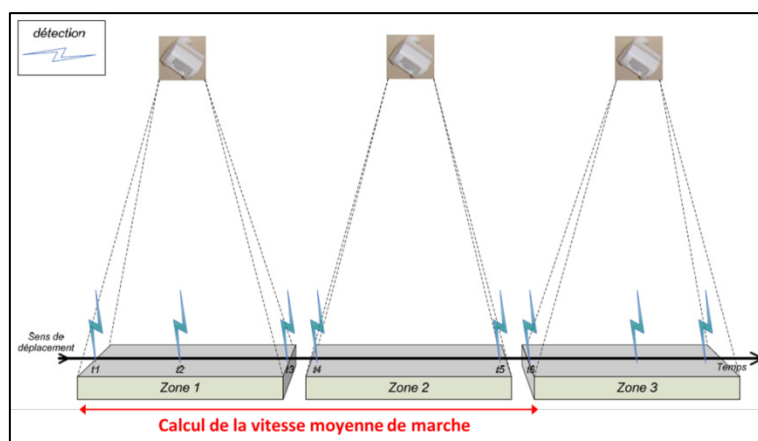


Figure 98. Principe d'une mesure ponctuelle de vitesse de marche

En filtrant les erreurs par des temps de passage maximum et minimum et en effectuant une moyenne journalière, on obtient un indicateur de vitesse fiable dont l'évolution peut être analysée, comme le montre la Figure 99. Le détail par heure et par période de la journée est également accessible sur l'application Web.

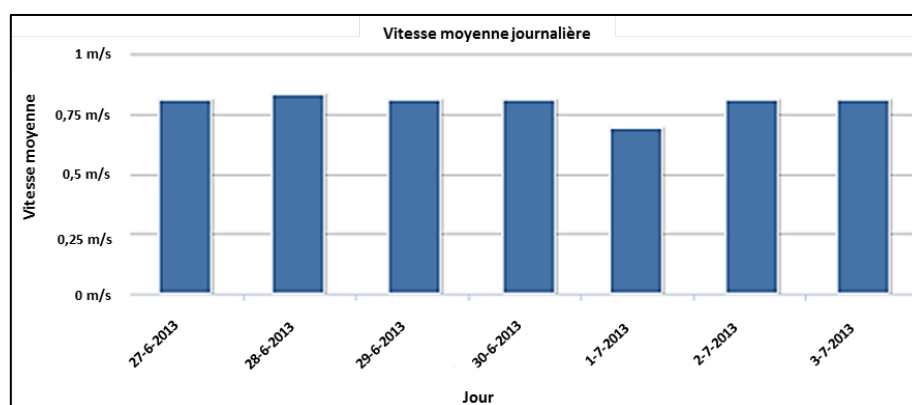


Figure 99. Vitesse moyenne journalière

3.5.2. Mise en œuvre de la distance parcourue

La distance parcourue journalière est calculée en prenant en compte tous les déplacements effectués entre les zones de localisation à l'intérieur des chambres et dans les zones communes. Avant d'effectuer le calcul, un filtrage est appliqué sur l'ensemble des déplacements effectués afin d'éliminer les erreurs de localisation. Ce filtrage consiste à éliminer tous les déplacements impossibles par rapport aux zones de passage autorisées dans l'unité de soins. Ainsi, une liste de tous les déplacements possibles a été établie suite au déploiement des Balises (Figure 100).

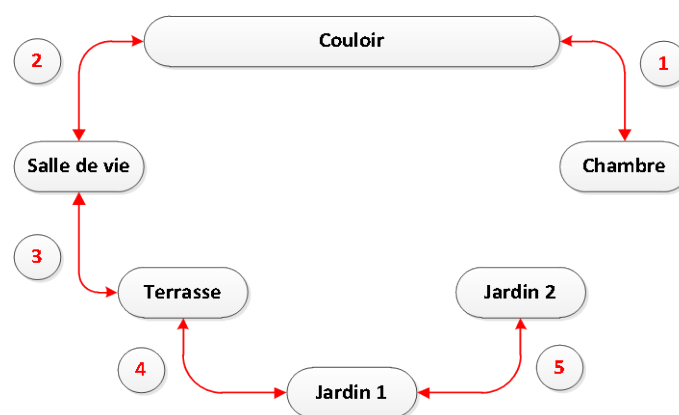


Figure 100. Classification des déplacements possibles à l'intérieur de l'unité de soins [3]

La distance qui sépare le centre de chaque zone de détection équipée d'une Balise (Figure 97) est utilisée pour calculer la distance parcourue. Par exemple, lorsque la personne se déplace entre la chambre et la pièce de vie, le système considère que la personne a parcouru la distance qui sépare le centre de la chambre et le centre de la salle de vie, en passant par le couloir (seule possibilité autorisée par la configuration de l'unité de soins). Le même principe est utilisé entre les zones de détection des capteurs PIR à l'intérieur des chambres. Ainsi, le système peut comptabiliser tous les déplacements valides effectués par les patients pendant 24 h (distance parcourue journalière, Figure 101). Le détail par heure et par période de la journée est également accessible sur l'application Web. Des essais effectués sur site en effectuant des déplacements reliant l'une des chambres au jardin (zone 2) montre une précision de 89 % sur la distance totale parcourue.

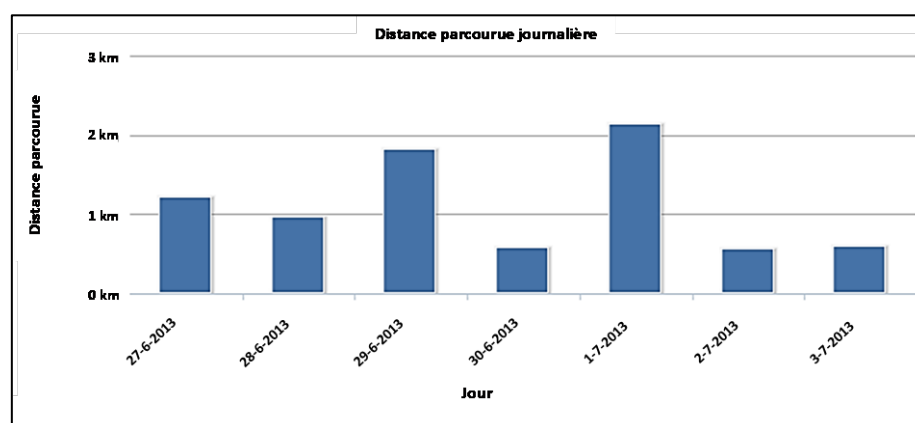


Figure 101. Distance parcourue journalière

3.5.3. Mise en œuvre de l'activité nocturne

L'activité nocturne est calculée en pourcentage du nombre maximum de détections comptabilisées par tranche horaire de 1 minute (équation 23). L'affichage est réalisé par tranche horaire d'une minute, et l'apprentissage permettant de détecter une alerte agitation nocturne est réalisé par tranche horaire de 10 minutes. Le capteur PIR placé au-dessus du lit comptabilise les détections uniquement lorsque le patient est présent dans son lit (capteur de pression). Le capteur de mouvement est paramétré avec la sensibilité maximum et un temps de re-déclenchement minimum (0,5 s) afin de détecter un maximum de mouvements et augmenter ainsi la précision de la mesure.

$$A(t) = (\sum_{i=t-D}^t Det(i)) * \frac{100}{N} \quad \text{Équation 23}$$

$$\text{avec } N = D * \Delta_c$$

Où :

- $A(t)$: Agitation à l'instant t en %,
- D : Durée de l'intervalle temporel considéré en seconde (60),
- $Det(i)$: Nombre de détections du capteur à l'instant i ,
- N : Nombre maximum de détections possibles en 1 minute (120),
- Δ_c : Nombre de détections possibles en 1 seconde pour un détecteur (2).

Les paramètres actimétriques alimentent le modèle de référence lors de la phase d'apprentissage [3].

3.6. Modélisation des habitudes de vie pour détecter l'agitation nocturne et la déviation du comportement

Le principe général de la construction du modèle basé sur l'apprentissage des habitudes de vie est identique au système PROSAFE (chapitre 2). Le système propose une classification de l'intensité des activités en fonction du lieu et de la période de la journée qui cadre les habitudes (modèle de référence). A partir du modèle de référence, des activités inhabituelles peuvent être détectées, soit dans le cas d'un incident, soit dans le cas d'une déviation du comportement.

Néanmoins, quelques ajustements ont été proposés [3]. Le découpage de la classification temporelle a été simplifié en 4 périodes sur une journée (matin, après-midi, soir et nuit) suite à une demande du personnel médical afin de simplifier la lecture des courbes d'activités. Au niveau de la détection des incidents, le modèle ne définit plus de seuil d'immobilité prolongée (présomption de chute) car la chute est désormais détectée avec le système TAG porté. Enfin, la nouveauté majeure est la proposition d'un indice de déviation comportementale qui fait intervenir une nouvelle procédure d'apprentissage [3].

Au final, deux procédures d'apprentissage construisent le modèle de référence :

- 1) **Apprentissage de l'activité normale** : Les paramètres d'apprentissage sont la distance parcourue moyenne journalière, la vitesse de marche moyenne journalière et l'activité nocturne moyenne par tranche horaire de 10 minutes. La procédure de calcul est simple, dans ce cas, une moyenne glissante est appliquée sur les événements constatés des 30 nuits précédant la semaine courante. La mise à jour du modèle est effectuée chaque fin de semaine avec les 30 derniers jours enregistrés. L'apprentissage supervisé concerne seulement l'alerte agitation nocturne dont le seuil est abaissé si l'alarme constatée est fausse (-0,5 % sur la tranche horaire concernée).
- 2) **Procédure d'apprentissage pour la mise en place de l'indice de déviation comportementale** : Cette procédure d'apprentissage est détaillée dans [3]. La première étape concerne la classification des déplacements possibles dans l'établissement telle

que décrite sur la Figure 100. À partir de cette classification, le système peut définir les déplacements habituels en fonction des périodes de la journée (matin, après-midi, soir et nuit). Ainsi, l'indice de déviation comportementale peut être calculé avec l'équation 24 pour chaque période de la journée. Un message d'avertissement est envoyé sur l'application Web en cas d'écart important par rapport à la normale (+/- 20 %).

$$R = \frac{\text{Nombre de déplacements inhabituels}}{\text{Nombre de déplacements totaux}} * 100 \quad \text{Équation 24}$$

En résumé, ces deux procédures d'apprentissage permettent de définir le modèle de référence qui est ensuite utilisé pour détecter des écarts à la normale, afin d'alerter le personnel en cas d'agitation nocturne, ou de le prévenir d'une évolution importante de l'activité ou de la déambulation.

3.7. Performances des fonctionnalités de la plateforme HOMECARE

3.7.1. Performance de la détection de chute

Dans la première évaluation présentée dans [3], les deux types d'alertes chute (Figure 27) étaient comptabilisés par l'application temps réel et envoyés au personnel médical : alerte chute et chute grave (avec immobilité de 10 s). Le nombre de fausses alertes était important car la détection de chute sans immobilité est source d'erreur lors d'un mouvement brusque avec le dos incliné à l'horizontal, par exemple lorsque le patient s'allonge de manière brusque. Ainsi, dans les résultats présentés ci-après, l'application temps réel comptabilise uniquement les chutes avec immobilité, ce qui permet d'améliorer les performances [128] par rapport à la première évaluation [3]. L'évaluation a été réalisée avec les deux patients suivis pendant 3 mois. Le nombre d'activités susceptibles de déclencher une fausse alerte chute (FP) au cours de la période de trois mois est important, mais ne peut être quantifié avec précision. Selon le personnel médical, le nombre d'activités qui pourrait déclencher une alerte est estimé à 20 par jour (s'asseoir, se lever, se coucher, marcher, ramasser un objet, etc.). Ainsi, la spécificité a été calculée sur la base de 20 activités par jour pendant 90 jours, soit un total de 1800 activités pour chaque patient (FP + VN). Le Tableau 16 présente les résultats de la détection de chute sur une période de suivi de trois mois.

	VP (vrai positif)	FN (faux négatif)	VN (vrai négatif)	FP (faux positif)
Patient 1	7	1	1771	29
Patient 2	0	0	1783	17
Total	7	1	3554	46

Tableau 16. Performances du détecteur de chute en situation réelle

La sensibilité est de 87,5 % et la spécificité est de 98,72 %. Le nombre cumulé de fausses alertes (FP) pour les deux sujets est de 46 sur les 180 jours de suivi, soit une fausse alerte déclarée tous les quatre jours pour chaque sujet en moyenne. Une étude similaire a été menée par Bloch et al. [188] à l'aide du système Vigi'Fall®. Cette étude a eu lieu dans un service gériatrique de 10 personnes âgées qui présentaient toutes un risque de chute. La sensibilité et la spécificité du dispositif Vigi'Fall® sont respectivement de 62,5 % et 99,5 %. Ces résultats peuvent être comparés aux nôtres dans la mesure où un nombre équivalent d'événements a eu lieu. Notre détecteur de chute donne de meilleurs

résultats au niveau du nombre de chutes détectées : 7/8 contre 5/8 pour le système Vigi'Fall®. Par contre, notre système génère plus de fausses alertes : une tous les quatre jours contre une tous les six jours pour le système Vigi'Fall®. Ces résultats préliminaires sont encourageants mais doivent être validés avec plus de sujets sur une plus longue période de suivi.

3.7.2. Performance de la détection de fugue

L'évaluation de cette alerte s'est déroulée sur une période de 6 mois, durant laquelle le système n'a pas reçu de vraies détections de fugue. Un total de 64 fausses alertes a été comptabilisé sur les 6 mois de suivi des deux patientes, avec en moyenne une fausse alerte tous les 6 jours pour chaque patiente. Les fausses alertes sont dues principalement au changement de pile qui dure généralement plus d'une minute. Une procédure permettant de dire au système que la pile est en cours de changement permettrait d'abaisser significativement le nombre de fausses alertes.

3.7.3. Performance de l'agitation nocturne

La Figure 102 présente un exemple, pour l'un des patients suivis, d'une courbe d'activité nocturne habituelle (en bleu) et d'une courbe d'activité d'une nuit inhabituelle (en rouge). On remarque que durant une nuit normale, le patient se couche vers 21:00 et qu'il entre dans une phase de sommeil profond caractérisée par une période de faible activité vers 23:30. On observe également que le patient se réveille généralement au milieu de la nuit vers 5 h pour aller aux toilettes (ce qui est confirmé par le suivi des déplacements).

Pendant la nuit du 07/05/2013, le patient s'est fortement agité entre 23 h40 et 00 h00 puis à 1 h30, ce qui a déclenché trois alertes agitations nocturnes toutes confirmées par le personnel médical. On peut également identifier, sur la courbe de la nuit agitée, plusieurs périodes d'inactivité nocturne (patient hors du lit), qui correspondent à plusieurs périodes de déambulation qui ont été confirmées par la détection de levers/couchers (capteur de pression au lit), par des déplacements comptabilisés dans la nuit et plusieurs messages d'avertissement de déambulation.

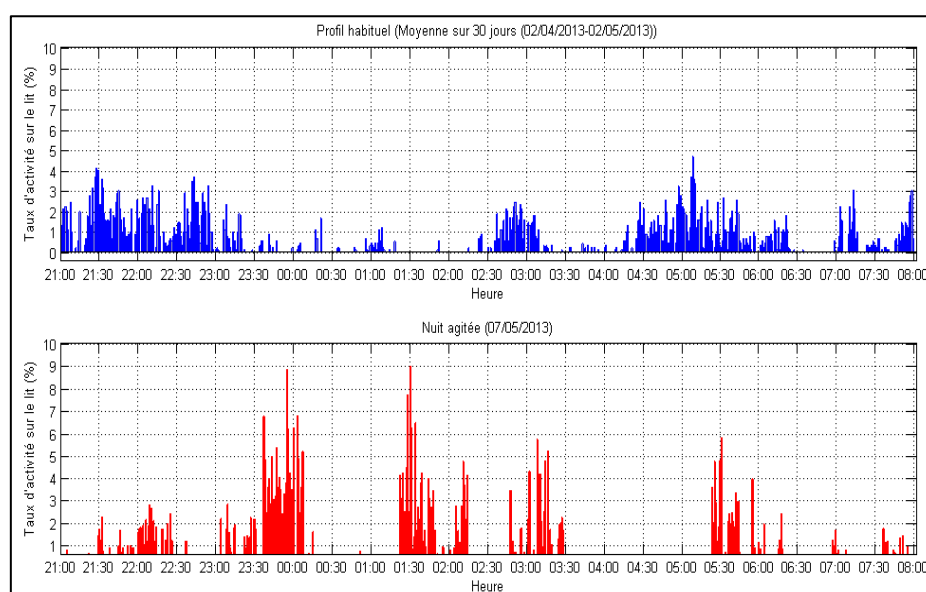


Figure 102. Profil d'activité nocturne d'un patient pendant une nuit habituelle et une nuit inhabituelle

Ce critère a été observé pour une seule patiente sur une période de 10 mois. Durant cette période, le système a détecté 140 alertes agitation nocturne dont 126 sont positives, soit une sensibilité de 91 %.

3.7.4. Performance et intérêt de l'indice de suivi de la déviation comportementale

Au total, 9 messages d'avertissement de déambulation ont été validés et 14 ont été invalidés par le personnel médical [3]. Les observations validées ont pu être corrélées avec les échelles d'évaluation médicale standard : l'échelle NPI-ES « Inventaire neuropsychiatrique » et l'inventaire d'agitation de Cohen Mansfield « Cohen Mansfield Agitation Inventory ».

L'étude de la déambulation associée au suivi de l'activité nocturne s'est avérée très pertinente pour affiner le diagnostic d'un patient suite à plusieurs déambulations nocturnes et diurnes, et ainsi mieux comprendre ses troubles du sommeil et ses phases de somnolence en matinée.

Enfin, l'association de la distance parcourue journalière à la déviation comportementale pour l'un des patients suivis a permis à l'équipe soignante de mieux appréhender l'importance de sa dépense énergétique et d'adapter son alimentation.

3.8. Evaluation de la plateforme HOMECARE par l'équipe médicale

Un questionnaire, mis à jour en septembre 2013 (annexe 10), a été fourni à 15 personnes de l'équipe médicale afin d'évaluer la fiabilité, les usages et les intérêts de la plateforme HOMECARE. Les familles et les patients n'ont pas été ciblés par le questionnaire mais ils sont tous satisfaits de l'expérimentation. Le bilan des réponses à ce questionnaire est exposé ci-après.

3.8.1. Acceptabilité du patch

Le patch a été porté pendant 3 mois en continu pour l'un des patients et pendant 6 mois en continu pour l'autre patient. Durant cette période, deux tentatives de retrait du patch ont été constatées pour le même patient. Grâce au pansement antiallergique utilisé, aucune gêne liée au port du patch n'a été évoquée par les patients. Le pansement est changé une fois par semaine en moyenne, les infirmières vérifient qu'il est en place 2 à 3 fois par jour (matin, soir, et au moment de la toilette). De manière générale, l'équipe soignante pense que le risque pour que ce dispositif perturbe l'intimité du patient est modéré. En effet, 13 personnes parmi les 15 participants à l'expérimentation souhaiteraient bénéficier de ce dispositif, quand il sera au point, pour une personne de leur famille. Toutefois, le TAG doit être davantage miniaturisé, afin qu'il soit plus transparent pour l'utilisateur. Dans cet esprit, la réflexion est aussi orientée vers un patch intégré dans le vêtement.

Cette première évaluation montre que le port d'un patch à l'aide d'un pansement hydro-colloïde minimise la gêne ressentie et rend cette expérience possible. Cette évaluation montre également que le port d'un patch est accepté par le patient, la famille, et le personnel médical car il augmente la sécurité dans l'établissement sans perturber les pratiques de soins courantes.

3.8.2. Suivi temps réel

Le personnel médical indique que les fonctionnalités de localisation et de détection de chute, de fugue, d'activité nocturne et de déviation comportementale sont utiles et pertinentes, à la fois pour rendre l'unité de soins plus sécurisée pour les patients et pour l'aide apportée à la prise de décision thérapeutique. D'autre part, l'équipe soignante estime que la fiabilité des détections de dangers reste à améliorer dans le but de répondre aux exigences d'une meilleure surveillance médicale.

3.8.3. Suivi longitudinal

Le suivi actimétrique des patients à l'aide des courbes d'activité et des messages d'avertissement proposés a été globalement apprécié. L'interface Web a été jugée simple d'utilisation. Les activités nocturnes et diurnes couplées à la déviation comportementale ont permis aux médecins de détecter des épisodes de déambulation. Concrètement, l'équipe soignante avait connaissance des épisodes de déambulation d'un patient pendant la nuit, mais grâce à la mesure de la distance parcourue et au message d'avertissement, ils ont pu confirmer ces épisodes ainsi que le nombre parfois « très important » de kilomètres parcourus de jour comme de nuit.

3.8.4. Intérêt global de Homecare

Le personnel médical trouve globalement que la plateforme HOMECARE est utile (2 « très utile », 11 « utile », 2 « moyennement utile », et 0 « inutile »). Selon le personnel médical, la plateforme HOMECARE permet de localiser la personne dans l'établissement, de réaliser un suivi des activités et d'être prévenu en cas de danger, ce qui permet une surveillance accrue des résidents par des interventions plus rapides, une meilleure compréhension de l'évolution de la maladie, et apporte une aide dans la prise en charge thérapeutique.

Selon les utilisateurs, l'apport de la plateforme au niveau du suivi clinique a été supérieur à son aspect sécuritaire. En effet, ils estiment que 3 à 15 fausses alertes par semaine est acceptable sur l'ensemble de l'unité, soit 1 fausse alerte par semaine et par personne.

En résumé, cette expérimentation montre que le système HOMECARE est globalement accepté et apprécié par l'ensemble des personnes concernées, et qu'il a un intérêt tant au niveau du suivi que de la surveillance des patients. En parallèle, HOMECARE montre la faisabilité technique et la viabilité de ce type de système en institution. Il convient cependant de poursuivre le travail d'amélioration et de validation. Il faut envisager de lancer une double validation :

- Du côté clinique, en évaluant le bénéfice médical rendu comparativement aux pratiques en cours tout en améliorant la sensibilité et la spécificité du système. Compte tenu de la variabilité des situations et des usages, c'est probablement quelques centaines de cas qu'il faudrait considérer, sur de longues périodes de suivi (plus d'une année).
- Du côté des usagers et de leurs familles, pour s'assurer de l'acceptabilité du système à plus grande échelle.

3.9. Modèle économique de HOMECARE

Le modèle économique, présenté dans cette partie, est un résumé d'une étude de marché réalisée par l'entreprise ATOS ORIGIN partenaire du projet. Ce rapport conclut que la solution HOMECARE mise en œuvre est encore au stade du prototype, des améliorations doivent être apportées au niveau : de la fiabilité de la détection des incidents, de l'architecture de communication qui pourrait être simplifiée, et de l'architecture logicielle pour sécuriser les données selon les normes en vigueur. Néanmoins, cette solution démontre la faisabilité technique d'un système de surveillance, associant systèmes portés et ambiants sans-fil, qui pourrait être vendu sous la forme d'un kit à installer en quelques heures. L'estimation du coût unitaire de production d'un kit, avec les technologies standard de communication et de détection utilisées, est d'environ 1000 euros par patient pour une version professionnelle destinée à une petite structure identique à l'unité de soins Alzheimer de l'hôpital de Caussade (15 patients). Enfin, le système de collecte locale peut bénéficier des moyens de communication moderne pour la diffusion des informations vers l'extérieur pour le coût d'un abonnement classique d'un réseau professionnel.

On constate donc que techniquement les objectifs sont accessibles : ils portent sur des exemples simples (Hôpital de Caussade) bien validés. On peut aussi estimer que les coûts peuvent être très raisonnables pour autant que l'on atteigne des niveaux de diffusions suffisants (quelques dizaines de milliers de personnes à surveiller). Le déploiement de ce type de solution doit toutefois être encore approfondi en fonction de l'ambition que l'on se fixe :

- Il peut être un système d'alerte simple, que l'on installe chez l'habitant qui le souhaite pour sécuriser au sens de donner une alerte, auprès des proches ou d'un poste central de télésurveillance, en cas de situation de danger. La diffusion du système HOMECARE, dans ce cas, peut être vue comme une extension des systèmes de sécurisation des biens, systèmes largement diffusés ces dernières années sous forme de kits à installation rapide.
- Il peut être un système d'accompagnement des soins à intégrer dans la pratique médicale. Dans ce cas, il peut consigner des données utiles pour les personnels soignants dans leur diagnostic en proposant un suivi longitudinal avec pour objectif d'apporter une aide à la prévention.
- Il peut être à terme le résultat d'une prescription médicale permettant la surveillance de certaines maladies chroniques à domicile.

Il est à ce stade de l'étude trop tôt pour arbitrer de telles orientations. Il faut avant tout s'assurer que l'option est bien adaptée aux utilisateurs. Cette étape ne peut être franchie que par des tests significatifs en situation d'usages réels. L'étude présente la possibilité immédiate de deux marchés intéressants à explorer en priorité :

- **Le marché des EHPAD :** L'argumentaire est centré sur la qualité/sécurité de l'accompagnement proposé aux patients et aux familles. C'est aussi l'information que peut fournir le système de surveillance aux accompagnants, sur l'évolution comportementale de la personne. C'est pour le personnel un appui rassurant et utile qui lui permet d'évaluer

rapidement les habitudes de nouveaux arrivants, de juger de l'urgence d'une situation et d'assurer le suivi de manière concertée entre tous les acteurs.

- **Le marché des personnes dépendantes à domicile** : l'argumentaire, ici, est la sécurisation du domicile pour la personne et pour ses proches. Il s'agit de proposer un système de maintien à domicile qui rend l'espace de vie plus sécuritaire en le reliant à un centre de télésurveillance pour prévenir les proches ou un service de secours en cas de danger.

4. Conclusion

Ce chapitre a été consacré à une première évaluation, en situation d'usage, de nos développements techniques destinés aux personnes fragiles et dépendantes.

Suivi de personnes fragiles à l'aide d'une semelle instrumentée : Il s'agit là d'un outil de suivi à caractère préventif, basé sur le concept de fragilité tel que défini par L. Fried [31]. Nous avons constaté dans un premier temps que plusieurs propositions commerciales d'instrumentations portables apparaissent avec une visée d'automesure à caractère ludique ou pseudo-sportif. Bien que nous soyons engagés dans un cadre strictement médical, il était intéressant de comparer nos réalisations avec ces instruments. Il faut souligner que nous avons choisi l'option originale, pour instrumenter le patient, d'une semelle supposée plus facile à « oublier » dans un souci d'acceptabilité, et également parce que, sur le long terme, ce choix offre des possibilités de mesures physiologiques nouvelles permettant d'évaluer entre autres les capacités d'équilibre du patient. Nous constatons également dans ce chapitre que les performances de la semelle sont adaptées aux besoins relatifs à la fragilité et qu'elles sont meilleures que les modules « grand public » testés. Notre dispositif est complété par une mesure d'étalonnage, que nous pouvons installer à domicile ou dans un cabinet médical, afin de construire et d'exploiter des bases de données patients. Il est également complété par une interface utilisateur qu'il conviendra de développer en fonction des protocoles médicaux qui seront retenus dans le cadre du projet RESPECT. Les premiers retours utilisateurs valident l'étape de faisabilité technique et permettent de lancer des études cliniques de plus grandes envergures (RESPECT). Avant la mise sur le marché de la semelle instrumentée, ils restent deux challenges à surmonter :

- **L'intégration de l'électronique dans la semelle** : deux options complémentaires sont envisagées, l'une utilisant une technologie de semelles « grand public », l'autre utilisant des semelles sur mesure dans le cas de patients souffrant de troubles posturaux.
- **Une validation par l'usage sur une population d'une cinquantaine de patients fragiles** : cette validation est à la fois technique (formation des utilisateurs, installation, mesures à domicile, suivi, maintenance, etc.) mais aussi clinico-technique en définissant les protocoles médicaux, les interfaces utilisateurs et l'exploitation statistique des données recueillies.

Le programme RESPECT qui démarre devrait apporter des premières réponses à ces questions mais il est nécessaire d'envisager des essais encore plus ambitieux s'appuyant sur des cohortes importantes visant plusieurs centaines de patients pour illustrer et valider définitivement la pertinence des mesures sur le plan clinique.

Surveillance de personnes dépendantes à l'aide de la plateforme HOMECARE : Suite aux premières expérimentations réalisées par le LAAS-CNRS, il apparaissait indispensable d'instrumenter les personnes pour augmenter la fiabilité du système de surveillance et permettre de réaliser un suivi ambulatoire et continu personnalisé des personnes dépendantes en institution ou à domicile via une fonction d'identification et de localisation embarquée. Le concept de patch porté tel que nous l'avons conçu et développé répond parfaitement à ces objectifs. Nous avons de plus, associé une fonction « chute » qui doit être améliorée mais qui s'impose dans la pratique. HOMECARE est à notre avis, une première proposition complète de système de surveillance en institution et qui semble adaptée au domicile à condition de simplifier et d'adapter le système. Sa valorisation industrielle se heurte à la définition d'un modèle économique : Faut-il laisser ces systèmes à la charge des patients et de leur famille ? Faut-il imaginer avec le soutien des mutuelles et de la solidarité nationale, une structure d'intérêt général ? Un point important de notre expérimentation est le choix que nous avons fait d'un patch porté dans le dos des patients : en effet, dans le cas des patients atteints de la maladie d'Alzheimer, on observe qu'ils oublient l'instrument et qu'il est ainsi possible d'automatiser la surveillance sans risque de les perturber. Avec ces expérimentations menées sur quelques patients, nous sommes au tout début du travail de validation qui nécessite, avec l'appui de tous les acteurs concernés, des expérimentations de plus grandes envergures pour valider l'intérêt de généraliser ce type de système aux institutions d'accueil de personnes dépendantes.

Dans l'expérimentation HOMECARE, nous avons abordé la mise en œuvre technique, la surveillance, la protection des données et l'interface vers les personnels hospitaliers. Il reste encore plusieurs questions en suspens :

- Au niveau de la fiabilisation de nos propositions qui ne peut venir que d'une multiplication des exemples. Dans ces évaluations, l'organisation du système de Santé va jouer un rôle important, notamment dans le cas d'une surveillance à domicile : Qui prescrit ? Qui suit ? Qui exploite les données ? Qui est responsable ? etc.
- Au niveau de la conception adaptée d'une offre industrielle : Sous quelle forme doit être vendu le système ? Quelle filière de diffusion ? etc.

CONCLUSION GÉNÉRALE

Avec l'allongement de la durée de vie et la dispersion familiale, la prise en charge des personnes âgées est une problématique de plus en plus présente dans nos sociétés modernes. Cette prise en charge se confronte au manque de moyens humains et financiers et nécessite désormais le support de solutions technologiques. Dans ce travail de thèse, nous avons étudié deux cas où la technologie pourrait apporter une amélioration au niveau de la prise en charge des patients : le suivi et la surveillance de patients dépendants en institution, et le suivi ambulatoire de patients fragiles. Dans ces deux cas, le besoin exprimé par les gérontologues, au niveau de la prise en charge, est avant tout de disposer d'outils permettant de suivre l'actimétrie de manière longitudinale afin de pouvoir faire de la prévention, d'apprécier l'évolution de l'état de santé, d'adapter la prise en charge, et de réagir au plus tôt lorsqu'un problème est constaté.

Pour répondre à ce besoin de suivi actimétrique, nous avons travaillé, en amont, sur les spécifications médico-techniques à l'aide de spécialistes dans les domaines de la gérontologie, de la recherche et de l'industrie, afin de proposer des solutions adaptées au suivi quotidien des patients.

Nous avons fait la proposition de concevoir des systèmes pouvant être portés de manière discrète sur de longues périodes afin d'assurer le suivi ambulatoire des activités de patients fragiles ou dépendants. Les points qui ont été traités au niveau de la conception des différentes versions de systèmes embarqués sont la réduction de l'encombrement et de la consommation énergétique, la mise en place d'une communication sans-fil, et la mise en œuvre d'algorithmes embarqués ou déportés. Nous avons finalement pu tester les prototypes en conditions réelles d'usage afin de vérifier que les fonctionnalités proposées et les performances obtenues étaient bien adaptées aux besoins exprimés.

Le premier cas étudié, concerne le suivi et la surveillance de personnes dépendantes en institution. Dans ce contexte, la technologie peut apporter une aide à la prise en charge au niveau du suivi de l'actimétrie et au niveau de la détection de danger. La solution technique proposée pour compléter le système PROSAFE antérieurement développé au LAAS et dont les principes sont rappelés dans ce manuscrit, est un système porté sous la forme d'un patch électronique intégrant de nouvelles fonctionnalités de suivi et de détection. La solution finale proposée est donc un système combiné associant des capteurs portés et ambiants améliorant ainsi la fiabilité de la détection de danger et du suivi actimétrique continu. Notre ambition était de montrer, par la mise en place d'une nouvelle expérimentation (HOMECARE), que ce type de système apporte une aide utile au personnel médical, pour suivre et surveiller les patients dépendants en institution, sans changer ou perturber les pratiques de soins quotidiennes.

Le deuxième cas étudié, concerne le suivi ambulatoire de patients fragiles sur la base d'une proposition technique originale. Nous rappelons que la fragilité est un état de pré-dépendance, à haut risque de perte d'autonomie, mais qui peut évoluer de manière positive lorsque la prise en charge est réalisée de manière précoce. Ainsi, la prise en charge médicale consiste généralement à

prescrire un programme de remise en forme par le biais d'une alimentation plus équilibrée et d'exercices physiques telle que la marche. Le souhait des gérontologues est alors de disposer d'outils permettant de suivre les critères de fragilité centrés sur l'activité de la personne, mais également de pouvoir suivre l'adhésion aux recommandations afin d'adapter la prise en charge si nécessaire. Les nouvelles technologies peuvent ainsi apporter des solutions pour faire le lien entre le médecin et le patient fragile qui vit généralement à domicile. Dans ce contexte, notre objectif était de proposer un système de suivi ambulatoire et continu de l'activité de la personne. Ce système devait être le plus discret possible afin de ne pas gêner la personne dans son quotidien. L'outil finalement proposé et réalisé est une semelle instrumentée, qui nous paraît être une solution acceptable dans la mesure où le système peut ainsi être « oublié » par l'utilisateur. Ainsi, nous pensons que ce système pourrait accompagner les personnes fragiles dans leur propre prise en charge, par le biais d'un suivi des recommandations fixées par les médecins.

Les résultats de nos travaux ont été présentés en quatre chapitres :

Dans le premier chapitre, nous avons présenté les besoins sanitaires et sociaux liés au vieillissement, les initiatives en cours des pouvoirs publics pour un vieillissement en bonne santé, les approches actuellement conduites dans le domaine de la gérontologie et des gérontechnologies, et les besoins des patients et gérontologues. Suite à cette revue d'ensemble, on constate que les gérontechnologies ont le potentiel de protéger contre l'isolement, de maintenir l'autonomie, de renforcer la sécurité et la prise en charge, et par conséquent d'améliorer les conditions de vie des personnes âgées. Dans le cadre de ce travail, nous cherchons à répondre à un besoin, exprimé par les gérontologues, d'amélioration de la prise en charge des patients âgés. La synthèse des besoins montre que les gérontologues ont besoin d'outils pour suivre l'activité de leurs patients de manière quotidienne et continue. Avec les progrès récents dans le domaine des microsystèmes et réseaux de capteurs, il est désormais possible d'instrumenter des patients avec des systèmes miniatures communicants sans fil pour un suivi ambulatoire adapté en accompagnant la personne de manière discrète. A partir de ce constat, et suite à un état de l'art technologique, nous avons défini les contraintes fonctionnelles et techniques de notre dispositif porté permettant un suivi ambulatoire sur une longue période : réduire l'encombrement et la consommation énergétique en utilisant des technologies MEMS et SiP et communiquer en sans-fil via le standard 802.15.4. Sur le plan du suivi et de la surveillance ambulatoire des personnes dépendantes, nous avons pu définir les priorités et axes d'améliorations vis-à-vis du système de surveillance existant : optimiser le suivi de l'activité journalière et nocturne dans un environnement complexe, augmenter la fiabilité de la détection de chute. Pour les personnes fragiles, nous avons également pu définir les paramètres à fournir pour mettre en place le suivi ambulatoire : la vitesse de marche moyenne, la distance parcourue et le nombre de pas effectués au cours d'une journée.

Le second chapitre concerne la conception du dispositif porté pour le suivi actimétrique et la mise en œuvre des fonctionnalités de la plateforme HOMECARE. Le système de suivi actimétrique développé est composé d'un émetteur porté permettant de mesurer l'activité en temps réel à l'aide d'un accéléromètre 3 axes et d'un émetteur sans fil permettant de transmettre les données vers un système central d'analyse. Ce système a été conçu de manière « générique », c'est-à-dire conçu de

manière à réduire la taille et la consommation, afin d'être porté facilement sur de longues périodes par des patients âgés. Il a été proposé sous la forme d'un patch apposé dans le dos, pour suivre des patients dépendants de manière ambulatoire. A partir de ce système, de nouvelles fonctionnalités ont pu être mises au point en laboratoire : identification, localisation et détection de chute embarquée. Au niveau de la détection de chute, un algorithme exploitant l'accéléromètre 3 axes a été mis en œuvre. Les résultats obtenus, suite à la caractérisation en laboratoire (sensibilité : 98,33 %, spécificité : 97,77 %), nous ont permis d'utiliser cette fonction embarquée pour améliorer la fiabilité de la plateforme HOMECARE. Pour la localisation et l'identification, deux méthodes ont été développées et testées : localisation « Cell ID » avec l'ensemble patch/Balise RF et localisation par Trilatération avec l'ensemble Télémètre/Balise US. La localisation « Cell ID » est adaptée au suivi ambulatoire en institution car le patch est peu encombrant. Le patch répond ainsi à l'objectif technique d'amélioration des fonctionnalités de suivi et de surveillance de la plateforme PROSAFE. Enfin, au niveau de la localisation par Trilatération, les résultats obtenus montrent une précision d'une dizaine de centimètres mais le Télémètre est encore trop encombrant pour être porté au quotidien. Il faut donc prévoir une miniaturisation du dispositif pour envisager un port permanent. Dans sa forme actuelle, il peut être porté au niveau de la ceinture et pourrait ainsi être utilisé à domicile par des personnes à mobilité réduite ou des personnes fragiles qui sont susceptibles d'accepter plus facilement ce genre de dispositifs à partir du moment où l'intérêt est démontré.

Dans le troisième chapitre, un outil de suivi ambulatoire destiné aux personnes fragiles a été proposé et réalisé. Cet outil est une semelle instrumentée qui permet de suivre la marche. Pour répondre aux spécifications du projet FOOT-TEST, trois prototypes ont été réalisés et ont permis de travailler sur les verrous technologiques : l'intégration de l'électronique, la mesure précise de la vitesse de marche, la mesure de la variation de poids et l'autonomie énergétique. Le premier verrou est lié à l'intégration de l'électronique dans une semelle. La solution proposée a été de placer l'électronique sous la voûte plantaire en réduisant l'épaisseur à 2 mm pour que la semelle puisse être placée dans n'importe quel type de chaussures. Suite à la conception des différentes versions de semelles, aucun problème d'inconfort ni de matériel n'a été constaté. Le second verrou concerne la mesure des paramètres de marche, en particulier la vitesse de marche moyenne avec une précision supérieure à 95% tout en conservant une autonomie de plus de 3 mois. Pour résoudre ce verrou, une méthode analytique de la mesure de la longueur de la foulée a été mise au point. Les premiers essais réalisés en ambulatoire montrent que la précision est supérieure à 95 % et répond aux exigences mais que l'autonomie est inférieure aux 3 mois escomptés. Une semelle V2 a donc été conçue pour augmenter l'autonomie du système en respectant l'encombrement prévu dans la semelle. Dans cette version, l'autonomie énergétique a pu être augmentée et un système de pesée a été ajouté. En effet, en utilisant le capteur de pression passif pour réveiller le système, en optimisant le logiciel embarqué et en utilisant une pile de plus grande capacité, l'autonomie de fonctionnement a été estimée à une durée comprise entre 7 et 13 mois en fonction de l'utilisation de la semelle. Ce prototype V2 nous a donc permis de valider une deuxième étape de faisabilité technique en proposant une autonomie de fonctionnement supérieure aux 3 mois escomptés. Le verrou concernant la mesure de la variation de poids, n'est pas encore totalement résolu. En effet, les premiers essais montrent que le système de pesée est capable de mesurer une augmentation de poids mais que la vitesse de marche influence la mesure. Nous préconisons de mettre en œuvre une phase d'apprentissage. Cette option est actuellement étudiée dans le cadre du projet RESPECT, par la mise en place d'une fonction de

reconnaissance d'activités qui, au-delà de fixer les bonnes conditions de mesure de poids, offre des perspectives de mesure d'activités plus nombreuses et précises, telle que la reconnaissance d'une montée ou descente d'escalier ou d'une activité de course. Le dernier verrou technologique concerne l'autonomie énergétique totale de la semelle que nous avons essayé de résoudre par la conception d'un récupérateur d'énergie. Un système hybride composé d'une pile et d'un récupérateur d'énergie a été intégré dans l'épaisseur d'une semelle et a montré qu'il pouvait alimenter la semelle lors des périodes d'activité. Ce système de récupération d'énergie n'a pas été retenu pour fabriquer la version industrielle, car il ne permet pas de rendre la semelle complètement autonome et le prix du générateur utilisé est élevé. Finalement, les prototypes FOOT-TEST ont permis de valider la faisabilité technique d'une semelle instrumentée permettant de mesurer les paramètres dynamiques de marche de manière automatique et continue sur une période de plus de 3 mois.

Le chapitre 4 est consacré à une première évaluation en situation d'usage de nos développements techniques en deux volets :

- 1) **Suivi de quelques utilisateurs à l'aide de la semelle instrumentée** : Suite au retour des utilisateurs, il semble que la semelle soit adaptée aux besoins relatifs à la fragilité. De plus, la comparaison de notre système avec des podomètres connectés du marché, montre que sur le plan des performances la semelle donne de meilleurs résultats que ces systèmes. Les premiers retours utilisateurs sont encourageants et permettent de lancer une validation clinico-technique dans le cadre du projet RESPECT. Cette validation doit également permettre de mieux définir les protocoles médicaux, les interfaces utilisateurs et l'exploitation statistique des données recueillies. Enfin, ils restent encore deux challenges à surmonter : le conditionnement de l'électronique dans la semelle qui doit être réalisé de manière professionnelle et une validation des usages sur une cohorte plus importante de patients.
- 2) **Evaluation en « living-lab » de la plateforme HOMECARE** : HOMECARE a été expérimenté dans l'unité de soins Alzheimer de l'hôpital local de Caussade avec l'appui de l'équipe médicale. Les résultats obtenus valident une première étape de faisabilité technique et de viabilité en institution. Le système a été globalement accepté et apprécié par les acteurs concernés, en particulier sur l'aspect du suivi longitudinal des activités et de la déviation du comportement. Des insuffisances sont apparues, notamment des défauts de fiabilité de la détection des cas d'urgence. Ainsi, une double validation par les usages est indispensable : validation par les patients et leurs familles et validation clinique pour établir l'intérêt médical et l'intérêt de l'intégration de ce type de solution dans notre système de santé. La dernière question abordée est celle du modèle économique. L'étude de marché réalisée montre que deux options de valorisation sont envisageables : une solution EHPAD et une solution domestique avec l'appui d'un centre de télésurveillance. La solution domestique suppose des adaptations et une simplification technique sous la forme d'un kit simple à installer.

Nous pouvons énumérer quelques perspectives liées à ces travaux et donner quelques recommandations sur plusieurs plans :

- **Conception des systèmes portés** : des améliorations sont à prévoir, principalement pour miniaturiser et augmenter l'autonomie de fonctionnement, en particulier au niveau du Télémètre et du patch. Les progrès récents au niveau des capteurs MEMS et des puces SoC ou SiP permettent déjà de réduire la taille et la consommation de nos systèmes en cours de conception dans le cadre du projet RESPECT. De plus, les progrès dans le domaine de la récupération d'énergie vont sans nul doute se poursuivre, ce qui permet d'envisager des systèmes complètement transparents et autonomes qui pourront ainsi être intégrés dans les vêtements ou portés à même la peau ou de manière sous-cutanée, dans n'importe quel environnement. Ces progrès technologiques permettent ainsi d'envisager un suivi ambulatoire précis et continu pour améliorer les conditions de vie des personnes âgées qui pourront être suivies et sécurisées à distance.
- **Critères de suivi et applications** : Dans ces travaux, nous nous sommes intéressés au suivi actimétrique via des mesures de vitesse et cadence de marche, de distance parcourue et nombre de pas, d'activité nocturne ou à la détection de dangers tels que la chute. Dans les travaux actuels, d'autres paramètres actimétriques sont en cours de mise au point, avec les systèmes développés au cours de cette thèse, pour compléter et augmenter la précision du suivi :
 - **Semelle instrumentée** : des mesures d'étages gravis, de course, et de détection d'une marche en montée ou descente sont en cours de mise au point. Des mesures de pressions plantaires sont également envisagées à l'aide de capteurs de pression répartis. Cela ouvre la voie à une analyse plus poussée de la marche et de ses caractéristiques : variabilité de la marche, mise en charge des membres inférieurs, équilibre statique et dynamique, etc. De nombreuses applications cliniques et sportives sont dès lors envisageables : étude biomécanique de la marche, rééducation, mesure de pathologies des membres inférieurs, suivi de patients diabétiques ou de patients atteints de la maladie de parkinson, ou suivi de performances dans de nombreux sports, etc.
 - **Patch électronique** : dans les discussions en cours, il est déjà questions de nouvelles applications en lien avec le patch. Nous étudions actuellement la possibilité de mesurer de manière embarquée l'activité pendant le sommeil et donc la qualité du sommeil, voire l'apnée ou la respiration pendant le sommeil en positionnant le patch sur la poitrine. La mesure du transfert, c'est-à-dire la mesure de la capacité à se lever pour des patients hospitalisés est également en cours d'étude. Au niveau de la détection de chute, l'ajout d'un baromètre pourrait également permettre de détecter si la personne est au sol et ainsi améliorer la fiabilité de la détection de chute. La fusion de données entre la détection embarquée et la détection déportée d'immobilité utilisée dans le système PROSAFE, pourrait également améliorer la fiabilité du système.
 - **Télémètre US** : Le verrou majeur est ici la réduction de l'encombrement du dispositif proposé car la localisation précise des déplacements en environnement intérieur, permise par ce dispositif, permettrait d'améliorer le suivi actimétrique de patients dépendants, par exemple pour observer plus précisément la déambulation et la déviation du comportement. Dans le cas de personnes à mobilité réduite, l'observation

des déplacements peut également apporter une aide à la prise en charge. Enfin, dans le domaine de la robotique ou du suivi d'objets en environnement intérieur, de nombreuses applications liées à la localisation sont envisageables.

- **Industriel et commercial** : Des améliorations et mises au point techniques dans un contexte de transfert industriel sont en cours d'étude, au niveau la semelle instrumentée et du patch électronique. Une première étude de marché liée à la fonction de détection de chute assurée par le patch montre qu'il existe un marché au niveau des systèmes de détection de chute automatique (troisième génération), et que ce marché est ouvert car peu de solutions sont finalement proposées. Au niveau de l'application de suivi des personnes fragiles avec la semelle instrumentée, nous avons identifié que le marché est estimé à 1,5 millions d'utilisateurs potentiels en France. Il existe également un marché au niveau des applications sportives qui est en pleine progression avec de nombreux systèmes déjà proposés dans le commerce. Dans ce cas, notre semelle instrumentée est originale vis-à-vis de ces systèmes, au niveau de son fonctionnement autonome et de son port dans une chaussure qui permet un suivi réellement transparent pour l'utilisateur.
- **Evolution de notre système de santé** : Nous pensons que dans un avenir proche, les médecins pourraient prescrire des outils de mesures pour la mise en place d'une prise en charge personnalisée. Cette perspective est la plus ambitieuse car il faut amener les acteurs concernés à reconnaître l'utilité de ces systèmes et les autorités de santé publique à prendre en charge tout ou une partie des coûts. Ce type de dispositifs technologiques pourrait ainsi être prescrit et remboursé comme un médicament selon un cheminement classique : prescription par un médecin, prise en charge par la Sécurité Sociale, et remboursement par une mutuelle.

Nous avons le sentiment au terme de nos travaux de conception, d'expérimentation et d'évaluation, que les technologies sont assez matures pour répondre à un besoin d'aide à la prise en charge des patients âgés. Dans le cadre des projets FOOT-TEST et HOMECARE, nous avons exploré le champ de la prévention et celui du suivi des personnes fragiles et dépendantes, qui permettent de confirmer que les nouvelles technologies offrent la possibilité de suivre des patients en ambulatoire et en continu de manière efficace et quasi-transparente pour les utilisateurs finaux. Notre ambition est maintenant de démontrer l'intérêt d'intégrer dans le système de santé actuel ce type de suivi par des expérimentations de grande envergure.

D'un point de vue technique, nous contribuons à montrer l'avantage de mesures directes portées. En particulier, l'effort actuel vers l'intégration de nouvelles fonctions portées notamment à caractères physiologiques devrait nous permettre de proposer la conception d'une architecture embarquée plus complexe (BODYLAN) et la définition de nouveaux capteurs répartis.

TABLE DES ANNEXES

ANNEXE 1 : LISTE DES PRINCIPAUX GYROMETRES MEMS (2010)	178
ANNEXE 2 : LISTE DES PRINCIPAUX ACCELEROMETRES 3 AXES MEMS NUMERIQUES (2010)	179
ANNEXE 3 : CONCEPTION DES SYSTEMES PERIPHERIQUES POUR LA MESURE DE L'ACTIVITE ET LA LOCALISATION EN INTERIEUR	180
ANNEXE 4 : CARACTERISATION DES PERFORMANCES DU TELEMETRE	183
ANNEXE 5 : PRESENTATION DES FORMATS DE TRAMES ECHANGEES ET DES APPLICATIONS TEMPS REEL ET POST-TRAITEMENT POUR LA TRILATERATION	185
ANNEXE 6 : PRINCIPAUX PARAMETRES METROLOGIQUES D'UN SYSTEME DE MESURE	187
ANNEXE 7 : PROGRAMMES EMBARQUES FOOT-TEST	189
ANNEXE 8 : DECLARATION NORMALE DE LA CNIL	191
ANNEXE 9 : LETTRE DE CONSENTEMENT FAMILLE/PATIENT	196
ANNEXE 10 : RESULTATS DU QUESTIONNAIRE SOIGNANT HOMECARE	197

ANNEXE 1 : LISTE DES PRINCIPAUX GYROMETRES MEMS (2010)

Sensor name	axis	Company	Gyro Range (°/s)	Supply Voltage (V)	Supply Current (mA)	Sensitivity (mV/°/s)	Linear acceleration effect (°/s/g) (25°C)	Non Linearity (%FS)	Gyro Noise Density (°/s/√Hz)	Temperature Range	Package	Digital (D) or analog (A) output
ADXRS150	1,00	Analog	±150	4.75 - 5.25	6,00	12.5 @5.0V	0,200	±0.1	0,050	(-40 / +85)	BGA-32	A
ADXRS300	1,00	Analog	±300	4.75 - 5.25	6,00	5.0 @5.0V	0,200	±0.1	0,100	(-40 / +85)	BGA-32	A
ADXRS401	1,00	Analog	±75	4.75 - 5.25	6,00	15.0 @5.0V	0,200	±0.1	0,050	(-40 / +85)	BGA-32	A
ADXRS610	1,00	Analog	±300	4.75 - 5.25	3,50	6.0 @5.0V	0,100	±0.1	0,050	(-40 / +105)	BGA-32	A
ADXRS612	1,00	Analog	±250	4.75 - 5.25	3,50	7.0 @5.0V	0,100	±0.1	0,050	(-40 / +105)	BGA-32	A
GG1178AU01	1,00	Honeywell	±75	4.75 - 5.25	< 35	26.7 @5.0V	0,100	±0.2		(-40 / +125)	LCC-14	D or A
GG1178AU02	1,00	Honeywell	±150	4.75 - 5.25	< 35	13.3 @5.0V	0,075	±0.2		(-40 / +125)	LCC-14	D or A
GG1178AU04	1,00	Honeywell	±300	4.75 - 5.25	< 35	6.7 @5.0V	0,050	±0.2		(-40 / +125)	LCC-14	D or A
IDG-500	2,00	Invensense	±500	2.7 - 3.3	7	2.0 @3.0V		<±1		(-20 / +85)	QFN-28	A
IDG-1000	2,00	Invensense	±30	2.7 - 3.3	< 9.5	33.3 @3.0V		±1		(-5 / +75)		A
IDG-1004	2,00	Invensense	±50	2.7 - 3.3	< 9.5	4.0 @3.0V		<±1	0,014	(-20 / +85)	QFN-40	A
MLX90609-N2	1,00	Melexis	±75	4.75 - 5.25		26.67 @5.0V		±0.5	0,030	(-40 / +85)	LCC-32	D or A
MLX90609-E2	1,00	Melexis	±150	4.75 - 5.25		13.3 @5.0V		±0.5	0,030	(-40 / +85)	LCC-32	D or A
MLX90609-R2	1,00	Melexis	±300	4.75 - 5.25		6.67 @5.0V		±0.5	0,030	(-40 / +85)	LCC-32	D or A
LCG50-00100-100	1,00	Systron Donner	±100	5,00	< 8.0	16.0 @5.0V	0,050	±0.05	0,005	(-40 / +85)	29.7 x 29.7 x10.7 mm	A
LCG50-00250-100	1,00	Systron Donner	±250	5,00	< 8.0	6.4 @5.0V	0,050	±0.05	0,005	(-40 / +85)	29.7 x 29.7 x10.7 mm	A
LCG50-00500-100	1,00	Systron Donner	±500	5,00	< 8.0	3.2 @5.0V	0,050	±0.05	0,010	(-40 / +85)	29.7 x 29.7 x10.7 mm	A

ANNEXE 2 : LISTE DES PRINCIPAUX ACCELEROMETRES 3 AXES MEMS NUMERIQUES (2010)

Sensor name	Company	Acceleration Range (g)	Supply Voltage (V)	Supply Current (mA)	Sensitivity (V/g)	Sensitivity change Vs Temperature (%/°C) (@25°C)	Zero-g level change Vs Temperature (mg/°C) (25°C)	Non Linearity (%FS)	Acceleration Noise Density (µg/√Hz)	Temperature Range	Package	
LIS302ALK	ST	±2.0	2.16 - 3.6	0,65	0.44 @3.3V	±0.01	±0.5	±0.5	200,00	(-40 / +85)	LGA-14	
LIS3L02AS ₄	ST	±2.0 / ±6.0	2.5 - 3.6	0,85	0.66 @3.3V (2.0g) 0.22 @3.3V (6.0g)	±0.01	±1.1	±0.3 (±0.6 on Z-axis)	50,00	(-40 / +85)	SO24	(±6.0 available)
LIS3L02AQ ₅	ST	±2.0 / ±6.0	4.5 - 5.5	1,00	1.0 @5.0V (2.0g) 0.33 @5.0V (6.0g)	±0.01	±0.8	±0.3 (±0.6 on Z-axis)	50,00	(-40 / +85)	QFN-44	(±6.0 available)
LIS3L02AQ ₃	ST	±2.0 / ±6.0	2.4 - 3.6	0,85	0.66 @3.3V (2.0g) 0.22 @3.3V (6.0g)	±0.01	±0.8	±0.3 (±0.6 on Z-axis)	50,00	(-40 / +85)	QFN-44	(±6.0 available)
LIS3L02AL	ST	±2.0	2.4 - 3.6	0,85	0.66 @3.3V	±0.01	±0.5	±0.3 (±0.5 on Z-axis)	50,00	(-40 / +85)	LGA-8	
LIS3L06AL	ST	±2.0 / ±6.0	2.4 - 3.6	0,95	0.66 @3.3V (2.0g) 0.22 @3.3V (6.0g)	±0.01	±0.5	±0.3 (±0.5 on Z-axis)	50,00	(-40 / +85)	LGA-8	(±6.0 available)
LIS3L02AS ₅	ST	±2.0 / ±6.0	4.5 - 5.5	1,00	1.0 @5.0V (2.0g) 0.33 @5.0V (6.0g)	±0.01	±1.1	±0.3 (±0.6 on Z-axis)	50,00	(-40 / +85)	SO24	(±6.0 available)
LIS302ALB	ST	±2.0	3.0 - 3.6	0,65	0.48 @3.3V	±0.01	±0.5	±0.5	200,00	(-40 / +85)	LGA-14	
ADXL330	Analog	±3.0	1.8 - 3.6	0,32	0.3 @3.0V	±0.015	±1.0	±0.3	280.00 (350.00 on Z-axis)	(-25 / +70)	LFCSP_L Q-16	
ADXL345	Analog	±16.0	2.0 - 3.6	0.1	0.15 @3.0V	±0.015	±1.0	±0.3	280.00 (350.00 on Z-axis)	(-25 / +70)	LGA-14	
MXR9150M	Mensic	±5.0	2.7 - 3.6	3,50	0.15 @3.0V	??? (15%)	±1.0 (±1.5 on Z-axis)	±0.5	600.00 (900.00 on Z-axis)	(-40 / +85)	LCC16	Frequency Response @-3dB => 17 Hz
MXR9500M	Mensic	±1.5	2.7 - 3.6	4,20	0.5 @3.0V	??? (15%)	±1.0 (±1.5 on Z-axis)	±0.5	600.00 (900.00 on Z-axis)	(-40 / +85)	LCC16	Frequency Response @-3dB => 17 Hz

ANNEXE 3 : CONCEPTION DES SYSTEMES PERIPHERIQUES POUR LA MESURE DE L'ACTIVITE ET LA LOCALISATION EN INTERIEUR

1. Conception de la carte de communication 802.15.4

Le schéma électronique est basé sur le reference design 13213-ICB. L'antenne radio est une antenne céramique associée à une ligne de transmission quart d'onde 50 Ohms. Le circuit balun permet de réaliser l'adaptation d'impédance (200 vers 50 Ohms) entre le mode différentiel (TX et RX du modem radio) et la ligne quart d'onde. Cette carte a été conçue comme une plateforme de développement permettant de faire évoluer la partie communicante 802.15.4. D'autre part, une liaison série RS232 est utilisée pour récupérer les données radio échangées.

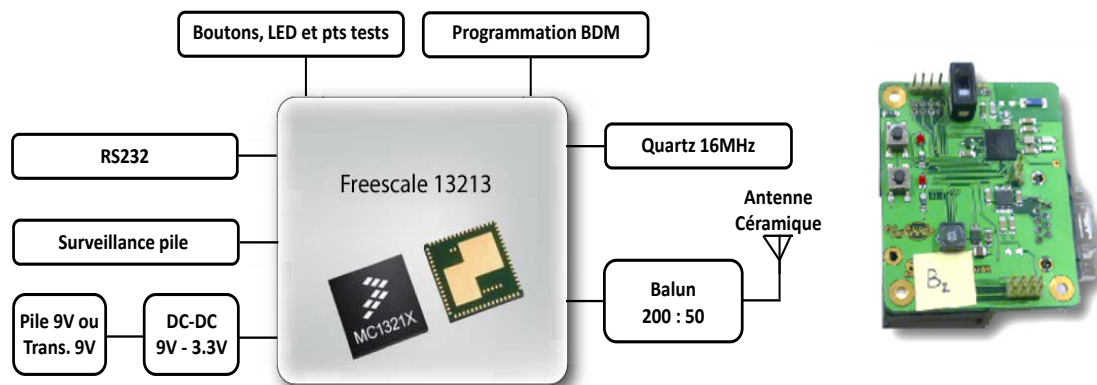


Figure 1. Schéma bloc de la carte de communication 802.15.4

2. Conception de la carte de développement pour l'analyse du mouvement

La carte de développement permet de programmer le dispositif connecté (TAG ou Balise) et de déboguer à l'aide de plusieurs boutons poussoirs et LEDs (Figure 2). Cette carte a été conçue comme une plateforme de développement permettant de faire évoluer les dispositifs TAG ou Balise. En effet, plusieurs points tests sur la carte de développement permettent d'accéder à plusieurs I/O et fonctionnalités du MCU du dispositif connecté (TAG ou Balise) :

- l'interface UART (Tx, Rx) permettant de communiquer avec d'autres systèmes ;
- l'interface I2C (SDA, SCL) permettant de communiquer avec plusieurs capteurs numériques ;
- trois I/O configurable en CAN permettant de numériser les données de capteurs analogiques ;
- une I/O configurable avec l'interruption KBI (détection fronts ou niveaux électriques) permettant de proposer des commandes au MCU ou de synchroniser des actions avec un autre système ;
- La programmation BDM (Background Debug Mode) à 4 fils.

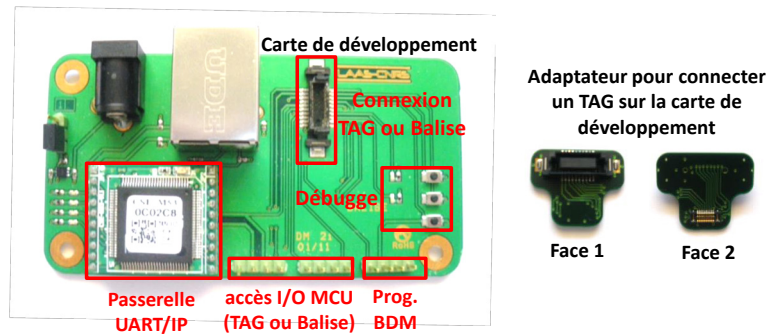


Figure 2. Carte de développement et adaptateur TAG

Cette carte de développement est également équipée d'une passerelle UART/IP permettant à la Balise, lorsqu'elle est connectée sur la carte de développement, de communiquer avec un ordinateur distant via le protocole Ethernet (Balise Ethernet).

3. Conception de la Balise

L'architecture électronique de la Balise est réalisée autour du MC13213 (Figure 3). L'interface UART de la Balise a été utilisée avec deux passerelles :

- une passerelle UART/USB pour former la Balise USB ;
- une passerelle UART/IP pour former la Balise Ethernet.

Ces systèmes permettent de réaliser des échanges bidirectionnels entre un TAG et un ordinateur, soit pour acheminer les données capteurs vers une unité de traitement soit pour envoyer des commandes au dispositif TAG.

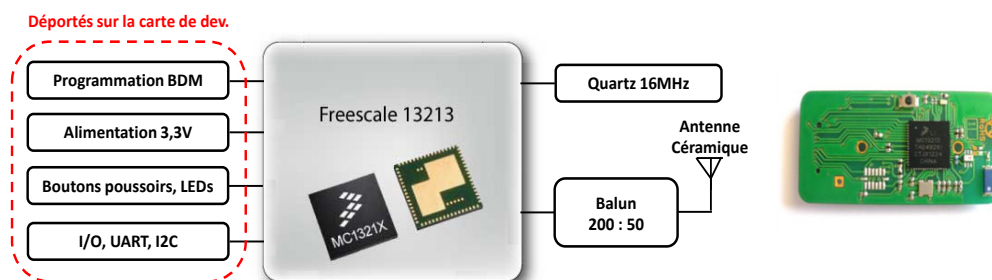


Figure 3. Schéma bloc du dispositif Balise

4. Conception du Télémètre et de la Balise US pour la localisation en intérieur

Le système de localisation est composé de deux systèmes :

- **Balise US** : la partie analogique est connectée sur la partie communicante 802.15.4 via plusieurs points d'accès aux I/O du MCU (Figure 4).
- **Télémètre US** : la partie analogique est connectée avec le TAG via son connecteur CMS (Figure 5, TAG face 1). Le système peut être alimenté soit par une pile lithium CR2016 soit par une batterie lithium rechargeable (3,7V).

Les schémas bloc de la Balise US et du Télémètre sont présentés ci-après :

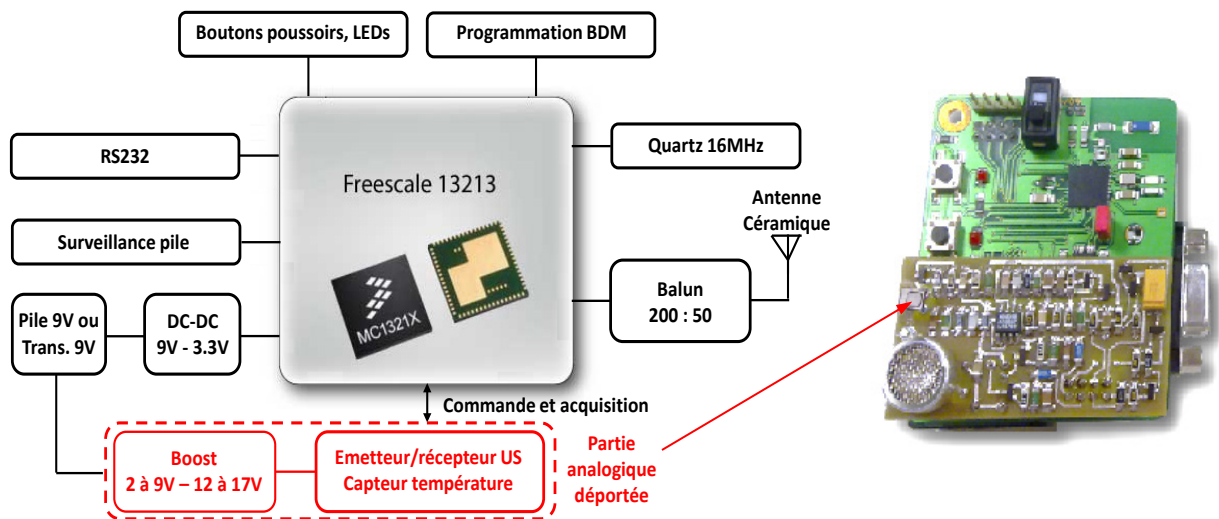


Figure 4. Schéma bloc de la Balise US

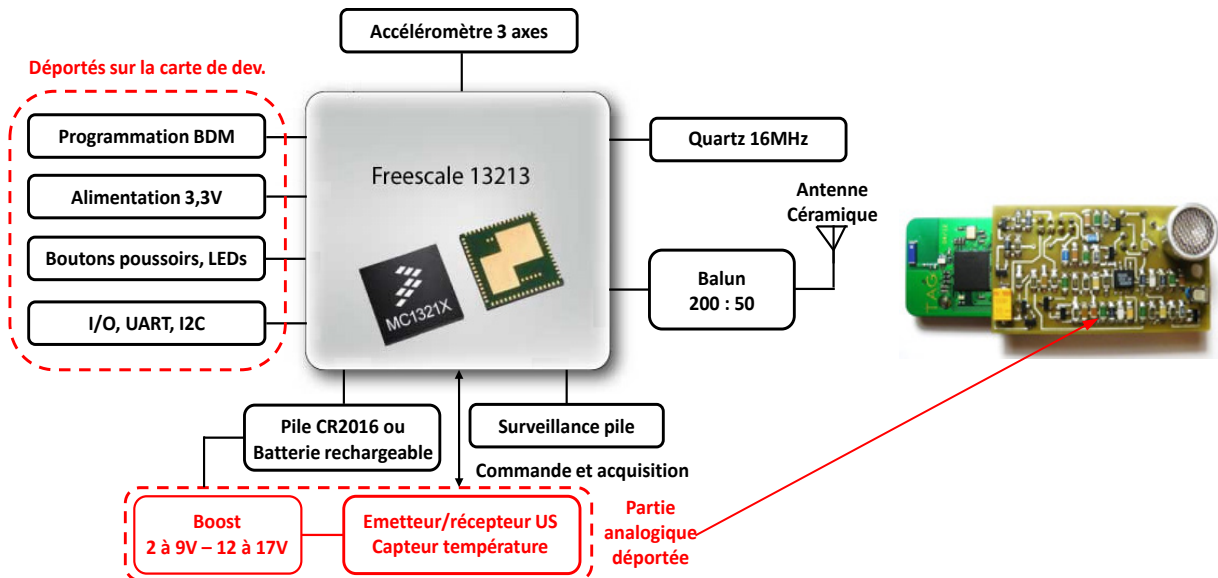


Figure 5. Schéma bloc du Télémètre US

ANNEXE 4 : CARACTERISATION DES PERFORMANCES DU TELEMETRE

1. Environnement de caractérisation

Les mesures présentées ont été effectuées à température constante (22°C), à une hauteur de 1m par rapport au sol et moyennées sur 5 mesures. La Figure 1 montre la configuration de l'environnement de caractérisation avec l'utilisation d'un mètre positionné au sol pour effectuer des mesures de distance (0 à 8m) et les tests de directivité de l'émetteur ultrason (dépointage de 0 à 90°). Des enceintes ont été utilisées pour évaluer l'influence de l'environnement sonore.

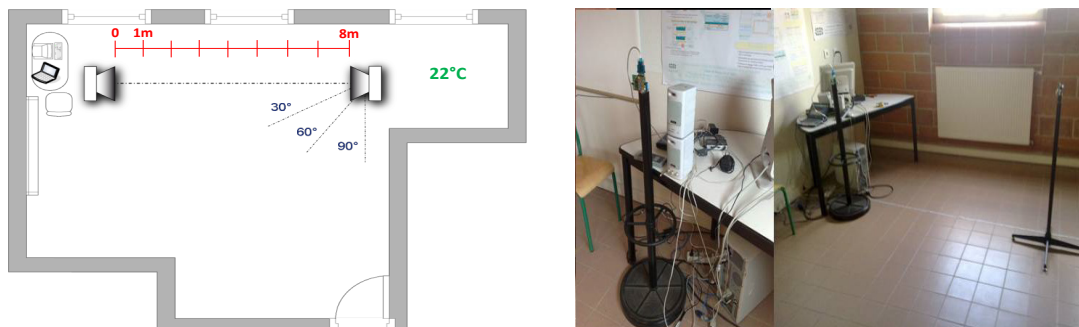


Figure 1. Environnement de caractérisation

2. Directivité de l'émetteur ultrason

Pour tester la directivité de l'émetteur ultrason, nous avons réalisé des essais de dépointage entre l'émetteur et le récepteur par rapport au plan horizontal. Quatre valeurs de dépointage ont été testées : 30, 60 et 90°. La Figure 2 présente les résultats des essais de dépointage.

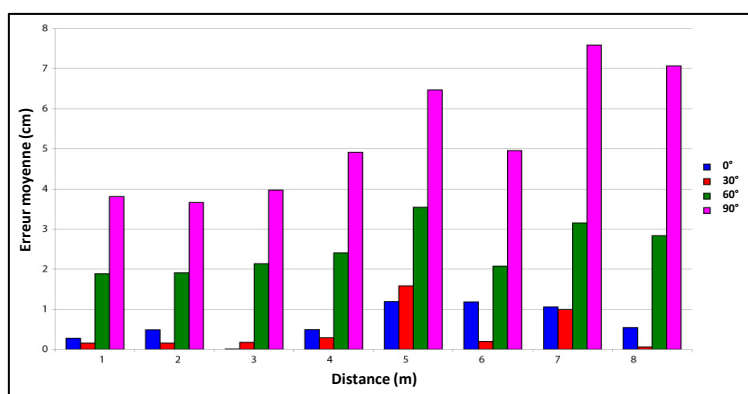


Figure 2. Erreur absolue moyenne en fonction de la distance et du dépointage

L'erreur absolue maximale est inférieure à 8 cm pour un dépointage de 90° à 7 m de distance.

3. Mesure de l'atténuation par un vêtement

Pour vérifier l'atténuation d'un vêtement (système porté à la taille), les essais précédents de directivité de l'émetteur ont de nouveau été réalisés avec un tissu en coton qui recouvre l'émetteur

US. L'erreur absolue augmente mais reste acceptable avec un maximum mesuré à 35 cm pour un dépointage de 90° à 6m de distance.

3. Influence de l'écho

La Figure 3 montre les deux scénarios de tests permettant d'évaluer les effets de l'écho de l'onde acoustique au niveau du Télémètre Rx (récepteur) :

- scénario 1 : $P_{echo} > P_{direct}$ (P est la puissance reçue) ;
- scénario 2 : $P_{echo} < P_{direct}$.

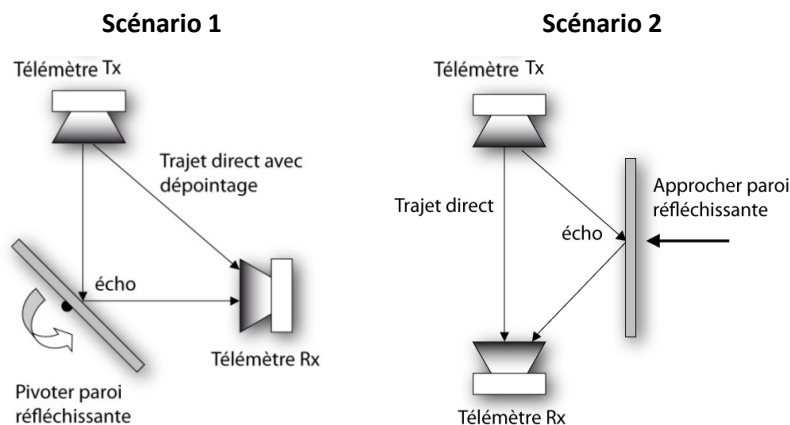


Figure 3. Configurations des essais pour l'évaluation de l'influence de l'écho

Ces essais montrent que l'écho n'a pas d'influence sur les performances du système.

4. Influence de l'environnement sonore

Pour évaluer l'influence de l'environnement sonore, un logiciel acoustique installé sur un ordinateur équipé de deux enceintes a été utilisé pour générer des sources de bruits blanc et rose sur une bande de fréquence comprise entre 50Hz et 25kHz. Une source de bruit aléatoire a également été utilisée (radio FM). Plusieurs niveaux ont été testés pour chaque source de bruit: 68, 78, 88 et 100dB SPL (Sound Pressure Level). Quatre configurations ont été réalisées pour ces essais :

- source de bruit positionnée à 20 cm derrière le récepteur ;
- source de bruit positionnée à la perpendiculaire du trajet direct et à 20 cm du récepteur ;
- source de bruit positionnée à 20 cm derrière l'émetteur ;
- source de bruit positionnée à la perpendiculaire du trajet direct et à 20 cm de l'émetteur.

Suite à ces essais, aucune influence n'a été notée lorsque la source de bruit est proche du récepteur. Par contre, lorsque la source de bruit est proche de l'émetteur et pour une valeur de 100dB SPL (équivalent au bruit d'un marteau piqueur à 1m) les ToF mesurés par le récepteur sont incohérents. Néanmoins, ces essais montrent une immunité au bruit dans des conditions sonores normales en environnement intérieur.

ANNEXE 5 : PRESENTATION DES FORMATS DE TRAMES ECHANGEES ET DES APPLICATIONS TEMPS REEL ET POST-TRAITEMENT POUR LA TRILATERATION

1. Trame radio

Le format de la trame radio utilise l'en-tête du standard 802.15.4. Les trames comportent 14 octets et sont composés de trois parties comme décrit dans la Figure 1.

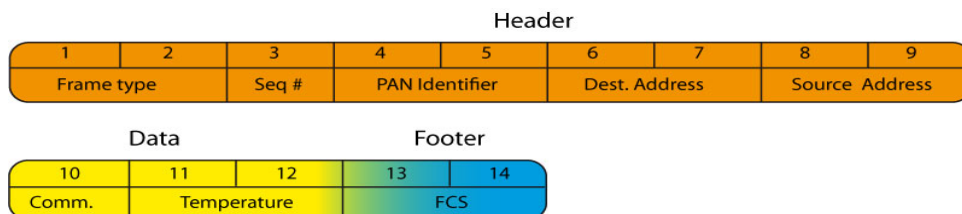


Figure 1. Trame radio

L'en-tête de trame

- les octets 1 et 2 définissent le format de trame 802.15.4 ;
- l'octet 3 est le numéro de séquence ;
- les octets 4 et 5 définissent l'identifiant du réseau et des sous-réseaux ;
- les octets 6 et 7 indiquent l'adresse de destination ;
- les octets 8 et 9 indiquent l'adresse source.

Les données

- l'octet 10 permet d'identifier le type de commande. Deux types de commandes sont implémentés : START_MESURE (Télémètre) et MESURE_RESPONSE (Balise).
- Les octets 11 et 12 permettent dans le cas de la commande « MESURE_RESPONSE » de transmettre la température mesurée par le capteur de la Balise.

Le pied de trame

- Les octets 13 et 14 permettent de détecter des erreurs dans la trame reçue.

2. Trame série

La Balise transmet une trame série (UART) vers le terminal de traitement via la passerelle UART/Ethernet de la carte de développement. Le format des trames échangées entre le MCU et la carte Ethernet est représenté dans la Figure 2. Les trois Balises envoient les ToF afin de déterminer la position du Télémètre par Trilatération.

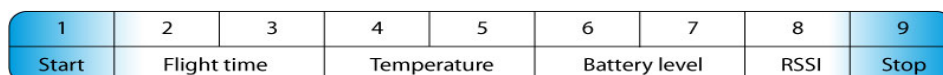


Figure 2. Trame série

Le détail de la trame série est :

- l'octet 1 est utilisé comme délimiteur ;
- les octets 2 et 3 fournissent le temps de vol de l'onde acoustique ;
- les octets 4 et 5 transmettent la température ;
- les octets 6 et 7 représentent le niveau de la pile ;
- l'octet 8 donne l'indicateur de la puissance radio reçue (RSSI) au niveau de la Balise ;
- l'octet 9 sert de délimiteur de fin de trame (0x5A).

3. Application temps réel

L'application temps réel développée en JAVA utilise le ToF calculé par les trois Balises afin de localiser le Télémètre par Trilatération. L'interface graphique présentée sur la Figure 3 montre les positions des Balises, les points de référence (drapeaux), et la position du Télémètre (point vert).

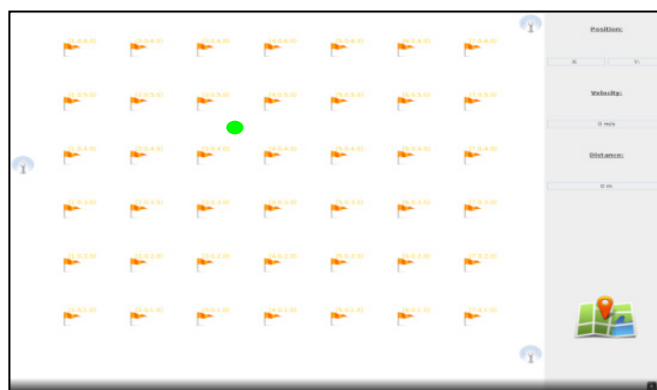


Figure 3. Application temps réel

4. Application post-traitement

L'application post-traitement développée en JAVA filtre automatiquement les trajectoires enregistrées par l'application temps-réel. La Figure 4 montre l'exemple d'un trajet filtré. Les drapeaux vert et rouge indiquent respectivement le début et la fin du parcours estimé par le système, la ligne noire constituée de plusieurs flèches indique le sens du déplacement.



Figure 4. Parcours filtré suite au post-traitement

ANNEXE 6 : PRINCIPAUX PARAMETRES METROLOGIQUES D'UN SYSTEME DE MESURE

1. Unités de mesures force/pression

Les mesures du système SI sont : le newton (N) pour la force et le pascal (Pa) pour la pression. Historiquement, l'unité de mesure des pressions plantaires utilisées dans la littérature par certains auteurs est le kilogramme par centimètre carré (kg/cm^2). En effet, cette unité est utilisée par le personnel en orthopédie pour plus de commodité. Cette entorse à la convention scientifique peut être améliorée en modifiant l'expression « kg/cm^2 » par « kgf/cm^2 » pour faire référence à la force explicite plutôt que implicite.

2. Définitions des paramètres métrologiques

Les définitions ci-dessous proviennent du site suivant : <http://gdt.oqlf.gouv.qc.ca/index.aspx>

- **Fiabilité** : Confiance qui s'attache à un composant, un circuit ou un système pour son aptitude à fonctionner sans défaillance pendant une période de temps donnée et sous certaines conditions préalables.
- **Reproductibilité** : Étroitesse de l'accord entre les résultats individuels obtenus avec la même méthode sur un système identique soumis à l'essai, mais dans des conditions différentes (opérateurs différents, appareils différents, laboratoires différents ou périodes différentes). La reproductibilité peut s'exprimer quantitativement à l'aide des caractéristiques de dispersion des résultats.
- **Répétabilité** : Étroitesse de l'accord entre les résultats successifs obtenus avec la même méthode sur un système identique soumis à l'essai dans les mêmes conditions (même opérateur, même appareil, même laboratoire et court intervalle de temps).
- **Précision ou erreur** : Qualité qui exprime le degré d'erreur du résultat d'une mesure. La précision peut être déterminée soit, dans le cas d'une seule mesure, soit par l'analyse statistique d'un ensemble de mesures, soit par l'écart constaté par rapport à une valeur connue. Si la valeur de sortie réelle n'est pas connue, elle est fournie par un étalon standardisé. La précision croît en sens inverse de l'erreur.
- **Dérive** : Relate un changement indésirable au niveau de la valeur de sortie pour une valeur d'entrée constante. A titre d'exemple, la température et l'humidité sont des facteurs environnementaux qui peuvent causer un changement indésirable sur la sortie.
- **Non-linéarité** : Correspond à toute déviation par rapport à une caractéristique d'entrée-sortie linéaire (sortie = $K \times$ entrée).
- **Hystérésis** : C'est l'écart maximal entre les ascendants et descendants des lectures prises à la sortie pour la même valeur d'entrée.
- **Sensibilité** : C'est le quotient de l'accroissement de la réponse du système par l'accroissement correspondant du signal d'entrée.
- **Résolution** : Dans le cas d'un appareil de mesure, c'est la limite inférieure de l'écart observable ou mesurable entre deux objets ou deux valeurs au-dessous de laquelle l'instrument ne permet pas de les distinguer.

- **Etendue de mesure :** Ensemble des valeurs d'une quantité mesurée pour lesquelles un appareil de mesure respecte un niveau de précision prédéfini. Elle est délimitée par les valeurs minimum et maximum de mesure.
- **Temps de réponse :** Après une variation brusque de la grandeur à mesurer, temps nécessaire pour que la variation du signal de sortie atteigne pour la première fois un pourcentage déterminé de sa valeur finale.

ANNEXE 7 : PROGRAMMES EMBARQUES FOOT-TEST

1. L'application TAG V2

Pour économiser de l'énergie le système passe la plus grande partie de son temps en mode sommeil (Hib.). Le système est réveillé (Idle) toutes les secondes par l'horloge temps réel pour mettre à jour le calendrier (Sch.). Il retourne ensuite en mode sommeil. Ce cycle constitue une boucle infinie qui correspond au comptage des secondes. Lors d'un dépassement du seuil de pression (1,5V), l'automate entre dans l'algorithme de détection des foulées et de calculs des paramètres de la marche (Step). La machine d'état est décrite par l'automate de la Figure 1.

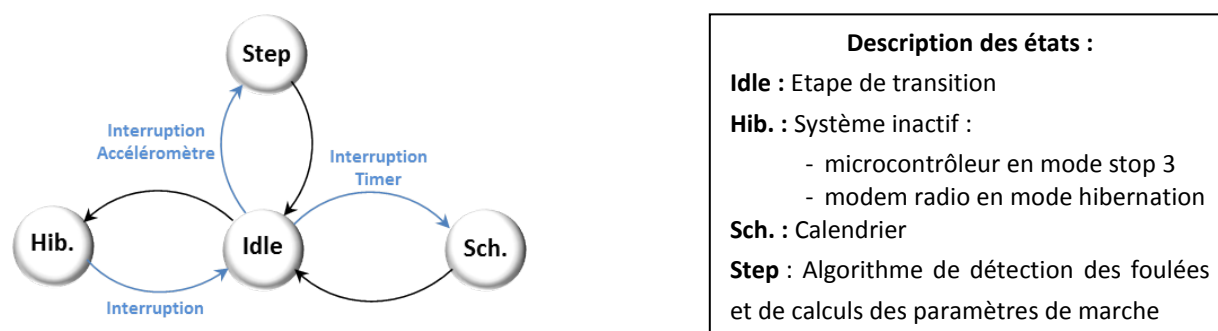


Figure 1. Machine d'état du programme embarqué dans le TAG V2

Le mode « Scheduler (Sch.) » permet de mettre à jour le calendrier afin d'horodater les données enregistrées par la semelle instrumentée. La fréquence des demandes de synchronisation entre le TAG V2 et la Balise est fixée à 15 minutes.

2. L'application Balise

La Balise est toujours en mode réception (Rx). Plusieurs possibilités ont été définies dans ce mode en fonction de la valeur de l'octet MODE envoyé par le TAG V2:

- Synchronisation (MODE = 0x33) : La Balise répond immédiatement par un acquittement.
- Requête horloge (MODE = 0xBB) : A la mise sous tension le TAG V2 envoie une requête horloge pour mettre à jour la date et l'heure.
- Requête calibration (MODE = 0xAA) : Tant que le TAG V2 n'est pas calibré, il envoie automatique une requête de calibration. Lorsque les coefficients sont disponibles sur l'ordinateur de calibration, la requête de calibration est acquittée.
- Transmission (MODE = 0xFF) : Lorsque des données sont disponibles, le TAG V2 transmet les trames de données enregistrées (Transmission avec demande d'acquittement).

Les trames radio

Le format des trames de la pile SMAC échangées entre le TAG V2 et la Balise reprend le format défini par le standard 802.15.4. Le format des trames est décomposé en trois parties présentées sur la Figure 2.

En-tête

1	2	3	4	5	6	7	8	9
Type de trame		Seq #	Identifiant réseau		Adr. destination		Adr. Destination	

Données

10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25
Mode	H. début	Min. début	Sec. début	H. fin	Min. fin	Sec. fin	Jour	Mois	Année	Nb foulées	Cadence	Distance	Vitesse	Pile MSB	Pile LSB

Pied de trame

26	27
FCS	

Figure 2. Format d'une trame radio de données

L'en-tête de trame contient la configuration du réseau sans fil. Les données envoyées pour chaque période de marche horodatée sont le nombre de foulée, la cadence moyenne, la distance parcourue et la vitesse de marche moyenne. Le pied de trame contient la gestion des codes erreurs.

Les trames séries

Après la réception d'une trame de données radio, le dispositif Balise doit relayer l'information vers l'ordinateur de collecte. Pour cela, la communication passe au travers d'un lien série. Le format des trames échangées entre le module radio et la passerelle IP/RS232 est présenté Figure 3.

1	2	3	4	5 à 20	21
Start	ID Balise	ID TAG	RSSI	données semelle	stop

Figure 3. Format des trames séries

ANNEXE 8 : DECLARATION NORMALE DE LA CNIL

CNIL
 8 rue Vivienne 75083 Paris cedex 02
 T. 01 53 73 22 22 - F. 01 53 73 22 00
 www.cnil.fr

Cadre réservé à la CNIL
 N° d'enregistrement :

DÉCLARATION NORMALE

(Article 23 de la loi n° 78-17 du 6 janvier 1978 modifiée en 2004)

1 Déclarant

Nom et prénom ou raison sociale : GROUPEMENT D'INTERET PUBLIC RESEAU DE TELEMEDECINE ET ES@NTE MIDI PYRENEES
Service : PROJET HOMECARE
Adresse : GIP RTES@, HOTEL DIEU ST JACQUES, 2, RUE VIGUERIE, TSA 80035
Code postal : 31059 - **Ville :** TOULOUSE CEDEX 9
Adresse électronique : PROJET-MEDICO-SOCIAL@TELESANTE-MIDIPYRENEES.FR
Sigle (facultatif) : GIP RTES@ MP
N° SIRET : 183109107 00015
Code APE : 7219Z Recherche-développement en sciences physiques et naturelles
Téléphone : 0561778639
Fax : 0561778642

2 Service chargé de la mise en œuvre du traitement (lieu d'implantation)

(Veuillez préciser quel est le service ou l'organisme qui effectue, en pratique, le traitement)
 Si le traitement est assuré par un tiers (prestataire, sous-traitant) ou un service différent du déclarant, veuillez compléter le tableau ci-dessous :

Nom et prénom ou raison sociale : CAMPO - Eric
Service :
Adresse : LAAS CNRS 7 AV. DU COLONEL ROCHE
Code postal : 31077 **Ville :** TOULOUSE CEDEX 4
Adresse électronique : CAMPO@LAAS.FR
Sigle (Facultatif) :
N° SIRET :
Code NAF :
Téléphone : 05.61.33.64.27
Fax : 05.62.74.75.87

3 Finalité du traitement

Quelle est la finalité ou l'objectif de votre traitement (exemple : gestion du recrutement) :
 IL S'AGIT D'UN PROJET DE RECHERCHE TECHNOLOGIQUE VISANT A ETUDIER SI IL EST POSSIBLE AU MOYEN DE CAPTEURS D'ENVIRONNEMENT (INFRA ROUGES PASSIFS ET RADIOFREQUENCES) DE DECRIRE L'ACTIVITE DE PATIENTS D'UN SERVICE DE SOINS DE LONGUE DUREE GERIATRIQUE DANS LE BUT DE DECLANCHER DES ALARMES SUR DES SUSPICIONS D'ALTERATION DE L'ETAT DE SANTE OU DE SITUATIONS DE DANGER POUR LE PATIENT.

Quelles sont les personnes concernées par le traitement ?

☒ Salariés ☒ Usagers ☐ Adhérents ☐ Clients (actuels ou potentiels) ☒ Visiteurs
☐ Autres (Veuillez préciser) :

Si vous utilisez une technologie particulière, merci de préciser laquelle (facultatif) :

☒ Dispositif sans contact (Ex. : RFID, NFC) ☐ Mécanisme d'anonymisation
☐ Carte à puce ☒ Géo localisation (Ex. : GPS couplé avec GSM/GPRS)
☐ Vidéosurveillance ☐ Nanotechnologie
☐ Autres (précisez) :

4 Données traitées

Catégories de données	Origine (comment avez vous collecté ces données ?)	Durée de conservation (combien de temps conserverez-vous les données sur support informatique?)	Destinataires (veuillez indiquer les organismes auxquels vous transmettez les données)
État-civil, Identité, Données d'identification.	☐ Directement auprès de la personne concernée ☐ De manière indirecte. Précisez :	☐ 1 mois ☐ 3 mois ☐ 1 an ☐ Pendant la durée de la relation contractuelle ☐ Autres, précisez	Destinataires :
Vie personnelle (habitudes de vie, situation familiale, etc.)	☐ Directement auprès de la personne concernée ☒ De manière indirecte. Précisez : Résultats des mesures des capteurs d'environnement	☐ 1 mois ☐ 3 mois ☐ 1 an ☒ Pendant la durée de la relation contractuelle ☐ Autres, précisez	Destinataires : Chercheurs du LAAS/CNRS et du GIP RTeS@MP impliqués dans le projet. Dossier médical du patient concerné (Hôpital Local de Caussade).
Vie professionnelle (CV, scolarité, formation professionnelle, distinctions, etc.)	☐ Directement auprès de la personne concernée ☐ De manière indirecte. Précisez :	☐ 1 mois ☐ 3 mois ☐ 1 an ☐ Pendant la durée de la relation contractuelle ☐ Autres, précisez	Destinataires :
Informations d'ordre économique et financier (revenus, situation financière, situation fiscale, etc.)	☐ Directement auprès de la personne concernée ☐ De manière indirecte. Précisez :	☐ 1 mois ☐ 3 mois ☐ 1 an ☐ Pendant la durée de la relation contractuelle ☐ Autres, précisez	Destinataires :
Données de connexion (adresse IP, logs, etc.)	☐ Directement auprès de la personne concernée ☐ De manière indirecte. Précisez :	☐ 1 mois ☐ 3 mois ☐ 1 an ☐ Pendant la durée de la relation contractuelle ☐ Autres, précisez	Destinataires :
Données de localisation (déplacements, données GPS, GSM, etc.)	☐ Directement auprès de la personne concernée ☐ De manière indirecte. Précisez :	☐ 1 mois ☐ 3 mois ☐ 1 an ☐ Pendant la durée de la relation contractuelle ☐ Autres, précisez	Destinataires :

5 Données sensibles

En gris apparaissent les données « sensibles », dont le traitement est particulièrement encadré par la loi : ces données ne peuvent être enregistrées dans un traitement que si elles sont absolument nécessaires à sa réalisation.

N° de sécurité sociale (NIR)	☐ Directement auprès de la personne concernée ☐ De manière indirecte. Précisez :	☐ 1 mois ☐ 3 mois ☐ 1 an ☐ Pendant la durée de la relation contractuelle ☐ Autres, précisez	Destinataires :
Infractions, condamnations, mesures de sûreté (réservé aux auxiliaires de justice)	☐ Directement auprès de la personne concernée ☐ De manière indirecte. Précisez :	☐ 1 mois ☐ 3 mois ☐ 1 an ☐ Pendant la durée de la relation contractuelle ☐ Autres, précisez	Destinataires :
Opinions philosophiques, politiques, religieuses, syndicales, vie sexuelle, données de santé, origine raciale ou ethnique	☐ Directement auprès de la personne concernée ☐ De manière indirecte. Précisez :	☐ 1 mois ☐ 3 mois ☐ 1 an ☐ Pendant la durée de la relation contractuelle ☐ Autres, précisez	Destinataires :

6 Échanges de données/interconnexions

Procédez-vous à des échanges de données ? ☒ Non
☐ Oui, avec d'autres services au sein de l'organisme déclarant
☐ Oui, avec des organismes extérieurs au déclarant

7 Sécurité/Confidentialité

Veuillez cocher les cases correspondant aux mesures de sécurité que vous prenez :

- ☒ L'accès physique au traitement est protégé (bâtiment ou local sécurisé)
- ☐ Un procédé d'authentification des utilisateurs est mis en œuvre (ex. : mot de passe individuel, carte à puce, certificat, signature...)
- ☐ Une journalisation des connexions est effectuée
- ☒ Le traitement est réalisé sur un réseau interne dédié (non relié à internet)
- ☒ Si des données sont échangées en réseau, le canal de transport ou les données sont chiffrés

8 Transferts de données hors de l'Union européenne

Transmettez-vous tout ou partie des données traitées vers un pays situé hors de l'Union européenne et n'assurant pas un niveau de protection suffisant (*cf liste à jour de ces pays sur la carte interactive du site internet de la CNIL www.cnil.fr/vos-responsabilites/le-transfert-de-donnees-a-letranger/*)

☐ Oui ☒ Non

! Si oui, merci de compléter l'annexe « Transfert de données hors de l'Union européenne »

9 Le droit d'accès des personnes fichées

Le droit d'accès est le droit reconnu à toute personne d'interroger le responsable d'un traitement pour savoir s'il détient des informations sur elle, et le cas échéant d'en obtenir communication. Cf. article 32 de la loi + modèles de mentions dans la notice

Comment informez-vous les personnes concernées par votre traitement de leur droit d'accès ?

- ☒ Mentions légales sur formulaire ☒ Affichage
☐ Mentions sur site internet ☐ Envoi d'un courrier personnalisé
☒ Autres mesures, précisez : information orale directe au sein de l'Hôpital de Caussade

Veuillez indiquer les coordonnées du service chargé de répondre aux demandes de droit d'accès :

Nom et prénom ou raison sociale : GROUPEMENT D'INTERET PUBLIC RESEAU DE TELEMEDECINE ET ES@NTE MIDI PYRENEES
 Sigle (facultatif) : GIP RTES@ MP
 N° SIRET : 183109107 00015
 Service : PROJET HOMECARE
 Code NAF : 7219Z Recherche-développement en sciences physiques et naturelles
 Adresse : GIP RTES@, HOTEL DIEU ST JACQUES, 2, RUE VIGUERIE, TSA 80035
 Code postal : 31059 Ville : TOULOUSE CEDEX 9
 Téléphone : 0561778639
 Adresse électronique : PROJET-MEDICO-SOCIAL@TELESANTE-MIDIPYRENEES.FR
 Fax : 0561778642

10 Personne à contacter (facultatif)

Veuillez indiquer ici les coordonnées de la personne qui a complété ce questionnaire au sein de votre organisme et qui répondra aux éventuelles demandes de compléments que la CNIL pourrait être amenée à formuler

Nom et prénom : RUMEAU Pierre
 Service : PROJET HOMECARE
 Adresse : 2, RUE VIGUERIE, TSA 80035
 Code postal : Ville : Téléphone : 0561778639
 Adresse électronique : PROJET-MEDICO-SOCIAL@TELESANTE-MIDIPYRENEES.FR Fax : 0561778642

Raison sociale : GROUPEMENT D'INTERET PUBLIC RESEAU DE TELEMEDECINE ET ES@NTE MIDI PYRENEES
 N° SIRET : 183109107 00015
 Sigle (facultatif) : GIP RTES@ MP
 Code NAF : 7219Z Recherche-développement en sciences physiques et naturelles
 Adresse : GIP RTES@, HOTEL DIEU ST JACQUES, 2, RUE VIGUERIE, TSA 80035
 Code postal : 31059 Ville : TOULOUSE CEDEX 9
 Téléphone : 0561778639
 Adresse électronique : PROJET-MEDICO-SOCIAL@TELESANTE-MIDIPYRENEES.FR Fax : 0561778642

11 Signature du responsable

Je m'engage à ce que le traitement décrit par cette déclaration respecte les exigences de la loi du 6 janvier 1978 modifiée.

Personne responsable de l'organisme déclarant.

NOM et prénom : RUMEAU Pierre

Date le : 15-02-2011

Fonction : Chargé de mission

Signature

Adresse électronique : PROJET-MEDICO-
SOCIAL@TELESANTE-MIDIPYRENEES.FR

Les informations recueillies font l'objet d'un traitement informatique destiné à permettre à la CNIL l'instruction des déclarations qu'elle reçoit. Elles sont destinées aux membres et services de la CNIL. Certaines données figurant dans ce formulaire sont mises à disposition du public en application de l'article 31 de la loi du 6 janvier 1978 modifiée. Vous pouvez exercer votre droit d'accès et de rectification aux informations qui vous concernent en vous adressant à la CNIL, 8 rue Vivienne – CS 30223 – 75083 Paris cedex 02.

ANNEXE 9 : LETTRE DE CONSENTEMENT FAMILLE/PATIENT

"Le Jardin d'Emilie"

Unité de soins de longue durée - Maison de Retraite

Madame, Monsieur,

Dans le cadre de la politique d'amélioration de la qualité des soins qu'ils donnent à leurs patients, les Jardins d'Émilie participent à la Recherche Médicale. Nous avons choisi de participer au projet Homecare.

Certaines chambres et les lieux de vie (parties communes, salle à manger, jardin de promenade) du service sont équipés de capteurs qui mesurent l'activité des personnes de façon anonyme. Nous espérons que nous pourrions en déduire de altérations de santé des patients nécessitant l'intervention du médecin ou du personnel soignant et détecter des situations où une intervention rapide du personnel soignant est nécessaire.

Dans cette première phase, il s'agit d'une simple observation non intrusive ; les patients et leurs familles ne doivent pas en espérer de bénéfice personnel direct.

Les données concernant spécifiquement un patient, telles que son activité dans sa chambre, seront versées au dossier médical sous la responsabilité du Dr. Alain Péborde.

Pour en permettre l'interprétation, les données pourront être transmises, sous forme anonyme, à l'équipe des Pr. Daniel Estève et Eric Campo, du laboratoire LAAS du CNRS, à Toulouse.

Vous avez accès à toutes les données vous concernant conformément à la réglementation en vigueur (réglementation sur les dossiers médicaux et loi Informatique et Libertés). Pour cela vous pouvez vous adresser au Dr. Péborde directement ou par l'entremise de nos équipes.

Le Dr. Péborde, Mme Estève et toute notre équipe, nous tenons à votre disposition pour tout renseignement supplémentaire ou pour recueillir tout commentaire que vous souhaiteriez porter à la connaissance de l'équipe de recherche.

Je soussigné,,

en tant que,

suis au courant et accepte que,

soit accueilli et hébergé dans un service participant au projet Homecare,

fait à Caussade, le :

Signature :

ANNEXE 10 : RESULTATS DU QUESTIONNAIRE SOIGNANT HOMECARE

Septembre 2013

Le questionnaire a été remis à l'ensemble de l'équipe soignante de jour concerné par le projet *Homecare* c'est-à-dire 18 personnes. **Quinze questionnaires ont été complétés.**

I) Questionnaire d'évaluation générale du système *Homecare***1-Avez-vous reçu une information sur le projet *Homecare* ?**

oui	non
11	4

2-Pour vous ce type de dispositif est :

Très utile	utile	Moyennement utile	inutile
2	11	2	

3-Selon vous, qu'est-ce que le projet apporte/peut apporter au patient ?

« Le projet sert à évaluer les chutes, à les quantifier à un moment de la journée ou dans la nuit. »

« Ce projet peut apporter et apporte de la sécurité au patient. »

« Un suivi et une recherche sur sa maladie, sécurité »

« Peut apporter au patient plus de sécurité »

Le mot « Sécurité » est revenu à 5 reprises

« Diminution de la mise en danger »

« Le projet nous donne une information exacte sur la déambulation jour et nuit »

« Meilleur suivi de la déambulation du patient et permet d'adapter les soins, le traitement, la prise en charge du patient. »

« Il peut apporter un suivi au niveau de la déambulation, savoir son quotidien, ses déplacements donc être plus proche de son état général, fatigue, douleur. »

4-Selon vous, qu'est-ce que le projet apporte/peut apporter à une équipe de soins ?

« Surveillance (géolocalisation de la personne). Alerte immédiate pour les chutes. Analyse des distances parcourues permet de comprendre, d'analyser le comportement et parfois d'ajuster les thérapeutiques. »

« Savoir si le patient n'a pas chuté et où il se situe dans le service. »

« Le projet sert à comptabiliser l'agitation et les chutes à un moment précis et répétitif et de se fait se poser les questions (pourquoi ?, comment ?)

« De l'aide pour essayer de comprendre les mouvements et l'agitation des personnes diurnes et nocturnes. »

« Ce projet peut apporter à l'équipe de soins une meilleure surveillance du patient et une intervention plus rapide. »

« Suivi alimentaire, traitement, surveillance du sommeil afin de mettre en place un suivi adapté. »

« Un point positif pour la prise en charge »

« Confirme la déambulation et le nombre impressionnant de km fait le jour et la nuit. »

« Permettre de prendre en charge le patient dans les moments où il est le plus agité. »

« Meilleure prise en charge du résident, face à un suivi global de la déambulation. »

« Aider à comprendre comment le patient fonctionne, sa façon de déambuler, les heures critiques à laquelle il est le plus à même de se déplacer. »

« L'équipe de soin peut prendre en charge le patient plus rapidement en fonction de ses mouvements et chutes au cours de la journée et de la nuit. »

« Sécurité »

« Savoir où se trouve le résident. »

« Alerte chutes »

5-Le risque que ce dispositif puisse peser sur l'intimité du patient est-il selon vous :

Très important	important	Modéré	nul
		12	

6-Pouvez-vous évaluer le risque que ce dispositif fait peser sur la relation de soin :

Très important	important	Modéré	nul
		8	5

7-Souhaiteriez-vous bénéficier de ce type de dispositif, quand il sera au point, pour quelqu'un de votre famille qui en aurait besoin ?

oui	non
13	2

« A condition de bien définir pour qui et pourquoi on met ce dispositif. »

8-Souhaitez-vous pouvoir bénéficier de ce type de dispositif pour vous-même si, un jour vous en aviez besoin ?

oui	non
13	2

9-Souhaitez-vous faire des commentaires supplémentaires ?

« L'idée est très bonne mais pas encore opérationnelle. A l'avenir cette méthode peut-être très utile en milieu hospitalier ou peut-être à domicile. »

« Il serait intéressant pour le personnel d'avoir une alerte la nuit lorsque le résident se lève de son lit afin d'avoir un accompagnement immédiat et d'éviter chute, déambulation, angoisse... »

II) Acceptabilité du Patch

- | | | Oui | Non |
|----|--|-------------------------------------|-------------------------------------|
| 1. | Est-ce que les patients tentent d'enlever le patch ? C'est arrivé | ☐ | ☐ |
| 2. | Est-ce qu'ils ressentent une gêne ou douleur liée au port du patch ? | ☐ | ☒ |
| 3. | Quelle est la durée moyenne de port du pansement ? 1 semaine | | |
| 4. | A quel moment de la journée vérifiez-vous que le patch est bien en place ? | | |
| | - Le matin | ☒ | |
| | - Le midi | ☐ | |
| | - L'après midi | ☐ | |
| | - Le soir | ☒ | |
| | - Au moment de la toilette | ☒ | |
| 5. | Quels sont les retours de la famille vis-à-vis de cette expérience ?
-Quelques questions sur la progression de l'expérimentation | | |
| 6. | Avez-vous d'autres remarques concernant le patch ?
-Nécessite plus de miniaturisation | | |

III) Critères d'inclusions/exclusions

7. Quels sont les critères d'inclusion des patients pour participer à l'expérimentation *Homecare*?
- Déambulation jour et nuit
 - Risque de chute
 - Chambre seule

8. Quels sont les critères d'exclusion des patients pour participer à l'expérimentation *Homecare*?

-Chambre double
 -Non déambulant
 -Pas de risques de chute

IV) Fiabilité d'utilisation de *Homecare*

IV-1) Partie Temps réel

9. Alerte chute,

	Oui	Non
Cette fonction est-elle utilisée ?	☒	☐
Avez-vous constaté de vraies alertes ?	☒	☐
Avez-vous constaté des fausses alertes?	☒	☐
Le nombre de fausses alertes est-il acceptable ?	☐ ☒ ☐	

Remarques liées à cette fonction :

-Fiabilité à améliorer pour détecter 100% des chutes.

10. Alerte activité nocturne,

	Oui	Non
Cette fonction est-elle utilisée ?	☒	☐
Avez-vous constaté de vraies alertes ?	☒	☐
Avez-vous constaté des fausses alertes?	☒	☐
Le nombre de fausses alertes est-il acceptable?	☐ ☒ ☐	

Remarques liées à cette fonction :

11. Alerte fugue,

	Oui	Non
Cette fonction est-elle utilisée ?	☒	☐
Avez-vous constaté de vraies alertes ?	☐	☒
Avez-vous constaté des fausses alertes?	☒	☐
Le nombre de fausses alertes est-il acceptable ?	☐ ☒ ☐	

Remarques liées à cette fonction :

-Alerte pertinente.

12. Localisation temps réel avec ordinateur local,

	Oui	Non
Utilisez-vous le plan virtuel de l'hôpital pour localiser le patient ?	☒	☐

Remarques liées à la localisation à l'aide du plan :

-Utile.

13. Quelles sont les fonctionnalités temps réel les plus utiles ?

-Alerte chute, activité (agitation) nocturne, localisation du patient.

14. Quelles sont les fonctionnalités temps réel les moins utiles ?

- Alerte fugue,

IV-2) Partie Temps différé**15. Pertinence des mesures,**

	Oui	Non
Distance ?	☒	☐
Vitesse ?	☒	☐
Activité au lit ?	☒	☐

Remarques et recommandations liées à la pertinence des mesures :

La mesure des 3 activités est pertinente

La mesure de la distance et de l'activité semble fiable

La mesure de la vitesse n'est pas vérifiable

16. Calculs et affichage,

	Oui	Non
L'interface homme-machine proposée, est-elle ergonomique ?	☒	☐
L'application temps différé est-elle complète ?	☒	☐
Quelles sont les fonctionnalités manquantes ?		

-Possibilité de sauvegarder les graphiques sous format PDF.

Le temps de calcul est-il long ?	☒	☐
Le code couleur adopté, a-t-il une utilité ?	☒	☐
Les courbes affichées, sont-elles en adéquation avec le phénomène surveillé ?	☒	☐
Les Fiches patient sont-elles utilisables ?	☒	☐

Quelles sont vos recommandations pour améliorer ces fiches ?

L'interface proposée pour afficher les activités du groupe, est-elle suffisante (décrit elle d'une manière simple l'activité du groupe ?)

☒ ☐

Remarques et suggestions :

V) Intérêt du système HOMECARE

17. **Quels seraient vos freins ou vos motivations dans l'utilisation du système *Homecare* ?**
 - Aide dans la prise en charge.
18. **Quels mots, adjectifs vous viennent à l'esprit pour décrire le système *Homecare* ?**
 - Futuriste
 - Aidant
19. **Avez-vous identifié des bénéfices et avantages précis dans l'utilisation du système *Homecare* ?**
 - Dans sa globalité
 - La mesure de l'activité déambulation permet d'adapter la thérapeutique, l'intervention de l'équipe et l'alimentation,
 - Favorise la prévention,
 - Pour certains aspects
 - Localisation des patients.
20. **Quels sont les fonctionnalités les plus utiles/appréciables et les plus utilisées ?**
 - Alerte chute,
 - Activité nocturne (agitation),
 - Mesure de la déambulation,
 - Détection de la déviation comportementale,
21. **Quelles sont les fonctionnalités les moins utiles/appréciables et les moins utilisées ?**
 - Alerte fugue,
22. **Quelles fonctionnalités ajouteriez-vous à *Homecare* ?**
 - Capteur permettant de voir si la personne se lève dans la nuit afin d'intervenir pour le réorienter.
23. **Quels sont les points à améliorer dans le système *Homecare* ?**
 - Alertes

24. Pourquoi sont-ils à améliorer ?

-Fiabilité insuffisante.

25. Que pensez-vous de l'ergonomie des applications ?

- Temps réel (les écrans cadres et contenus, les fonctionnalités, la navigation)

-Bien

- Temps différé (les écrans cadres et contenus, les fonctionnalités, la navigation)

-Bien

26. Quelles sont les remarques que vous pouvez nous communiquer concernant l'utilisation du système *Homecare* ?

-Une évaluation de l'acceptabilité du système avec une population ne présentant pas ou peu de troubles cognitif serait intéressante.

VI) La pertinence de *Homecare*

Ce système peut-il apporter de l'aide au maintien à domicile des personnes âgées, si oui pourquoi ?

-Oui avec adaptation.

Quels sont ces avantages ?

-Alerte chute, fugue, activité nocturne, mesure de la déambulation.

Quels sont ces inconvénients ?

VII) Les propositions d'améliorations de *Homecare*

Quels sont les points à améliorer dans le système *Homecare* ?

-Fiabilité

Quelles seraient les fonctionnalités à ajouter ?

-Capteur permettant de signaler que la personne se lève.

RÉFÉRENCES

- [1] « Institut national de la statistique et des études économiques : Accueil ». [En ligne]. Disponible sur: <http://www.insee.fr/fr/>. [Consulté le: 28-juill-2014].
- [2] S. Bonhomme, « Méthodologie et outils pour la conception d'un habitat intelligent », Institut National Polytechnique de Toulouse-INPT, 2008.
- [3] W. Bourennane, « Étude et conception d'un système de télésurveillance et de détection de situations critiques par suivi actimétrique des personnes à risques en milieu indoor et outdoor », Université Toulouse le Mirail-Toulouse II, 2013.
- [4] G. Abellan van Kan, Y. Rolland, S. Andrieu, J. Bauer, O. Beauchet, M. Bonnefoy, M. Cesari, L. M. Donini, S. Gillette Guyonnet, M. Inzitari, F. Nourhashemi, G. Onder, P. Ritz, A. Salva, M. Visser, et B. Vellas, « Gait speed at usual pace as a predictor of adverse outcomes in community-dwelling older people an International Academy on Nutrition and Aging (IANA) Task Force », *J. Nutr. Health Aging*, vol. 13, n° 10, p. 881-889, déc. 2009.
- [5] S. Bonhomme, E. Campo, D. Estève, et J. Guennec, « An extended PROSAFE platform for elderly monitoring at home », in *29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, p. 4056-4059, 2007.
- [6] G. A. Van Kan, Y. Rolland, H. Bergman, J. E. Morley, S. B. Kritchevsky, et B. Vellas, « The IANA Task Force on frailty assessment of older people in clinical practice », *J. Nutr. Health Aging*, vol. 12, n° 1, p. 29-37, 2008.
- [7] J. Walston, E. C. Hadley, L. Ferrucci, J. M. Guralnik, A. B. Newman, S. A. Studenski, W. B. Ershler, T. Harris, et L. P. Fried, « Research agenda for frailty in older adults: toward a better understanding of physiology and etiology: summary from the American Geriatrics Society/National Institute on Aging Research Conference on Frailty in Older Adults », *J. Am. Geriatr. Soc.*, vol. 54, n° 6, p. 991-1001, juin 2006.
- [8] « World Population Prospects, the 2012 Revision ». [En ligne]. Disponible sur: <http://esa.un.org/wpp/>. [Consulté le: 28-juill-2014].
- [9] N. Blanpain et O. Chardon, « Projections de population à l'horizon 2060. Un tiers de la population âgé de plus de 60 ans », *Insee Prem.*, n° 1, p. 320, 2010.
- [10] L. BROUSSY, « L'adaptation de la société au vieillissement de sa population: FRANCE: ANNEE ZERO! », *Paris Doc. Fr.* 202p, 2013.
- [11] « ICT Research & Innovation - European Commission ». [En ligne]. Disponible sur: <http://ec.europa.eu/programmes/horizon2020/en/area/ict-research-innovation>. [Consulté le: 28-juill-2014].
- [12] « Observatoire du Mouvement ». [En ligne]. Disponible sur: http://www.observatoire-du-mouvement.com/m_pages.asp?cata=5&rubri=28&srubri=32&menu=32&titremodule=Les+Lettres. [Consulté le: 28-juill-2014].
- [13] E. Campo, D. Estève, et M. Chan, « Conception d'un habitat adapté pour l'aide à l'autonomie des personnes âgées », *Cah. Année Gérontologie*, vol. 4, n° 4, p. 356-363, déc. 2012.
- [14] P. Topo, « Technology Studies to Meet the Needs of People With Dementia and Their Caregivers A Literature Review », *J. Appl. Gerontol.*, vol. 28, n° 1, p. 5-37, janv. 2009.
- [15] E. D. Mynatt, A.-S. Melenhorst, A. Fisk, et W. . Rogers, « Aware technologies for aging in place: understanding user needs and attitudes », *IEEE Pervasive Comput.*, vol. 3, n° 2, p. 36-41, avr. 2004.
- [16] R. Coleman et J. Myerson, « Improving Life Quality by Countering Design Exclusion », *Gerontechnology*, vol. 1, n° 2, avr. 2001.
- [17] P. Couturier, « Place de l'actimétrie dans la gestion médicale du sujet âgé fragile », *Gérontologie Société*, vol. 113, n° 2, p. 13-23, juin 2005.
- [18] G. Cornet et M. Carré, « Technologies pour le soin, l'autonomie et le lien social des personnes âgées : quoi de neuf? », *Gérontologie Société*, vol. 126, n° 3, p. 113, 2008.
- [19] W. D. Kearns et J. L. Fozard, « High-speed networking and embedded gerontechnologies », *Gerontechnology*, vol. 6, n° 3, p. 135-146, 2007.

- [20] « Caisse Nationale de solidarité pour l'autonomie - Les rapports scientifiques - Etude prospective sur les technologies pour la santé et pour l'autonomie ». [En ligne]. Disponible sur: http://www.cnsa.fr/article.php3?id_article=428. [Consulté le: 28-juill-2014].
- [21] G. Deak, K. Curran, et J. Condell, « A survey of active and passive indoor localisation systems », *Comput. Commun.*, vol. 35, n° 16, p. 1939-1954, sept. 2012.
- [22] R. Velázquez, « Wearable Assistive Devices for the Blind », in *Wearable and Autonomous Biomedical Devices and Systems for Smart Environment*, A. Lay-Ekuakille et S. C. Mukhopadhyay, Éd. Springer Berlin Heidelberg, p. 331-349, 2010.
- [23] K. Sakairi, « Research of robot-assisted activity for the elderly with senile dementia in a group home », in *SICE 2004 Annual Conference*, vol. 3, p. 2092-2094, 2004.
- [24] M. Chan, D. Estève, C. Escriba, et E. Campo, « A review of smart homes—Present state and future challenges », *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 91, n° 1, p. 55-81, juill. 2008.
- [25] « Vigilio S.A. - Vigi'FallTM: une solution unique ». [En ligne]. Disponible sur: <http://www.vigilio.fr/solutions-4-71.html>. [Consulté le: 28-juill-2014].
- [26] « Home page ». [En ligne]. Disponible sur: <http://www.withings.com/fr/>. [Consulté le: 28-juill-2014].
- [27] K. E. Ensrud, S. K. Ewing, B. C. Taylor, H. A. Fink, K. L. Stone, J. A. Cauley, J. K. Tracy, M. C. Hochberg, N. Rodondi, et P. M. Cawthon, « Frailty and risk of falls, fracture, and mortality in older women: the study of osteoporotic fractures », *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.*, vol. 62, n° 7, p. 744-751, juill. 2007.
- [28] N. Ahmed, R. Mandel, et M. J. Fain, « Frailty: an emerging geriatric syndrome », *Am. J. Med.*, vol. 120, n° 9, p. 748-753, sept. 2007.
- [29] L. P. Fried, L. Ferrucci, J. Darer, J. D. Williamson, et G. Anderson, « Untangling the concepts of disability, frailty, and comorbidity: implications for improved targeting and care », *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.*, vol. 59, n° 3, p. 255-263, mars 2004.
- [30] K. Rockwood et A. Mitnitski, « Frailty in relation to the accumulation of deficits », *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.*, vol. 62, n° 7, p. 722-727, juill. 2007.
- [31] L. P. Fried, C. M. Tangen, J. Walston, A. B. Newman, C. Hirsch, J. Gottdiener, T. Seeman, R. Tracy, W. J. Kop, G. Burke, et M. A. McBurnie, « Frailty in older adults: evidence for a phenotype », *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.*, vol. 56, n° 3, p. M146-156, mars 2001.
- [32] B. Santos-Eggimann, P. Cuénoud, J. Spagnoli, et J. Junod, « Prevalence of frailty in middle-aged and older community-dwelling Europeans living in 10 countries », *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.*, vol. 64, n° 6, p. 675-681, juin 2009.
- [33] M. Cesari, S. B. Kritchevsky, B. W. H. J. Penninx, B. J. Nicklas, E. M. Simonsick, A. B. Newman, F. A. Tylavsky, J. S. Brach, S. Satterfield, D. C. Bauer, M. Visser, S. M. Rubin, T. B. Harris, et M. Pahor, « Prognostic value of usual gait speed in well-functioning older people--results from the Health, Aging and Body Composition Study », *J. Am. Geriatr. Soc.*, vol. 53, n° 10, p. 1675-1680, oct. 2005.
- [34] M. Montero-Odasso, M. Schapira, E. R. Soriano, M. Varela, R. Kaplan, L. A. Camera, et L. M. Mayorga, « Gait velocity as a single predictor of adverse events in healthy seniors aged 75 years and older », *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.*, vol. 60, n° 10, p. 1304-1309, oct. 2005.
- [35] LIFE Study Investigators, M. Pahor, S. N. Blair, M. Espeland, R. Fielding, T. M. Gill, J. M. Guralnik, E. C. Hadley, A. C. King, S. B. Kritchevsky, C. Maraldi, M. E. Miller, A. B. Newman, W. J. Rejeski, S. Romashkan, et S. Studenski, « Effects of a physical activity intervention on measures of physical performance: Results of the lifestyle interventions and independence for Elders Pilot (LIFE-P) study », *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.*, vol. 61, n° 11, p. 1157-1165, nov. 2006.
- [36] M. E. Nelson, J. E. Layne, M. J. Bernstein, A. Nuernberger, C. Castaneda, D. Kaliton, J. Hausdorff, J. O. Judge, D. M. Buchner, R. Roubenoff, et M. A. Fiatarone Singh, « The effects of multidimensional home-based exercise on functional performance in elderly people », *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.*, vol. 59, n° 2, p. 154-160, févr. 2004.
- [37] R. Daniels, E. van Rossum, L. de Witte, G. I. Kempen, et W. van den Heuvel, « Interventions to prevent disability in frail community-dwelling elderly: a systematic review », *BMC Health Serv. Res.*, vol. 8, n° 1, p. 278, déc. 2008.

- [38] M. Mastebroek, J. Naaldenberg, A. L. Lagro-Janssen, et H. van Schrojenstein Lantman de Valk, « Health information exchange in general practice care for people with intellectual disabilities—A qualitative review of the literature », *Res. Dev. Disabil.*, vol. 35, n° 9, p. 1978-1987, sept. 2014.
- [39] Réseau francophone de prévention des traumatismes et de promotion de la sécurité, H. Bourdessol, S. Pin, et Institut national de prévention et d'éducation pour la santé, *Prévention des chutes chez les personnes âgées à domicile: référentiel de bonnes pratiques*. Saint Denis, France: Éditions Inpes, 2005.
- [40] A. Lecroart, O. Froment, C. Marbot, et D. Roy, « Projection des populations âgées dépendantes », 2013, [En ligne]. Disponible sur: <http://fulltext.bdsp.ehesp.fr/Ministere/Drees/DossiersSolidariteSante/2013/43/article43.pdf>. [Consulté le: 28-juill-2014].
- [41] J. M. Winters, Y. Wang, et J. M. Winters, « Wearable sensors and telerehabilitation », *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 22, n° 3, p. 56-65, mai 2003.
- [42] « Les technologies d'aide à l'autonomie pour les personnes en perte d'autonomie | Gerontechnologies.com ». [En ligne]. Disponible sur: <http://www.gerontechnologies.com/article/les-technologies-daide-lautonomie-pour-les-personnes-en-perte-dautonomie>. [Consulté le: 28-juill-2014].
- [43] L. Ben-Ahmed, « La question de la stigmatisation des gérontechnologies de téléassistance et géolocalisation », *Cah. Année Gérontologique*, vol. 4, n° 4, p. 394-397, déc. 2012.
- [44] G. K. Ragesh et K. Baskaran, « An Overview of Applications, Standards and Challenges in Futuristic Wireless Body Area Networks. », *Int. J. Comput. Sci. Issues IJCSI*, vol. 9, n° 1, 2012.
- [45] A. Pantelopoulos et N. G. Bourbakis, « A Survey on Wearable Sensor-Based Systems for Health Monitoring and Prognosis », *IEEE Trans. Syst. Man Cybern. Part C Appl. Rev.*, vol. 40, n° 1, p. 1-12, janv. 2010.
- [46] M. Chan, D. Estève, J.-Y. Fourniols, C. Escriba, et E. Campo, « Smart wearable systems: current status and future challenges », *Artif. Intell. Med.*, vol. 56, n° 3, p. 137-156, nov. 2012.
- [47] I. B. Misirlioglu et M. Yildiz, « Very large dielectric response from ferroelectric nanocapacitor films due to collective surface and strain relaxation effects », *J. Appl. Phys.*, vol. 114, n° 19, p. 194101-194101-8, nov. 2013.
- [48] N. Fourty, A. van den Bossche, et T. Val, « An advanced study of energy consumption in an IEEE 802.15.4 based network: Everything but the truth on 802.15.4 node lifetime », *Comput. Commun.*, vol. 35, n° 14, p. 1759-1767, août 2012.
- [49] D. Acharyya, A. Hazra, et P. Bhattacharyya, « A journey towards reliability improvement of TiO2 based Resistive Random Access Memory: A review », *Microelectron. Reliab.*, vol. 54, n° 3, p. 541-560, mars 2014.
- [50] P. Baronti, P. Pillai, V. W. C. Chook, S. Chessa, A. Gotta, et Y. F. Hu, « Wireless sensor networks: A survey on the state of the art and the 802.15.4 and ZigBee standards », *Comput. Commun.*, vol. 30, n° 7, p. 1655-1695, mai 2007.
- [51] « IEEE Standard for Information technology— Local and metropolitan area networks— Specific requirements— Part 15.4: Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specifications for Low Rate Wireless Personal Area Networks (WPANs) », *IEEE Std 802154-2006 Revis. IEEE Std 802154-2003*, p. 1-320, sept. 2006.
- [52] I. Akyildiz, T. Melodia, et K. R. Chowdury, « Wireless multimedia sensor networks: A survey », *IEEE Wirel. Commun.*, vol. 14, n° 6, p. 32-39, déc. 2007.
- [53] P. Johansson, M. Kazantzidis, R. Kapoor, et M. Gerla, « Bluetooth: An Enabler for Personal Area Networking », *Netwrg Mag Glob. Internetworkg*, vol. 15, n° 5, p. 28-37, sept. 2001.
- [54] A. Gupta et P. Mohapatra, « A survey on ultra wide band medium access control schemes », *Comput. Netw.*, vol. 51, n° 11, p. 2976-2993, août 2007.
- [55] « Bluetooth Low Energy Technology | Bluetooth Technology Website ». [En ligne]. Disponible sur: <http://www.bluetooth.com/Pages/low-energy-tech-info.aspx>. [Consulté le: 29-juill-2014].
- [56] G. Anastasi, M. Conti, M. Di Francesco, et A. Passarella, « Energy conservation in wireless sensor networks: A survey », *Ad Hoc Netw.*, vol. 7, n° 3, p. 537-568, mai 2009.
- [57] F. Parain, M. Banâtre, G. Cabillic, T. Higuera, V. Issarny, et J.-P. Lesot, « Techniques de réduction de la consommation dans les systèmes embarqués temps-réel », 2000.
- [58] T. Starner, « Human-powered wearable computing », *IBM Syst. J.*, vol. 35, n° 3.4, p. 618-629, 1996.

- [59] R. Feliz, E. Zalama, et J. Gómez, « Pedestrian tracking using inertial sensors », *J. Phys. Agents*, vol. 3, n° 1, p. 35-42, janv. 2009.
- [60] K. Abdulrahim, C. Hide, T. Moore, et C. Hill, « Aiding MEMS IMU with building heading for indoor pedestrian navigation », in *Ubiquitous Positioning Indoor Navigation and Location Based Service (UPINLBS)*, p. 1-6, 2010.
- [61] B. Mariani, C. Hoskovec, S. Rochat, C. Büla, J. Penders, et K. Aminian, « 3D gait assessment in young and elderly subjects using foot-worn inertial sensors », *J. Biomech.*, vol. 43, n° 15, p. 2999-3006, nov. 2010.
- [62] H. Martin Schepers, E. H. F. van Asseldonk, C. T. M. Baten, et P. H. Veltink, « Ambulatory estimation of foot placement during walking using inertial sensors », *J. Biomech.*, vol. 43, n° 16, p. 3138-3143, déc. 2010.
- [63] I. Tien, S. D. Glaser, R. Bajcsy, D. S. Goodin, et M. J. Aminoff, « Results of using a wireless inertial measuring system to quantify gait motions in control subjects », *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed. Publ. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 14, n° 4, p. 904-915, juill. 2010.
- [64] S. Sassen, R. Voss, J. Schalk, E. Stenzel, T. Gleissner, R. Gruenberger, F. Neubauer, W. Ficker, W. Kupke, K. Bauer, et M. Rose, « Tuning fork silicon angular rate sensor with enhanced performance for automotive applications », *Sens. Actuators Phys.*, vol. 83, n° 1-3, p. 80-84, mai 2000.
- [65] C.-C. Yang et Y.-L. Hsu, « A Review of Accelerometry-Based Wearable Motion Detectors for Physical Activity Monitoring », *Sensors*, vol. 10, n° 8, p. 7772-7788, août 2010.
- [66] V. H. Cheung, L. Gray, et M. Karunanithi, « Review of accelerometry for determining daily activity among elderly patients », *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 92, n° 6, p. 998-1014, juin 2011.
- [67] S. R. L. Hylton B Menz, « Acceleration patterns of the head and pelvis when walking are associated with risk of falling in community-dwelling older people. », *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.*, vol. 58, n° 5, p. M446-52, 2003.
- [68] H. B. Menz, S. R. Lord, et R. C. Fitzpatrick, « Age-related differences in walking stability », *Age Ageing*, vol. 32, n° 2, p. 137-142, mars 2003.
- [69] U. Lindemann, A. Hock, M. Stuber, W. Keck, et C. Becker, « Evaluation of a fall detector based on accelerometers: A pilot study », *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 43, n° 5, p. 548-551, oct. 2005.
- [70] B. Najafi, K. Aminian, A. Paraschiv-Ionescu, F. Loew, C. J. Bula, et P. Robert, « Ambulatory system for human motion analysis using a kinematic sensor: monitoring of daily physical activity in the elderly », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 50, n° 6, p. 711-723, juin 2003.
- [71] D. M. Karantonis, M. R. Narayanan, M. Mathie, N. H. Lovell, et B. G. Celler, « Implementation of a real-time human movement classifier using a triaxial accelerometer for ambulatory monitoring », *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 10, n° 1, p. 156-167, janv. 2006.
- [72] M. Sekine, T. Tamura, T. Togawa, et Y. Fukui, « Classification of waist-acceleration signals in a continuous walking record », *Med. Eng. Phys.*, vol. 22, n° 4, p. 285-291, mai 2000.
- [73] D. S. Morillo, J. L. R. Ojeda, L. F. C. Foix, et A. Jimenez, « An Accelerometer-Based Device for Sleep Apnea Screening », *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 14, n° 2, p. 491-499, mars 2010.
- [74] J. J. Liszka-Hackzell et D. P. Martin, « Analysis of nighttime activity and daytime pain in patients with chronic back pain using a self-organizing map neural network », *J. Clin. Monit. Comput.*, vol. 19, n° 6, p. 411-414, déc. 2005.
- [75] J. W. Kim, H. J. Jang, D.-H. Hwang, et C. Park, « A Step, Stride and Heading Determination for the Pedestrian Navigation System », *Positioning*, vol. 01, n° 08, p. 0, déc. 2004.
- [76] Y.-L. Kuo, K. M. Culhane, P. Thomason, O. Tirosh, et R. Baker, « Measuring distance walked and step count in children with cerebral palsy: an evaluation of two portable activity monitors », *Gait Posture*, vol. 29, n° 2, p. 304-310, févr. 2009.
- [77] A. M. Sabatini, C. Martelloni, S. Scapellato, et F. Cavallo, « Assessment of walking features from foot inertial sensing », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 52, n° 3, p. 486-494, mars 2005.
- [78] A. Authier, P. Boissy, J. Beauvais, et R. Fontaine, « A Proof of Concept for a Wireless Ambulatory Weight Bearing Measurement System in Rehabilitation and Telerehabilitation Applications », in *Third IEEE International Conference on Wireless and Mobile Computing, Networking and Communications, WiMOB 2007*, p. 73-73, 2007.
- [79] K. Kong et M. Tomizuka, « A Gait Monitoring System Based on Air Pressure Sensors Embedded in a Shoe », *IEEEASME Trans. Mechatron.*, vol. 14, n° 3, p. 358-370, juin 2009.

- [80] G. D. Fulk, P. Lopez-Meyer, et E. S. Sazonov, « Characterizing walking activity in people with stroke », *Conf. Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Conf.*, vol. 2011, p. 5211-5214, 2011.
- [81] H. Yu, D. Wang, C.-J. Yang, et K.-M. Lee, « A walking monitoring shoe system for simultaneous plantar-force measurement and gait-phase detection », in *2010 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*, p. 207-212, 2010.
- [82] A. Descatoire, A. Thévenon, et P. Moretto, « Baropodometric information return device for foot unloading », *Med. Eng. Phys.*, vol. 31, n° 5, p. 607-613, juin 2009.
- [83] K. M. Leitch, T. B. Birmingham, I. C. Jones, J. R. Giffin, et T. R. Jenkyn, « In-shoe plantar pressure measurements for patients with knee osteoarthritis: Reliability and effects of lateral heel wedges », *Gait Posture*, vol. 34, n° 3, p. 391-396, juill. 2011.
- [84] J. Krumm, S. Harris, B. Meyers, B. Brumitt, M. Hale, et S. Shafer, « Multi-camera multi-person tracking for EasyLiving », in *Third IEEE International Workshop on Visual Surveillance*, p. 3-10, 2000.
- [85] D. E. Riedel, S. Venkatesh, et W. Liu, « Spatial Activity Recognition in a Smart Home Environment using a Chemotactic Model », in *Proceedings of the 2005 International Conference on Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information Processing Conference*, p. 301-306, 2005.
- [86] N. M. Barnes, N. H. Edwards, D. A. D. Rose, et P. Garner, « Lifestyle monitoring-technology for supported independence », *Comput. Control Eng. J.*, vol. 9, n° 4, p. 169-174, août 1998.
- [87] G. Virone, N. Noury, et J. Demongeot, « A system for automatic measurement of circadian activity deviations in telemedicine », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 49, n° 12, p. 1463-1469, déc. 2002.
- [88] S. Helal, W. Mann, H. El-Zabadani, J. King, Y. Kaddoura, et E. Jansen, « The Gator Tech Smart House: a programmable pervasive space », *Computer*, vol. 38, n° 3, p. 50-60, mars 2005.
- [89] C. D. Kidd, R. Orr, G. D. Abowd, C. G. Atkeson, I. A. Essa, B. MacIntyre, E. D. Mynatt, T. Starner, et W. Newstetter, « The Aware Home: A Living Laboratory for Ubiquitous Computing Research », in *Proceedings of the Second International Workshop on Cooperative Buildings, Integrating Information, Organization, and Architecture*, London, p. 191-198, 1999.
- [90] Y. Isoda, S. Kurakake, et H. Nakano, « Ubiquitous sensors based human behavior modeling and recognition using a spatio-temporal representation of user states », in *18th International Conference on Advanced Information Networking and Applications, AINA 2004*, vol. 1, p. 512-517, 2004.
- [91] J.-O. Nilsson, I. Skog, et P. Handel, « Performance characterisation of foot-mounted ZUPT-aided INSs and other related systems », in *2010 International Conference on Indoor Positioning and Indoor Navigation (IPIN)*, p. 1-7, 2010.
- [92] N. Noury, J. Poujaud, et J.-É. Lundy, « Analyse contextuelle multidimensionnelle pour la reconnaissance de situations à risque pour la santé. Le paradigme de la détection de la chute », *IRBM*, vol. 30, n° 5-6, p. 268-272, nov. 2009.
- [93] « Analog, Embedded Processing, Semiconductor Company, Texas Instruments - TI.com ». [En ligne]. Disponible sur: <http://www.ti.com/>. [Consulté le: 29-juill-2014].
- [94] « Freescale Semiconductor | Embedded Processing Solutions ». [En ligne]. Disponible sur: <http://www.freescale.com/>. [Consulté le: 29-juill-2014].
- [95] « Microchip Technology Inc ». [En ligne]. Disponible sur: <http://www.microchip.com/>. [Consulté le: 29-juill-2014].
- [96] M. Varchola et M. Drutarovský, « Zigbee based home automation wireless sensor network », *Acta Electrotech. Inform. No*, vol. 7, n° 1, p. 4, 2007.
- [97] « ZigBee Alliance > Home ». [En ligne]. Disponible sur: <http://www.zigbee.org/>. [Consulté le: 29-juill-2014].
- [98] « Analog Devices | Semiconductors and Signal Processing ICs ». [En ligne]. Disponible sur: <http://www.analog.com/en/index.html>. [Consulté le: 29-juill-2014].
- [99] M. Chan, C. Hariton, P. Ringard, et E. Campo, « Smart house automation system for the elderly and the disabled », in *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, Intelligent Systems for the 21st Century*, vol. 2, p. 1586-1589, 1995.
- [100] A. Lombardi, M. Ferri, G. Rescio, M. Grassi, et P. Malcovati, « Wearable wireless accelerometer with embedded fall-detection logic for multi-sensor ambient assisted living applications », in *2009 IEEE Sensors*, p. 1967-1970, 2009.

- [101]N. Noury, A. Fleury, P. Rumeau, A. Bourke, G. O. Laighin, V. Rialle, et J. E. Lundy, « Fall detection - Principles and Methods », in *29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS 2007*, p. 1663-1666, 2007.
- [102]A. Bourke, P. van de Ven, M. Gamble, R. O'Connor, K. Murphy, E. Bogan, E. McQuade, P. Finucane, G. OLaighin, et J. Nelson, « Assessment of waist-worn tri-axial accelerometer based fall-detection algorithms using continuous unsupervised activities », in *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, p. 2782-2785, 2010.
- [103]M. Kangas, A. Konttila, I. Winblad, et T. Jämsä, « Determination of simple thresholds for accelerometry-based parameters for fall detection », *Conf. Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Conf.*, vol. 2007, p. 1367-1370, 2007.
- [104]A. J. van den Kroonenberg, W. C. Hayes, et T. A. McMahon, « Hip impact velocities and body configurations for voluntary falls from standing height », *J. Biomech.*, vol. 29, n° 6, p. 807-811, juin 1996.
- [105]C. Smeesters, W. C. Hayes, et T. A. McMahon, « Disturbance type and gait speed affect fall direction and impact location », *J. Biomech.*, vol. 34, n° 3, p. 309-317, mars 2001.
- [106]E. T. Hsiao et S. N. Robinovitch, « Common protective movements govern unexpected falls from standing height », *J. Biomech.*, vol. 31, n° 1, p. 1-9, janv. 1998.
- [107]M. Kangas, I. Vikman, L. Nyberg, R. Korpelainen, J. Lindblom, et T. Jämsä, « Comparison of real-life accidental falls in older people with experimental falls in middle-aged test subjects », *Gait Posture*, vol. 35, n° 3, p. 500-505, mars 2012.
- [108]T. Shany, S. J. Redmond, M. R. Narayanan, et N. H. Lovell, « Sensors-Based Wearable Systems for Monitoring of Human Movement and Falls », *IEEE Sens. J.*, vol. 12, n° 3, p. 658-670, mars 2012.
- [109]R. Mautz, « The challenges of indoor environments and specification on some alternative positioning systems », in *6th Workshop on Positioning, Navigation and Communication, WPNC 2009*, p. 29-36, 2009.
- [110]D. Kubrak, F. L. Gland, L. He, et Y. Oster, « Multi—sensor fusion for localization. Concept and simulation results », in *Proceedings of the 2009 ION Conference on Global Navigation Satellite Systems, Savannah*, p. 767-777, 2009.
- [111]H. M. Khoury et V. R. Kamat, « Evaluation of position tracking technologies for user localization in indoor construction environments », *Autom. Constr.*, vol. 18, n° 4, p. 444-457, 2009.
- [112]M. Ciurana, S. Cugno, et F. Barcelo-Arroyo, « WLAN indoor positioning based on TOA with two reference points », in *4th Workshop on Positioning, Navigation and Communication, WPNC '07*, p. 23-28, 2007.
- [113]M. Ciurana, D. López, et F. Barceló-Arroyo, « SoftOA: Software Ranging for TOA-Based Positioning of WLAN Terminals », in *Proceedings of the 4th International Symposium on Location and Context Awareness*, Berlin, p. 207-221, 2009.
- [114]M. Vossiek, L. Wiebking, P. Gulden, J. Wiegardt, C. Hoffmann, et P. Heide, « Wireless local positioning », *IEEE Microw. Mag.*, vol. 4, n° 4, p. 77-86, déc. 2003.
- [115]N. B. Priyantha, A. Chakraborty, et H. Balakrishnan, « The Cricket Location-support System », in *Proceedings of the 6th Annual International Conference on Mobile Computing and Networking*, New York, p. 32-43, 2000.
- [116]F. Reichenbach et D. Timmermann, « Indoor Localization with Low Complexity in Wireless Sensor Networks », in *2006 IEEE International Conference on Industrial Informatics*, p. 1018-1023, 2006.
- [117]W.-H. Kuo, Y.-S. Chen, G.-T. Jen, et T.-W. Lu, « An intelligent positioning approach: RSSI-based indoor and outdoor localization scheme in Zigbee networks », in *2010 International Conference on Machine Learning and Cybernetics (ICMLC)*, vol. 6, p. 2754-2759, 2010.
- [118]C.-N. Huang et C.-T. Chan, « ZigBee-based indoor location system by k-nearest neighbor algorithm with weighted RSSI », *Procedia Comput. Sci.*, vol. 5, p. 58-65, 2011.
- [119]A.-I. Noh, W. J. Lee, et J. Y. Ye, « Comparison of the Mechanisms of the Zigbee's Indoor Localization Algorithm », in *Ninth ACIS International Conference on Software Engineering, Artificial Intelligence, Networking, and Parallel/Distributed Computing, SNPD '08*, p. 13-18, 2008.

- [120]J. Tsuji, H. Kawamura, K. Suzuki, T. Ikeda, A. Sashima, et K. Kurumatani, « ZigBee based indoor localization with particle filter estimation », in *2010 IEEE International Conference on Systems Man and Cybernetics (SMC)*, p. 1115-1120, 2010.
- [121]K. Heurtefeux et V. Fabrice, « De la pertinence du RSSI pour la localisation dans les réseaux de capteurs », in *Rencontres Francophones sur les Aspects Algorithmiques des Télécommunications*, La Grande Motte, France, p. 1, 2012.
- [122]V. Renaudin, O. Yalak, P. Tomé, et B. Merminod, « Indoor Navigation of Emergency Agents », *Eur. J. Navig.*, vol. 5, n° 3, p. 36-45, 2007.
- [123]« Adream | LAAS CNRS ». [En ligne]. Disponible sur: <http://www.laas.fr/ADREAM/>. [Consulté le: 29-juill-2014].
- [124]N. Fourty, Y. Charlon, et E. Campo, « Embedded Wireless System for Pedestrian Localization in Indoor Environments », *Sens. Transducers J.*, vol. 14-2, p. 211-227, mars 2012.
- [125]Y. Charlon, N. Fourty, et E. Campo, « A telemetry system embedded in clothes for indoor localization and elderly health monitoring », *Sensors*, vol. 13, n° 9, p. 11728-11749, 2013.
- [126]A. Sanchez, S. Elvira, A. De Castro, G. Glez-de-Rivera, R. Ribalda, et J. Garrido, « Low cost indoor ultrasonic positioning implemented in FPGA », in *35th Annual Conference of IEEE Industrial Electronics, 2009. IECON '09*, p. 2709-2714, 2009.
- [127]R. Casas, A. Marco, J. J. Guerrero, et J. Falcó, « Robust Estimator for Non-Line-of-Sight Error Mitigation in Indoor Localization », *EURASIP J. Adv. Signal Process.*, vol. 2006, n° 1, p. 043429, avr. 2006.
- [128]Y. Charlon, N. Fourty, W. Bourennane, et E. Campo, « Design and evaluation of a device worn for fall detection and localization: Application for the continuous monitoring of risks incurred by dependents in an Alzheimer's care unit », *Expert Syst. Appl.*, vol. 40, n° 18, p. 7316-7330, déc. 2013.
- [129]D. J. Hewson, K. Li, A. Frèrejean, J.-Y. Hogrel, et J. Duchene, « Domo-Grip: functional evaluation and rehabilitation using grip force », in *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, p. 1308-1311, 2010.
- [130]V. Racic, A. Pavic, et J. M. W. Brownjohn, « Experimental identification and analytical modelling of human walking forces: Literature review », *J. Sound Vib.*, vol. 326, n° 1-2, p. 1-49, sept. 2009.
- [131]H. Abbott et D. Powell, « Land-vehicle navigation using GPS », *Proc. IEEE*, vol. 87, n° 1, p. 145-162, janv. 1999.
- [132]C. E. White, D. Bernstein, et A. L. Kornhauser, « Some map matching algorithms for personal navigation assistants », *Transp. Res. Part C Emerg. Technol.*, vol. 8, n° 1-6, p. 91-108, févr. 2000.
- [133]M. Cavalleri et G. Reni, « Active monitoring insole: a wearable device for monitoring foot load distribution in home-care context », *Conf. Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Conf.*, vol. 2008, p. 4447-4450, 2008.
- [134]J. E. Bortz, « A New Mathematical Formulation for Strapdown Inertial Navigation », *IEEE Trans. Aerosp. Electron. Syst.*, vol. AES-7, n° 1, p. 61-66, janv. 1971.
- [135]K. Sagawa, H. Inooka, et Y. Satoh, « Non-restricted measurement of walking distance », in *2000 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, vol. 3, p. 1847-1852, 2000.
- [136]O. Bebek, M. . Suster, S. Rajgopal, M. J. Fu, X. Huang, M. C. Cavusoglu, D. J. Young, M. Mehregany, A. van den Bogert, et C. H. Mastrangelo, « Personal navigation via shoe mounted inertial measurement units », in *2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, p. 1052-1058, 2010.
- [137]Y.-S. Suh et S. Park, « Pedestrian inertial navigation with gait phase detection assisted zero velocity updating », in *4th International Conference on Autonomous Robots and Agents, ICARA 2009*, p. 336-341, 2009.
- [138]Shin, S. H., Park, C. G., Hong, H. S., Lee, J. M., « MEMS-Based Personal Navigator Equipped on the User's Body », in *18th International Technical Meeting of the Satellite Division of The Institute of Navigation (ION GNSS 2005)*, Long Beach, CA, pp. 1998-2002, September 2005.
- [139]Q. Ladetto, « On foot navigation: continuous step calibration using both complementary recursive prediction and adaptive Kalman filtering », in *13th International Technical Meeting of the Satellite Division of The Institute of Navigation (ION GPS 2000)*, Salt Lake City, UT, pp. 1735-1740, September 2000.

- [140]S. H. Shin, C. G. Park, J. W. Kim, H. S. Hong, et J. M. Lee, « Adaptive Step Length Estimation Algorithm Using Low-Cost MEMS Inertial Sensors », in *IEEE Sensors Applications Symposium, SAS '07*, p. 1-5, 2007.
- [141]A. Jimenez, F. Seco, C. Prieto, et J. Guevara, « A comparison of Pedestrian Dead-Reckoning algorithms using a low-cost MEMS IMU », in *IEEE International Symposium on Intelligent Signal Processing, WISP 2009*, p. 37-42, 2009.
- [142]L. Fang, P. J. Antsaklis, L. Montestruque, M. B. McMickell, M. Lemmon, Y. Sun, H. Fang, I. Koutroulis, M. Haenggi, M. Xie, et X. Xie, « Design of a wireless assisted pedestrian dead reckoning system - the NavMote experience », *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 54, n° 6, p. 2342-2358, déc. 2005.
- [143]D. Kubrak, « Etude de l'hybridation d'un récepteur GPS avec des capteurs bas-coûts pour la navigation personnelle en milieu urbain », Télécom ParisTech, 2007.
- [144]T. Salpavaara, J. Verho, J. Leikkala, et J. Halttunen, « Wireless Insole Sensor System for Plantar Force Measurements during Sport Events », in *IMEKO XIX World Congress on Fundamental and Applied Metrology*, p. 6-11, 2009.
- [145]L. Shu, T. Hua, Y. Wang, Q. Qiao Li, D. D. Feng, et X. Tao, « In-shoe plantar pressure measurement and analysis system based on fabric pressure sensing array », *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed. Publ. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 14, n° 3, p. 767-775, mai 2010.
- [146]A. H. Abdul Razak, A. Zayegh, R. K. Begg, et Y. Wahab, « Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review », *Sensors*, vol. 12, n° 12, p. 9884-9912, juill. 2012.
- [147]H. L. P. Hurkmans, J. B. J. Bussmann, E. Benda, J. a. N. Verhaar, et H. J. Stam, « Techniques for measuring weight bearing during standing and walking », *Clin. Biomech. Bristol Avon*, vol. 18, n° 7, p. 576-589, août 2003.
- [148]E. Atlas, Z. Yizhar, S. Khamis, N. Slomka, S. Hayek, et A. Gefen, « Utilization of the foot load monitor for evaluating deep plantar tissue stresses in patients with diabetes: proof-of-concept studies », *Gait Posture*, vol. 29, n° 3, p. 377-382, avr. 2009.
- [149]P. E. Martin et A. P. Marsh, « Step length and frequency effects on ground reaction forces during walking », *J. Biomech.*, vol. 25, n° 10, p. 1237-1239, oct. 1992.
- [150]S. J. M. Bamberg, A. Benbasat, D. M. Scarborough, D. E. Krebs, et J. . Paradiso, « Gait Analysis Using a Shoe-Integrated Wireless Sensor System », *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 12, n° 4, p. 413-423, juill. 2008.
- [151]S. Urry, « Plantar pressure-measurement sensors », *Meas. Sci. Technol.*, vol. 10, n° 1, p. R16, janv. 1999.
- [152]Z. P. Luo, L. J. Berglund, et K. N. An, « Validation of F-Scan pressure sensor system: a technical note », *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 35, n° 2, p. 186-191, juin 1998.
- [153]« Tekscan | Pressure Mapping, Force Measurement, & Tactile Sensors ». [En ligne]. Disponible sur: <http://www.tekscan.com/>. [Consulté le: 29-juill-2014].
- [154]« pedar ». [En ligne]. Disponible sur: <http://www.novel.de/novelcontent/pedar>. [Consulté le: 29-juill-2014].
- [155]« paroTec ». [En ligne]. Disponible sur: http://www.paromed.com.au/index.php?option=com_content&view=article&id=60&Itemid=59. [Consulté le: 29-juill-2014].
- [156]H. L. P. Hurkmans, J. B. J. Bussmann, E. Benda, J. a. N. Verhaar, et H. J. Stam, « Accuracy and repeatability of the Pedar Mobile system in long-term vertical force measurements », *Gait Posture*, vol. 23, n° 1, p. 118-125, janv. 2006.
- [157]W. Ye, Y. Xu, et K. K. Lee, « Shoe-Mouse: an integrated intelligent shoe », in *2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2005)*, p. 1163-1167, 2005.
- [158]V. G. Femery, P. G. Moretto, J.-M. G. Hespel, A. Thévenon, et G. Lensel, « A real-time plantar pressure feedback device for foot unloading », *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 85, n° 10, p. 1724-1728, oct. 2004.
- [159]Z. Pataky, L. Faravel, J. Da Silva, et J. Assal, « A new ambulatory foot pressure device for patients with sensory impairment. A system for continuous measurement of plantar pressure and a feed-back alarm », *J. Biomech.*, vol. 33, n° 9, p. 1135-1138, sept. 2000.
- [160]C. Lebosse, B. Bayle, M. de Mathelin, et P. Renaud, « Nonlinear modeling of low cost force sensors », in *IEEE International Conference on Robotics and Automation, ICRA 2008*, p. 3437-3442, 2008.

- [161]Vecchi, C. Freschi, S. Micera, A. M. Sabatini, P. Dario, et R. Sacchetti, « Experimental Evaluation of Two Commercial Force Sensors for Applications in Biomechanics and Motor Control », in *5th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society*, 2000.
- [162]« FlexiForce® Force Sensors | Single Button Force Sensing Resistor | Tekscan ». [En ligne]. Disponible sur: <http://www.tekscan.com/flexible-force-sensors>. [Consulté le: 29-juill-2014].
- [163]E. S. Sazonov, G. Fulk, J. Hill, Y. Schutz, et R. Browning, « Monitoring of Posture Allocations and Activities by a Shoe-Based Wearable Sensor », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 58, n° 4, p. 983-990, avr. 2011.
- [164]« Interlink Electronics | Products and Solutions ». [En ligne]. Disponible sur: <http://www.interlinkelectronics.com/products.php>. [Consulté le: 29-juill-2014].
- [165]« Measurement Specialties—Capteurs de pression, Capteurs de position, Capteurs de vibration ». [En ligne]. Disponible sur: <http://www.meas-spec.fr/>. [Consulté le: 29-juill-2014].
- [166]« MARK-10 ES10/ES20 Manual Tensile / Compression Force Measurement Test Stands ». [En ligne]. Disponible sur: <http://www.mark-10.com/instruments/stands/es10.html>. [Consulté le: 29-juill-2014].
- [167]« Phidgets Inc. - 3138_0 - S Type Load Cell (0-100kg) - CZL301C ». [En ligne]. Disponible sur: http://www.phidgets.com/products.php?category=34&product_id=3138_0. [Consulté le: 29-juill-2014].
- [168]« NI USB-6008 OEM - National Instruments ». [En ligne]. Disponible sur: <http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/fr/nid/202751>. [Consulté le: 29-juill-2014].
- [169]« LT6650 - Micropower, 400mV Reference with Rail-to-Rail Buffer Amplifier in SOT-23 - Linear Technology ». [En ligne]. Disponible sur: <http://www.linear.com/product/LT6650>. [Consulté le: 29-juill-2014].
- [170]A. Panagiota, S. Layal, et H. Stefan, « Assessment of Human Gait Speed and Energy Expenditure Using a Single Triaxial Accelerometer », in *2012 Ninth International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN)*, p. 184-188, 2012.
- [171]S. Roundy et P. K. Wright, « A piezoelectric vibration based generator for wireless electronics », *Smart Mater. Struct.*, vol. 13, n° 5, p. 1131, oct. 2004.
- [172]P. Glynne-Jones, M. J. Tudor, S. P. Beeby, et N. M. White, « An electromagnetic, vibration-powered generator for intelligent sensor systems », *Sens. Actuators Phys.*, vol. 110, n° 1-3, p. 344-349, févr. 2004.
- [173]S. Meninger, J. O. Mur-Miranda, R. Amirtharajah, A. Chandrakasan, et J. H. Lang, « Vibration-to-electric energy conversion », *IEEE Trans. Very Large Scale Integr. VLSI Syst.*, vol. 9, n° 1, p. 64-76, févr. 2001.
- [174]P. Miao, A. S. Holmes, E. M. Yeatman, T. C. Green, et P. D. Mitcheson, « Micro-machined variable capacitors for power generation », in *11th International Conference on Electrostatics*, Edinburgh, SCOTLAND, p. 53-58, 2004.
- [175]M. Duffy et D. Carroll, « Electromagnetic generators for power harvesting », in *IEEE 35th Annual on Power Electronics Specialists Conference, PESC 04.*, vol. 3, p. 2075-2081, 2004.
- [176]N. J. Baker, M. . Mueller, et E. Spooner, « Permanent magnet air-cored tubular linear generator for marine energy converters », in *Power Electronics, Machines and Drives (PEMD 2004)*. vol. 2, p. 862-867, 2004.
- [177]P. Fiorini, « Motion-based generators for industrial applications ». [En ligne]. Disponible sur: http://www.academia.edu/646462/Motion-based_generators_for_industrial_applications. [Consulté le: 29-juill-2014].
- [178]N. S. Shenck et J. . Paradiso, « Energy scavenging with shoe-mounted piezoelectrics », *IEEE Micro*, vol. 21, n° 3, p. 30-42, mai 2001.
- [179]D. Han et V. Kaajakari, « Microstructured polymer for shoe power generation », in *Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference, TRANSDUCERS 2009*, p. 1393-1396, 2009.
- [180]Y. Yang, L. Tang, et H. Li, « Vibration energy harvesting using macro-fiber composites », *Smart Mater. Struct.*, vol. 18, n° 11, p. 115025, nov. 2009.
- [181]« Smart Material Corp. ». [En ligne]. Disponible sur: <http://www.smart-material.com/>. [Consulté le: 29-juill-2014].
- [182]« LTC3588-1 - Nanopower Energy Harvesting Power Supply - Linear Technology ». [En ligne]. Disponible sur: <http://www.linear.com/product/LTC3588-1>. [Consulté le: 29-juill-2014].
- [183]« Withings Store ». [En ligne]. Disponible sur: <http://www.withings.com/fr/withings-pulse.html>. [Consulté le: 29-juill-2014].

- [184]« Fitbit® Zip™ ». [En ligne]. Disponible sur: <http://www.fitbit.com/fr/zip>. [Consulté le: 29-juill-2014].
- [185]« Fitbit® Flex™ ». [En ligne]. Disponible sur: <http://www.fitbit.com/fr/flex>. [Consulté le: 29-juill-2014].
- [186]S. J. Marshall, S. S. Levy, C. E. Tudor-Locke, F. W. Kolkhorst, K. M. Wooten, M. Ji, C. A. Macera, et B. E. Ainsworth, « Translating physical activity recommendations into a pedometer-based step goal: 3000 steps in 30 minutes », *Am. J. Prev. Med.*, vol. 36, n° 5, p. 410-415, mai 2009.
- [187]D. M. Bravata, C. Smith-Spangler, V. Sundaram, A. L. Gienger, N. Lin, R. Lewis, C. D. Stave, I. Olkin, et J. R. Sirard, « Using pedometers to increase physical activity and improve health: a systematic review », *JAMA J. Am. Med. Assoc.*, vol. 298, n° 19, p. 2296-2304, nov. 2007.
- [188]F. Bloch, V. Gautier, N. Noury, J.-E. Lundy, J. Poujaud, Y.-E. Claessens, et A.-S. Rigaud, « Evaluation under real-life conditions of a stand-alone fall detector for the elderly subjects », *Ann. Phys. Rehabil. Med.*, vol. 54, n° 6, p. 391-398, sept. 2011.

LISTE DES PUBLICATIONS PERSONNELLES

Yoann CHARLON (ycharlon@gmail.com)

Publications personnelles dans 6 revues internationales, 3 conférences internationales, et 5 conférences nationales :

REVUES INTERNATIONALES

Y.CHARLON, N.FOURTY, W.BOURENNANE, E.CAMPO,
"Design and evaluation of a device worn for fall detection and localization: Application for the continuous monitoring of risks incurred by dependents in an Alzheimer's care unit",
Expert Systems with Applications, Vol.40, N°18, pp.7316-7330, Décembre 2013

Y.CHARLON, N.FOURTY, E.CAMPO,
"A telemetry system embedded in clothes for indoor localization and elderly health monitoring",
Sensors, Vol.13, N°9, pp.11728-11749, Septembre 2013

W.BOURENNANE, Y.CHARLON, F.BETTAHAR, E.CAMPO, D.ESTEVE,
"Homecare monitoring system: A technical proposal for the safety of the elderly experimented in an Alzheimer's care unit",
IRBM, Vol.34, N°2, pp.92-100, Avril 2013

Y.CHARLON, W.BOURENNANE, F.BETTAHAR, E.CAMPO,
"Activity monitoring system for elderly in a context of smart home",
IRBM, Vol.34, N°1, pp.60-63, Mars 2013

W.BOURENNANE, Y.CHARLON, F.BETTAHAR, M.CHAN, D.ESTEVE, E.CAMPO
"Ambient intelligence for monitoring Alzheimer patients",
International Journal of E-Health and Medical Communications, Vol.4, N°1, pp.23-35, Janvier 2013

N.FOURTY, Y.CHARLON, E.CAMPO,
"Embedded wireless system for pedestrian localization in indoor environments",
Sensors & Transducers Journal, Vol.14-2, pp.211-227, Special Issue, Février 2012,

CONFÉRENCES INTERNATIONALES

Y.CHARLON, F.BETTAHAR, E.CAMPO,
"Design of a smart shoe insole to monitor frail older people",
International Conference on Modern Well-being for Societies and Territories (LivInWell), Sainte-Feyre (France), Mars 2013, 6p.

N.FOURTY, Y.CHARLON, E.CAMPO,

“Energy efficient embedded wireless system used for localisation in indoor environments”,
International Conference on Sensor Device Technologies and Applications (SENSORDEVICES 2011),
Nice (France), 21-27 Août 2011, 6p.

W.BOURENNANE, Y.CHARLON, M.CHAN, D.ESTEVE, E.CAMPO

“Integration of wearable device with actimetry system for monitoring alzheimer's patients”,
International Conference on Wearable Micro and Nano Technologies for Personalized Health
(pHealth 2011), Lyon (France), Juillet 2011, 4p.

CONFERENCES NATIONALES

A.PIAU, Y.CHARLON, E.CAMPO, F.NOURHASHEMI,

“Une semelle intelligente pour promouvoir l'activité physique des patients âgés fragiles”,
Congrès Francophone Fragilité et Prévention de la dépendance du sujet âgé, Marseille, Avril 2014, 1p.

Y.CHARLON, I.BOURENNANE,

“Feasibility test of a smart shoe insole self powered”,
Journées Nationales sur la Récupération et le Stockage d'Energie (JNRSE), Toulouse (France), Mars
2013, 2p.

F.BETTAHAR, W.BOURENNANE, Y.CHARLON, E.CAMPO,

“HOMECARE: une plateforme technique de surveillance pour le suivi actimétrique de patients Alzheimer”,
Workshop – Alzheimer, Approche pluridisciplinaire. De la recherche clinique aux avancées
technologiques, Toulouse (France), Janvier 2013, pp.87-98

Y.CHARLON, W.BOURENNANE, E.CAMPO

“Mise en œuvre d'une plateforme de suivi de l'actimétrie associée à un système d'identification (résumé)”,
Université d'été de la e-Santé 2012, Castre (France), 4-6 Juillet 2012, 1p.

Y.CHARLON, W.BOURENNANE, E.CAMPO,

“Mise en œuvre d'une plateforme de suivi de l'actimétrie associée à un système d'identification”,
Symposium Mobilité et Santé (SMS 2011), Ax-les-Thermes (France), Septembre 2011, 12p.