



HAL
open science

Modélisation de tests gériatriques standardisés pour l'évaluation et le suivi de la capacité fonctionnelle

Racha Soubra

► **To cite this version:**

Racha Soubra. Modélisation de tests gériatriques standardisés pour l'évaluation et le suivi de la capacité fonctionnelle. Modélisation et simulation. Université de Technologie de Troyes, 2020. Français. NNT : 2020TROY0025 . tel-03808710

HAL Id: tel-03808710

<https://theses.hal.science/tel-03808710v1>

Submitted on 10 Oct 2022

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

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

Thèse
de doctorat
de l'UTT

Racha SOUBRA

Modélisation de tests gériatriques standardisés pour l'évaluation et le suivi de la capacité fonctionnelle

Champ disciplinaire :
Sciences pour l'Ingénieur

2020TROY0025

Année 2020

THESE

pour l'obtention du grade de

DOCTEUR

de l'UNIVERSITE DE TECHNOLOGIE DE TROYES

EN SCIENCES POUR L'INGENIEUR

Spécialité : OPTIMISATION ET SURETE DES SYSTEMES

présentée et soutenue par

Racha SOUBRA

le 11 décembre 2020

**Modélisation de tests gériatriques standardisés
pour l'évaluation et le suivi de la capacité fonctionnelle**

JURY

M. J.-L. NOVELLA	PROFESSEUR DES UNIVERSITES PRATICIEN HOSPITALIER	Président
M. J. BOUDY	PROFESSEUR TELECOM SUDPARIS - HDR	Rapporteur
Mme C. MARQUE	PROFESSEURE DES UNIVERSITES	Rapporteuse
M. W. BERTUCCI	PROFESSEUR DES UNIVERSITES	Examineur
Mme F. CHEHADE	MAITRE DE CONFERENCES - HDR	Directrice de thèse
M. A. CHKEIR	PROFESSEUR ASSOCIE UTT	Directeur de thèse

Personnalité invitée

M. J. DUCHÊNE	PROFESSEUR EMERITE
---------------	--------------------

« Présence fondamentale, la famille ne vous quitte jamais, même quand vous devez vous résoudre à la quitter. »

Bill Buford

*Je dédie ce mémoire à
Mes chers parents, ma sœur et mon frère*

Remerciements

Je tiens d'abord à rendre hommage à mon directeur de thèse Monsieur CHKEIR Aly et le remercier très sincèrement pour ses conseils scientifiques judicieux, sa disponibilité constante, ses idées brillantes, sa confiance en moi et ses encouragements positifs. Je tiens également à remercier Mme CHEHADE Farah, ma co-directrice sur la deuxième et troisième année de cette thèse, pour sa participation et ses conseils scientifiques ainsi que le temps qu'elle a consacré à cette recherche.

J'aimerais également remercier Monsieur DUCHENE Jacques, Professeur émérite, de m'avoir encadrée et guidée dans la première année de mes recherches et d'avoir accepté de participer à mon jury de thèse.

J'adresse tous mes remerciements à Mme MARQUE Catherine, Professeure à l'Université de Technologie de Compiègne, et Monsieur BOUDY Jérôme, Professeur à Télécom SudParis, de m'avoir fait l'honneur en acceptant d'être les rapporteurs de ma thèse.

J'exprime ma gratitude à Monsieur NOVELLA Jean-Luc, Professeur des Universités et Praticien Hospitalier à CHU Reims, pour les remarques constructives et les conseils qu'il m'a donnés lors de nos rencontres. Je tiens à le remercier ainsi que Monsieur BERTUCCI William, de m'avoir fait l'honneur d'examiner mon travail.

Je remercie la communauté d'agglomération de « Troyes Champagne Métropole » pour le financement de ce travail, et tous les participants qui sont portés volontaires pour cette étude.

J'exprime ma gratitude au directeur et aux administrations de l'école doctorale à l'Université de Technologie de Troyes : Monsieur SAANOUNI Khemais, Mme LECLERCQ Isabelle, Mme DENIS Pascale et Mme KAZARIAN Thérèse. Merci également à Mme ANDRE Bernadette et Mme BANSE Véronique pour l'assistance administrative qu'elles m'ont apportée.

Je remercie mes collègues, mes amis et tous ceux et celles qui m'accompagnent depuis trois ans pour leurs appuis et leurs encouragements.

Enfin, toute ma reconnaissance va à mes chers parents, ma sœur et mon frère qui m'ont toujours soutenue, et à qui je dédie ce travail de thèse, et un grand merci du fond du cœur à mes belles nièces Lamar et Talia qui m'ont apportée de la joie à distance.

Résumé

Le développement des systèmes de surveillance au quotidien des capacités fonctionnelles est fondamental face au vieillissement de la population et aux capacités limitées d'accueil aux cabinets de consultation gériatrique. L'objectif de la thèse est de proposer une solution d'évaluation de la capacité à se mouvoir d'une façon objective et conviviale fondée sur la réalisation d'un test d'évaluation gériatrique standardisée, objectivable à partir de dispositifs technologiques, d'utilisation très simple et intuitive dans un cadre motivant d'automesure.

Le défi scientifique est d'identifier le meilleur test gériatrique permettant d'évaluer la perte de la capacité à se mouvoir, puis de le caractériser de façon objective à partir d'expérimentations menées sur une plateforme d'analyse quantifiée de la marche produisant des données de référence (i.e. le système Vicon disponible sur le site du Living Lab au sein de l'Université de Technologie de Troyes), et de le modéliser pour le traduire sous forme de dispositifs technologiques propres à être utilisés aussi bien au cabinet du professionnel de santé qu'au domicile, selon une approche de traitement de signal basée sur l'analyse multi-résolution par ondelettes. L'idée de base de conception est de développer « une chaise intelligente » à laquelle on ajoute une fonction d'évaluation (marche, équilibre, masse musculaire, force de préhension, fatigue, etc.) d'usage totalement intuitif.

Mots Clés : Traitement du signal, Modélisation des données (informatique), Ondelettes, Gérontechnologies, Marche (locomotion)

Table des matières

Remerciements.....	iii
Résumé	iv
Tables des matières.....	v
Liste des figures.....	ix
Liste des tableaux.....	xii
Introduction générale	1
Partie I. Revue de la littérature	4
Chapitre 1. Vieillesse	5
1.1. Définition du vieillissement.....	6
1.2. Evolution démographique	9
1.3. Vieillesse et mobilité.....	12
1.4. La perte d'autonomie fonctionnelle et la dépendance	12
1.4.1. Problématique	12
1.4.2. Facteurs et conséquences.....	13
1.5. La perte de la capacité à se mouvoir.....	15
1.5.1. Problématique	15
1.5.2. Facteurs et conséquences.....	15
1.6. Le risque de chute.....	16
1.6.1. Problématique	16
1.6.2. Facteurs et conséquences.....	17
1.7. Conclusion	18
1.8. Bibliographie	19
Chapitre 2. Motricité en gériatrie	21
2.1. Introduction.....	22
2.2. Les évaluations de la capacité à se mouvoir	23
2.2.1. L'Évaluation Gériatrique Standardisée (EGS)	23
2.2.2. Les 31 tests d'évaluation : Revue Systématique	26
2.3. Les propriétés psychométriques.....	38
2.3.1. Validité, Fidélité et Sensibilité au changement.....	38
2.3.2. Propriétés psychométriques des tests : Revue Systématique	42
2.4. Conclusion	51
2.5. Bibliographie	52

Chapitre 3. Synthèse de la Partie I.....	58
3.1. Impact et choix de test.....	59
3.2. Conclusion	62
3.3. Bibliographie	63
Partie II. Contributions scientifiques	65
Chapitre 4. Approche clinique	65
4.1. Introduction.....	66
4.2. Test Timed Up and Go « TUG ».....	66
4.3. Modélisation du test TUG	68
4.4. Conception du test TUG dans le cadre de la gérontechnologie	70
4.4.1. Exigences de conception.....	70
4.4.2. Benchmark technologique	72
4.5. Impact et choix de la technologie.....	78
4.6. Conclusion	81
4.7. Bibliographie	82
Chapitre 5. Mise en œuvre de la partie technique du test TUG	86
5.1. Introduction.....	87
5.2. Outils de mesures.....	87
5.2.1. Système radar Doppler	87
5.2.1.1. Principes généraux des radars	87
5.2.1.2. Choix du système radar	93
5.2.1.3. Circuit électronique	96
5.2.2. Système optoélectronique Vicon	99
5.2.2.1. Présentation du système	99
5.2.2.2. Phase de calibrage	100
5.2.2.3. Choix et positionnement des marqueurs	101
5.2.3. Barrières Infrarouges	102
5.3. Positionnement des outils de mesures	103
5.4. Synchronisation des acquisitions.....	104
5.5. Description et mise en œuvre du protocole.....	105
5.5.1. Population concernée et critères d'inclusion	105
5.5.2. Déroulement d'une expérience	105
5.6. Hébergement, protection et intégrité des données	106
5.7. Conclusion	107
5.8. Bibliographie	108

Chapitre 6. Traitement des données et validation des méthodes	109
6.1. Introduction	110
6.2. Prétraitement des données brutes	111
6.2.1. Débruitage des données radar.....	112
6.2.2. Reconstruction, labélisation et interpolation des données Vicon.....	116
6.2.3. Standardisation des données expérimentales.....	117
6.3. Traitement basé sur l'analyse « multi-résolution »	117
6.3.1. Différentes représentations spatiales et fréquentielles	117
6.3.2. Transformée en ondelettes (CWT, DWT).....	122
6.3.3. Propriétés des ondelettes mères.....	123
6.3.4. Choix des ondelettes mères adéquates.....	125
6.3.5. Application et validation des méthodes sur le test TUG.....	128
6.4. Conclusion	137
6.5. Bibliographie	138
Chapitre 7. Mise en œuvre de la segmentation du test TUG	140
7.1 Introduction	141
7.2. Les composants du test TUG	142
7.2.1. Transfert.....	142
7.2.2. Marche	144
7.2.3. Virage	145
7.3 Segmentation entre « transfert et marche »	145
7.3.1. Méthodologie.....	146
7.3.2. Résultats.....	147
7.3.3. Discussion.....	148
7.4 Segmentation entre « marche et virage »	149
7.4.1. Méthodologie.....	149
7.4.2. Résultats.....	151
7.4.3. Discussion.....	153
7.5 Conclusion	153
7.6. Bibliographie	154
Chapitre 8. Analyse spatio-temporelle de la marche	156
8.1. Introduction	157
8.2. La marche humaine	157
8.3. Exploration et exploitation de la marche	159

8.3.1. Méthodes d'analyse.....	159
8.3.2. Principaux paramètres de la marche	160
8.3.3. Outils de mesure	162
8.4. Proposition d'une analyse spatio-temporelle.....	163
8.4.1. Détection du signal des pas	163
8.4.2. Calcul des paramètres spatio-temporels	175
8.5. Conclusion	179
8.6. Bibliographie	180
Chapitre 9. Synthèse de la Partie II.....	182
Partie III. Conclusion et Perspectives.....	186
Chapitre 10. Conclusion générale et perspectives	187
Publications et Communications	191
Annexes	193

Liste des figures

Figure 1.1 Modèle « 1+2+3 de Bouchon ».....	7
Figure 1.2. a) Pyramide des âges au 1er Janvier 2020.....	10
Figure 1.3 Espérance de vie à la naissance observée et projetée pour la France.....	11
Figure 1.4 La classification de Wood.	14
Figure 1.5 Les causes multifactorielles de la chute.	17
Figure 4.1 Le déroulement du test TUG.	67
Figure 4.2 Exemples de la littérature des systèmes de modélisation du test TUG avec capteurs portés : a) Deux systèmes d'UMI utilisés par Higashi et al. [33], b) Application sTUG développée par Milosevic et al. [37] et c) Système d'UMI triaxial utilisé par Greene et Kenny [32]......	74
Figure 5.1 Le principe de mesure de la distance entre un radar à impulsion et une cible.	89
Figure 5.2 Le schéma fonctionnel d'un radar monochromatique.....	91
Figure 5.3 Le schéma fonctionnel d'un radar FMCW.....	92
Figure 5.4 Les plans dimensionnels des radars a) MDU 2750 (C920101), b) MDU 1100 (C900807), c) MDU 1100T (C900861) et d) MDU 1750 (C920802).	94
Figure 5.5 Les diagrammes de rayonnement d'antennes des radars a) MDU 2750 (C920101), b) MDU 1100 (C900807), c) MDU 1100T (C900861) et d) MDU 1750 (C920802).	95
Figure 5.6 Schéma du module électronique associé au capteur radar.	96
Figure 5.7 Exemple d'un signal radar lors d'une réalisation du test TUG.	98
Figure 5.8 L'approche de concaténation proposée.	99
Figure 5.9 Tige de calibrage (Active Wand).	101
Figure 5.10 Positionnement et nomenclature des marqueurs réfléchissants.....	102
Figure 5.11 Un émetteur et un récepteur d'une barrière infrarouge E3JM.....	103
Figure 5.12 Installation Expérimentale.....	104
Figure 5.13 La connexion des systèmes pour une synchronisation d'acquisition des données.....	104
Figure 5.14 Enregistrement statique d'un sujet debout en forme de T.....	106
Figure 6.1 Algorithme de décomposition par la transformée en ondelette discrète.	113
Figure 6.2 Algorithme de reconstruction par la transformée en ondelette discrète.	115
Figure 6.3 (a) Analyse temporelle, (b) Analyse de Fourier, (c) Analyse de Fourier à fenêtre glissante et analyse de Gabor, (d) Analyse par ondelette.	120
Figure 6.4 Pavage temps-fréquence pour la transformée en ondelettes.....	122

Figure 6.5 Un exemple de : a) dilatation et b) translation d'une ondelette mère ψ .	124
Figure 6.6 Ondelettes mères (a) Haar, (b) Daubechies4, (c) Coiflet1, (d) Symlet2, (e) Meyer, (f) Morlet et (g) Chapeau Mexicain.	125
Figure 6.7 Exemple de la vitesse moyenne de marche obtenu par les systèmes a) Radar Doppler et b) Vicon.	127
Figure 6.8 Les résultats de la méthode de sélection par rang.	128
Figure 6.9 Les étapes de construction d'un scalogramme.	129
Figure 6.10 a) Exemple d'un signal radar Doppler, obtenu lors de la réalisation du test TUG, et b) son scalogramme.	130
Figure 6.11 Variation de la vitesse du torse, des talons et des orteils en fonction du temps.	131
Figure 6.12 Scalogramme du signal radar avec les vitesses du torse et des pieds obtenues par le système Vicon (courbe en noir).	132
Figure 6.13 a) Exemple d'un signal radar Doppler à haute amplification et b) son scalogramme.	134
Figure 6.14 a) Exemple d'un signal radar Doppler à petite amplification et b) son scalogramme.	135
Figure 6.15 a) Exemple d'un signal radar Doppler concaténé et b) son scalogramme	136
Figure 7.1 Caractérisation du (a) transfert assis-debout mettant en évidence un mouvement vers l'avant puis vers le haut et du (b) transfert debout-assis mettant en évidence un mouvement vers le bas puis vers l'arrière.	143
Figure 7.2 Vitesses angulaires du torse (Trunk) et du genou (Knee) obtenues lors de la réalisation des phases assis-debout (STS) et debout-assis (BTS) par a) une personne jeune et b) une personne âgée, avec TBF: flexion du tronc vers l'avant, TBR : retour du tronc vers l'arrière, KE : extension du genou et KF : flexion du genou.	144
Figure 7.3 Exemple des signaux de vitesse obtenus par le système radar (courbe en noir) et le système Vicon (courbe en bleu) lors d'une phase de transfert assis-debout.	147
Figure 7.4 Segmentation d'une phase de transfert en deux parties : se pencher (segment en rouge) et se lever (segment en magenta).	148
Figure 7.5 (a) un signal radar, (b) son scalogramme, (c) le signal de vitesse de marche extrait de 2b, (d) le signal de variance extrait du scalogramme et (e) le signal de la variance cumulative en noir et les plateaux binaires de la détection automatique du demi-tour en rouge.	152
Figure 8.1 La chronologie des différentes phases d'un cycle de marche.	158
Figure 8.2 Représentation des paramètres spatiaux.	161

Figure 8.3 Une personne munie des chaussures exploratrices et portant le chronographe de Marey. Un tube de transmission fait communiquer la chambre à air placée au-dessous des chaussures avec le tambour à levier du chronographe.....	162
Figure 8.4 Scalogramme d'une matrice des coefficients de la TO avec le signal de la vitesse des pieds tracée en noir.....	164
Figure 8.5 Histogramme du bruit enregistré en l'absence d'une cible mobile.....	165
Figure 8.6 Histogrammes de la distribution des valeurs d'énergie relatives aux oscillations des membres du corps humain (v_{inf}) et aux bruits.....	166
Figure 8.7 a) Exemple d'image avant et après l'application de l'opération « fermeture » et b) figure zoom d'un carré de la matrice M.....	167
Figure 8.8. Initialisation des barycentres.....	170
Figure 8.9 Histogrammes obtenu a) avant et b) après traitement par l'opération morphologique de fermeture.....	172
Figure 8.10 Les signaux de vitesse des pieds obtenus par le système Vicon et ceux obtenus par le système radar Doppler a) avant et b) après le traitement par l'opération morphologique de fermeture.....	173
Figure 8.11 Scalogramme de la matrice M après partitionnement par la valeur seuil.....	174
Figure 8.12 Scalogramme de la matrice M après partitionnement par l'apprentissage semi-supervisé de la k-moyenne.....	174
Figure 8.13 Exemple des vitesses du torse et des pieds, obtenues par les systèmes radar Doppler et Vicon lors de la marche.....	176

Liste des tableaux

Tableau 4.1 Résumé des résultats d'une méta-analyse.....	68
Tableau 4.2 Résumé des études qui ont modélisé le test TUG à l'aide des systèmes avec capteurs portés selon l'ordre chronologique.....	75
Tableau 4.3 Résumé des études qui ont modélisé le test TUG à l'aide des capteurs intégrés dans les smartphones selon l'ordre chronologique..	76
Tableau 4.4 Résumé des études qui ont modélisé le test TUG à l'aide des systèmes avec capteurs à base de caméra selon l'ordre chronologique.....	78
Tableau 5.1 Les caractéristiques électriques des radars utilisés.	94
Tableau 6.1 Les ondelettes mères appliquées dans cette étude.	126
Tableau 8.1 Les coefficients de corrélation obtenus entre les paramètres spatiaux-temporaux estimés après traitement du signal radar Doppler et ceux du système Vicon.	178
Tableau A.I.1 Comparaison des tests dans leurs dimensions objectivables et réalisables. ...	193
Tableau A.II.1 Le nombre de citation des tests d'évaluation basée sur la performance.....	194
Tableau A.II.2 Le nombre de citation des tests d'évaluation basée sur le jugement de l'évaluateur	194
Tableau A.II.3 Le nombre de citation des tests d'auto-évaluation.	194
Tableau A.III.1. Tableau récapitulatif des formes du coefficient intra-classe (ICC) selon Shrout et Fleiss [1].....	195
Tableau A.III.2. Tableau récapitulatif des formes du coefficient intra-classe (ICC) selon McGraw et Wong [2] avec C le symbole de la cohérence et A le symbole de l'accord absolu	196

Introduction Générale

La santé, le bien-être et l'autonomie d'une personne âgée dépendent en partie de sa capacité à se mouvoir ; l'activité physique étant l'un des éléments majeurs pour une vie autonome. Pratiquer des tests cliniques relatifs à l'évaluation de la capacité à se mouvoir, est donc essentiel pour identifier les personnes ayant une mobilité réduite, détecter les signes précoces du déclin de la mobilité et prédire la nécessité d'une intervention thérapeutique dans le cadre de l'accompagnement d'une vie autonome. Ces tests d'évaluation sont souvent pratiqués en consultation gériatrique à travers une diversité de tests standardisés. Comme suite au résultat de ces tests, les professionnels de santé peuvent guider la personne vers des activités menant à une récupération fonctionnelle, soit dans des centres de rééducation ou de réadaptation, soit dans des structures collectives d'activité physique adaptée, soit encore à domicile, au sens large (appartement individuel, résidence seniors, EHPAD), en utilisant des dispositifs technologiques ou des objets ludiques (comme des jeux sérieux).

De nos jours, le développement des systèmes de surveillance quotidienne de la marche est devenu un objet de recherche en raison de l'évolution démographique du vieillissement et des capacités limitées d'accueil aux cabinets de consultation gériatrique. Cela peut fournir aux cliniciens des informations qui peuvent potentiellement révéler l'apparition d'une anomalie liée à la santé, la perte d'autonomie, le risque de chute, les troubles cognitifs, la nécessité de placement en institution, etc... Plusieurs axes de recherches ont été impliqués pour répondre à ce besoin. Il s'agit généralement d'un développement soit des systèmes avec capteurs portés (tels que les systèmes d'unité de mesure inertielle (IMU), les accéléromètres triaxiaux, etc.), soit des systèmes avec des capteurs non portés (tels que le télémètre, les plateformes de marche et les capteurs à base de caméras infrarouges, etc.). Les contraintes de la majorité de ces solutions technologiques concernent en particulier la stigmatisation, le respect de la confidentialité et de la vie privée de la personne âgée, ainsi que les exigences économiques qui représentent parfois un critère majeur d'acceptation d'une technologie.

Dans ce contexte, l'objectif principal de cette thèse est de proposer une solution d'évaluation de la capacité à se mouvoir d'une façon objective et conviviale fondée sur la modélisation du test gériatrique standardisé le plus pertinent, à partir de dispositifs technologiques procurés dans divers environnements des personnes âgées (domicile, EHPAD,

centre de prévention, etc.) et désignés par une simplicité d'utilisation, une adaptation et une acceptation par les utilisateurs.

Ce travail a été mené en trois étapes qui définissent les parties de ce manuscrit : (I) la présentation de la problématique, (II) le développement scientifique et les contributions personnelles, et (III) la conclusion et les perspectives envisageables.

La partie I. se compose de trois chapitres dans lesquels nous présentons l'état de l'art et la problématique de ce travail. Le défi dans cette partie est d'identifier le meilleur test gériatrique standardisé permettant l'évaluation de la capacité à se mouvoir chez les personnes âgées. Le chapitre 1 définit tout d'abord le vieillissement, son évolution démographique et ses principales conséquences en face de la capacité à se mouvoir. Le chapitre 2 présente ensuite une introduction des évaluations gériatriques standardisés (EGS), une vue globale des tests dédiés à l'évaluation de la marche et l'équilibre, et fréquemment appliqués en gériatrie et cités dans la littérature, ainsi qu'une description de leurs principaux aspects pratiques d'administration et de leurs propriétés psychométriques (i.e. la validité, la fidélité et la sensibilité au changement). Enfin, le Chapitre 3 pose la problématique de l'accompagnement et le suivi des capacités fonctionnelles à partir des dispositifs technologiques valides, simples à utiliser et acceptables par tous les acteurs pivots (personnes âgées, aidants familiaux, gériatres, paramédicaux, etc...). Pour répondre à ce besoin, ce chapitre présente également le choix du test le plus adopté par les professionnels de santé pour être modélisé dans ce travail.

La partie II. présente ainsi les contributions personnelles permettant la modélisation automatique du test choisi. Dans cette partie, le chapitre 4 décrit ce test, les modèles proposés dans la littérature pour sa réalisation à domicile ainsi que leurs avantages et inconvénients, pour aboutir enfin à une proposition d'un dispositif technologique d'utilisation très simple et intuitive dans un cadre motivant d'automesure. Le chapitre 5 présente par la suite le protocole expérimental mis en place pour répondre aux objectifs de ma thèse. Il s'agit d'une acquisition des données lors de la réalisation du test choisi et à partir du dispositif proposé et des systèmes de références (i.e. un système optoélectronique Vicon et des barrières infrarouges) pour la validation des résultats obtenus. Les chapitres suivants (6, 7 et 8) proposent une approche d'analyse multi-résolution basée sur la transformée en ondelettes pour une modélisation du test et une segmentation de ses composants (transfert, marche et virage) d'une façon fiable et automatique, ainsi qu'une approche d'analyse des principaux paramètres spatiaux-temporels

de la marche basée sur l'apprentissage non supervisé par la méthode de la *k-moyenne*. Enfin, le chapitre 9 présente la synthèse de cette partie.

Enfin, la partie III. présente une conclusion générale et les perspectives de ce travail. Cette phase met en perspective la volonté de transfert sur le marché d'une « chaise intelligente » susceptible d'être utilisée dans divers environnements (ex. domicile, centre de prévention, cabinet de généraliste, consultation gériatrique) qui, sans remplacer une EGS complète et l'expertise des professionnels de santé, permet de surmonter les problèmes de la fréquence faible des évaluations connues par le « one shot » à travers le suivi de la capacité à se mouvoir chez les personnes âgées et dans le but de leur maintenir une qualité de vie souhaitée.

Partie I.
Revue de la littérature

Chapitre 1

Vieillesse

Sommaire

1.1. Définition du vieillissement	6
1.2. Evolution démographique	9
1.3. Vieillesse et mobilité	12
1.4. La perte d'autonomie fonctionnelle et la dépendance	12
1.4.1. Problématique	12
1.4.2. Facteurs et conséquences	13
1.5. La perte de la capacité à se mouvoir	15
1.5.1. Problématique	15
1.5.2. Facteurs et conséquences	15
1.6. Le risque de chute	16
1.6.1. Problématique	16
1.6.2. Facteurs et conséquences	17
1.7. Conclusion	18
1.8. Bibliographie	19

1.1. Définition du vieillissement

Le vieillissement est un phénomène biologique lent, progressif, multifactoriel et complexe aux définitions multiples. D'après Fulop et al. [1], près de 200 théories ont été rapportées pour définir le concept du vieillissement.

La définition la plus commune du vieillissement est celle de l'organisation mondiale de la santé (OMS). Elle définit le vieillissement comme « un processus graduel et irréversible de modification des structures et des fonctions de l'organisme résultant du passage du temps » [2]. D'un point de vue médical, le vieillissement est considéré comme l'ensemble des processus physiologiques qui modifient la structure et les fonctions de l'organisme à partir de l'âge mûr [3]. Ce processus inéluctable se définit ainsi par une diminution des capacités fonctionnelles de l'organisme. Il est la résultante des effets cumulés de facteurs individuels génétiques (vieillesse intrinsèque) et de facteurs environnementaux, comportementaux et sociaux, auxquels est soumis l'individu tout au long de sa vie. Toutefois, ces facteurs et leurs niveaux d'interactions interviennent de façons différentes dans le processus du vieillissement selon l'individu.

De nombreuses théories ont été suggérées afin de déterminer l'âge à partir duquel commence le vieillissement. Par exemple, l'OMS retient généralement comme critère un âge supérieur ou égal à 65 ans pour qu'une personne entre dans la vieillesse. D'autre part, une définition plus sociale utilise plutôt l'âge de la cessation d'activité professionnelle, (ex. l'âge de 62 ans en France). Par contre, sur le plan biologique, ces critères d'âge sont inexacts vu qu'ils varient selon les cellules et les organes ; certains processus du vieillissement étant continus, débutant dès la naissance pour ne finir qu'avec le décès de l'individu [4].

Par ailleurs, le vieillissement est associé au déclin des capacités fonctionnelles de l'organisme et s'accompagne d'une fragilisation globale [5]. Cette fragilisation représente un facteur de risque essentiel de multiples pathologies. Néanmoins, il est nécessaire de distinguer le vieillissement physiologique du vieillissement pathologique. En d'autres termes, il s'agit de discriminer l'état de santé d'une personne âgée résultant des effets d'un vieillissement normal ou des effets propres des maladies. Pour l'expliquer, le gériatre français Jean-Pierre Bouchon a proposé en 1984 un schéma modélisant la décompensation fonctionnelle de la personne âgée selon un processus d'évènement en cascade « 1+2+3 de Bouchon », présenté dans la Figure 1. 1 [6].

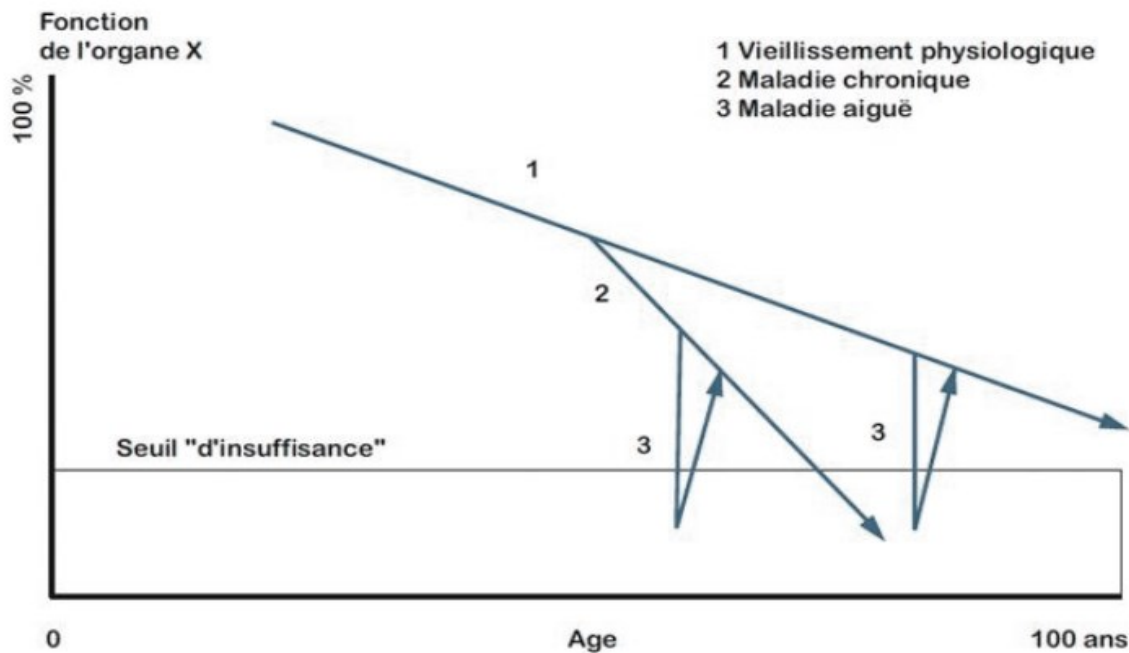


Figure 1. 1 Modèle « 1+2+3 de Bouchon ». Reproduit de « 1+ 2+ 3 ou comment tenter d'être efficace en gériatrie » par Bouchon J. Rev Prat, 1984. 34 [6].

Sur ce schéma, l'abscisse donne l'âge du patient et l'ordonnée représente la fonction d'organe qui est au maximum de 100%. Un seuil clinique d'insuffisance marque la décompensation fonctionnelle qui est potentiellement irréversible.

- **La courbe 1** représente les effets du vieillissement physiologique sur la fonction d'organe.
- **La courbe 2** représente l'effet d'une ou de plusieurs maladies chroniques se greffant sur les effets du vieillissement de l'organe et altérant la fonction de l'organe.
- **La courbe 3** représente le facteur aigu de décompensation tel qu'un stress aigu, une pathologie iatrogénique ou une affection médicale aiguë, etc...

Ce modèle montre l'impact d'une maladie aiguë ou chronique sur le vieillissement physiologique. Ainsi, le dépistage et la prise en charge précoce pourra limiter dans le temps le passage à un seuil d'insuffisance.

En général, le vieillissement dépend d'un contexte historique, social et encore géographique d'une personne. Ainsi, la population âgée se caractérise par une grande hétérogénéité [7]. De nos jours, aucun processus biologique unique ne pourrait expliquer l'origine et les conséquences du vieillissement [8]. Les conséquences du vieillissement peuvent

être très importantes chez certains sujets âgés, mais minimales, voire absentes, chez d'autres individus du même âge. De ce fait, d'après Rowe et Kahn [9], il existe trois modèles évolutifs de vieillissement :

- **Le vieillissement réussi** : ce modèle se caractérise par le maintien des capacités fonctionnelles et par l'absence de vulnérabilité. Les personnes âgées affectées par ce modèle restent robustes et en bonne santé malgré l'avancement en âge.
- **Le vieillissement usuel ou habituel** : ce modèle se caractérise par la réduction des capacités fonctionnelles ou certaines d'entre elles, mais sans être attribué à une pathologie bien définie. Sous cette dimension, le déclin fonctionnel peut mener à un déséquilibre en cas de survenue d'un phénomène aigu.
- **Le vieillissement pathologique** : ce modèle est défini par un vieillissement avec pathologies sévères ou évolutives et il est responsable des déficiences physiologiques, à l'origine d'incapacités fonctionnelles et parfois majeures menant à des réels handicaps. Il regroupe la sphère affective (dépression), cognitive (démence), locomotrice, sensorielle et cardiovasculaire. En général, une dénutrition et une apparition de pathologies aiguës (particulièrement infectieuses ou traumatiques) sont associées à ce modèle.

Le déclin des capacités fonctionnelles caractérisant les modèles de vieillissement usuel et pathologique peut s'accompagner d'un risque de fragilité ou le précipiter. A ce jour, il n'existe pas une définition universelle de la fragilité. Ce manque de consensus suggère que de nombreux facteurs y contribuent et que les symptômes y apparaissent différemment selon le sujet. Parmi les nombreuses définitions retrouvées dans la littérature, deux sont les plus couramment utilisées : l'approche élaborée par Fried et al. [10] en 2001 et celle élaborée par Rockwood et al. [11] en 2005. Selon Fried et ses collègues [10], la fragilité est définie comme une condition qui répond à 3 des 5 critères phénotypiques suivante : (1) perte de poids involontaire, (2) sensation d'épuisement, (3) niveau d'activité physique faible, (4) vitesse de marche lente et (5) faible force de préhension. En plus, un sujet est considéré pré-fragile s'il présente un ou deux de ces critères, alors qu'il est considéré non-fragile s'il ne présente aucun de ces critères. D'autre part, Rockwood et ses collègues [11] définissent la fragilité par l'accélération du processus du vieillissement normal en raison de l'accumulation de déficits variés. Ainsi, déterminer la fragilité d'une personne revient à faire la somme de toutes les atteintes fonctionnelles dont il est l'objet sans se soucier des causes éventuelles.

En plus de ces trois modèles du vieillissement, il est remarquable que de nombreux facteurs environnementaux jouent eux aussi un rôle important dans le processus de vieillissement. Ce type de vieillissement est souvent lié à l'éducation, l'entourage familial et social, la profession antérieure, l'origine géographique, etc...de la personne.

Le vieillissement est certes inévitable. Malgré sa complexité et la diversité des facteurs mis en cause, ce phénomène peut être ralenti et orienté vers un vieillissement réussi à travers des évaluations multidisciplinaires.

1.2. Evolution démographique

A l'échelle mondiale, le vieillissement de la population est devenu plus rapide qu'auparavant. Selon le rapport « World Population Ageing 2019 », le monde comptait 703 millions de personnes âgées de 65 ans ou plus en 2019 [12]. Cette frange de la population est passée de 6% du total en 1990 à 9% en 2019, et poursuivra une augmentation pour atteindre 16% d'ici 2050. Le nombre de personnes âgées est prévu de doubler pour atteindre 1,5 milliards dans trente ans, de sorte qu'une personne sur six dans le monde sera âgée de 65 ans ou plus. Cette évolution s'accélère compte tenu de l'avancée en âge des *baby-boomers* nées entre 1946 et 1975.

Au 1^{er} Janvier 2020, selon l'institut national de la statistique et des études économiques (Insee), la France comptait environ 67,064 millions d'habitants dont 23,98% sont des habitants âgés de moins de 20 ans, 49,40% sont des habitants âgés de 20 à 59 ans et 26,62% sont des habitants âgés de 60 ans ou plus (dont 35,7% ont 75 ans ou plus). La population française continue de vieillir. Les seniors âgés d'au moins 65 ans représentent 20% de la population française. Leur part a augmenté de 4,7 points en vingt ans. En plus, la hausse est de 2,4 points pour les habitants âgés de 75 ans ou plus. Comme le montre la Figure 1. 2-a, ces derniers représentaient près d'un habitant sur 10 en 2019. La progression s'accélère depuis 2011, l'année où la première génération nombreuse du *baby-boomers* a atteint 65 ans. L'augmentation de l'espérance de vie à la naissance est significative depuis plus de 30 ans. En 2019, elle atteint 85,6 ans pour les femmes et 79,7 ans pour les hommes. En cinq ans, les femmes ont gagné 0,2 ans d'espérance de vie et les hommes 0,5 ans.

D'après les projections de population publiées par l'Insee en 2016, la population de la France continuerait à croître et compterait 76,4 millions d'habitants au 1^{er} Janvier 2070, dont la quasi-totalité de cette hausse concernerait les personnes âgées de 65 ans ou plus (+ 10,4

millions), avec une forte augmentation particulière pour les personnes de 75 ans ou plus (une hausse de 7,8 millions entre 2013 et 2070 est prévue). D’ici 2040, plus d’un habitant sur quatre aurait 65 ans ou plus. Cette forte augmentation résulte de l’amélioration de l’espérance de vie produite, ainsi que de l’arrivée de toutes les générations issues du *baby-boomers* dans cette catégorie d’âge. Après 2040, la part des 65 ans ou plus continuerait à progresser mais d’une façon modérée et pourrait atteindre 28,7% de la population totale en 2070 (voir Figure 1. 2-b) Selon le scénario central de l’Insee, l’espérance de vie à la naissance attendrait 93,0 ans pour les femmes et 90,1 ans pour les hommes, comme indiquée sur la Figure 1. 3.

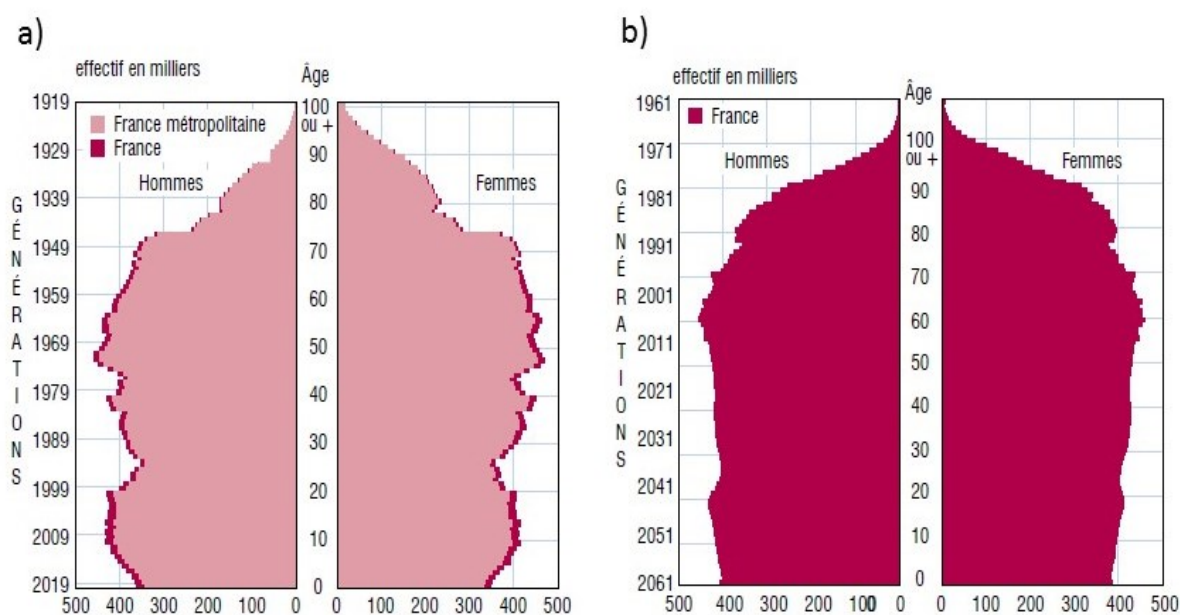


Figure 1. 2. a) Pyramide des âges au 1^{er} Janvier 2020 – Source : Insee, estimation de population (résultats provisoires arrêtés fin 2019), b) Scénario de la pyramide des âges en 2070 – Source : Insee, projections de population 2013-2017.

Comme en France, la part des personnes âgées a augmenté dans tous les pays de l’Union Européenne (UE). Au 1^{er} Janvier 2018, la part de 65 ans ou plus représente 19,7% de la population de l’UE contre 17,1% en 2008 et 16,2% en 2003. Cette part est la plus élevée en Italie (22,6%) et la plus faible en Irlande (13,8%). Dans l’ensemble de l’UE en 2017, l’espérance de vie à la naissance atteint 83,5 ans pour les femmes et 78,3 ans pour les hommes. Elle est la plus élevée en Espagne pour les femmes (86,1 ans), suivie de la France et l’Italie (85,2 ans). D’autre part, elle est la plus élevée en Italie et Suède pour les hommes (80,8 ans), suivies de l’Espagne (80,6 ans) et l’Irlande (80,4 ans).

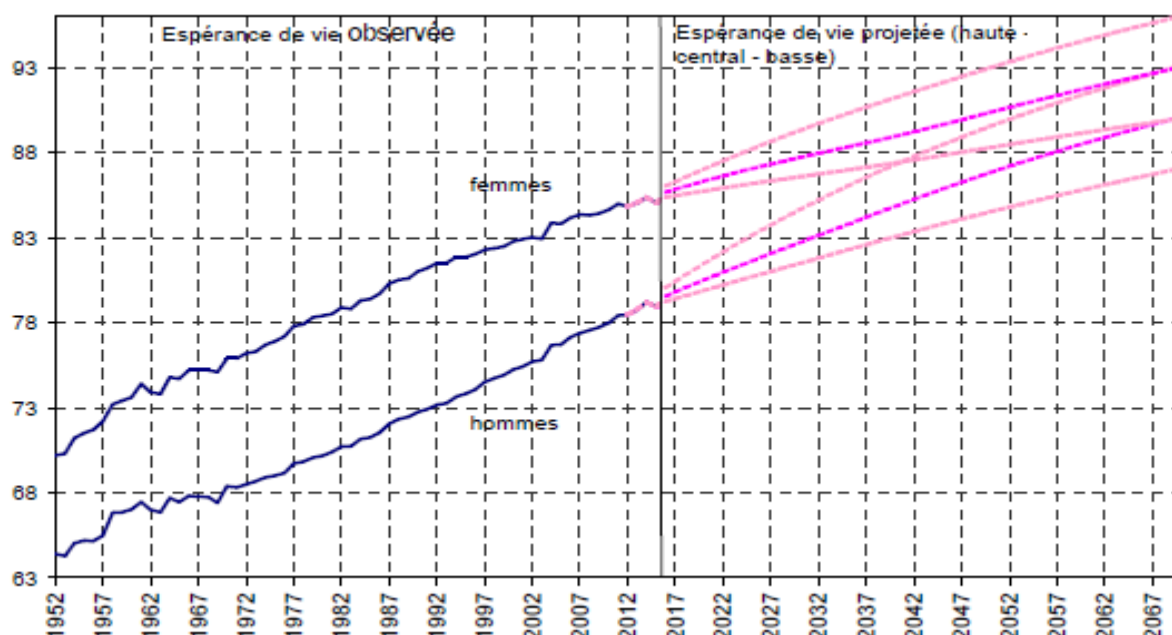


Figure 1. 3 Espérance de vie à la naissance observée et projetée pour la France – Source : Insee, estimations de population et statistiques de l'état civil pour l'espérance de vie observée. Projection de population 2013-2070 pour l'espérance de vie projetée (Insee Résultat à paraître).

Selon les projections de population établies par Eurostat en juin 2019 et couvrant la période 2018-2100, l'UE connaîtrait un important vieillissement. La part de l'UE âgée de 65 ans ou plus augmenterait de 9,5 points pour atteindre 29,2% en 2070. En outre, la part de l'UE âgée de 80 ans ou plus serait plus que doublée entre 2018 et 2070 pour atteindre 12,6% en 2070. Par contre, la part de l'UE âgée de 20 à 64 ans diminuerait régulièrement jusqu'en 2050 et varierait peu ensuite pour atteindre 51,6% en 2070.

De nos jours, il est évidemment remarquable que la COVID-19 jette une lumière crue sur la réalité démographique du monde entier. La pandémie de ce virus a un impact considérable sur la population mondiale et les personnes âgées en particulier. Bien que tous les groupes d'âges soient exposés au risque d'être contractés, les seniors sont confrontés à un risque plus important en raison des changements physiologiques liés au vieillissement. D'après l'OMS/Europe, plus de 95% de ces décès concernent des personnes âgées de 60 ans ou plus. En outre, 8 décès sur 10 surviennent chez des personnes ayant au moins une comorbidité, tels que les maladies cardiovasculaires, l'hypertension et le diabète, etc. [13].

Depuis plusieurs années, le vieillissement démographique reflète une amélioration de la santé et des conditions socio-économiques dans plusieurs pays. Néanmoins, le vieillissement de la population induit des conséquences non négligeables au niveau individuel, familial, médical, social et économique, auxquelles tous les pays devront trouver des réponses précoces.

Dans le cadre de cette thèse, nous nous attacherons à décrire, dans les sections suivantes de ce chapitre, les facteurs et les conséquences de certaines complications liées à la capacité à se mouvoir chez les personnes âgées.

1.3. Vieillesse et mobilité

La santé et le bien-être d'un individu dépendent en partie de sa capacité à se mouvoir, se déplacer et bouger tous ses membres. Un bon maintien et une mobilisation active de toutes les parties du corps par des mouvements coordonnés permettent à l'organisme d'exécuter efficacement toutes ses fonctions (circulation sanguine, respiration, digestion, etc.). Une étude s'appuyant sur une cohorte de 27738 personnes âgées et sur une période de 13 ans a montré que les marcheurs vivaient plus longtemps que les autres et que marcher plus d'une heure par jour améliorait significativement l'espérance de vie [14].

Par définition, **se mouvoir** désigne le fait « d'être en mouvement, de se déplacer, de bouger et de marcher » pour se rendre d'un point à un autre. Ce phénomène vital résulte d'une mobilité articulaire et d'une contraction musculaire volontaire. L'exécution des mouvements met en jeu un ensemble d'éléments dont les os, les articulations, les muscles, le système nerveux ainsi que certains facteurs psychiques comme l'attention, la volonté et la maîtrise de soi. Toutefois, les organes, les structures, les systèmes et les fonctions s'altèrent avec l'avancement en âge. Par exemple, les muscles s'atrophient, les os deviennent poreux, les systèmes sensoriels subissent parfois une déficience. D'une part ces transformations musculo-squelettiques et neurologiques affectent la mobilité et la posture de la personne âgée, provoquant ainsi un manque d'équilibre, une peur de chuter, une perte de la capacité musculaire globale, etc. D'autre part, des facteurs environnementaux, comportementaux, psychologiques et sociaux ont des effets délétères pour la santé et la mobilité des personnes âgées [15]. L'ensemble de ces facteurs intrinsèques et extrinsèques provoquent souvent la diminution de l'autonomie et réduisent la capacité à se mouvoir, accélérant donc le processus de déclin fonctionnel menant à la dépendance et au risque de chute.

1.4. La perte d'autonomie fonctionnelle et la dépendance

1.4.1. Problématique

Les notions d'autonomie et de dépendance ne sont pas opposées, mais elles se complètent et sont à prendre en compte pour répondre au mieux aux besoins des personnes âgées. Selon l'OMS, l'autonomie correspond à la capacité d'une personne à se gouverner elle-

même ; y compris à gérer sa dépendance. Elle se réfère ainsi au libre arbitre de la personne, c'est-à-dire la liberté de pouvoir agir et accepter ou refuser en fonction de son jugement. En particulier, l'autonomie fonctionnelle fait référence à la qualité de la santé physique et psychique basée sur la capacité d'une personne âgée à réaliser toute seule certaines activités de la vie quotidienne. Ainsi, la perte d'autonomie ou le déclin fonctionnel correspond à l'incapacité d'assurer seule certains actes de la vie courante. Selon l'encyclopédie Medix [16], ce phénomène est un des grands problèmes de santé publique liés au vieillissement de la population.

La dépendance, quant à elle, est perçue comme une anomalie d'une structure ou d'une fonction anatomique, physiologique ou psychologique, et se caractérise par l'impossibilité partielle ou totale pour une personne d'effectuer sans aide les activités de la vie (physiques, psychiques ou sociale) et de s'adapter à son environnement. En d'autres termes, ce phénomène renvoie à l'idée d'un besoin en soins de santé, mais aussi en assistance à la vie quotidienne. Il est défini par le besoin d'aide [17], et il s'agit souvent d'un besoin de longue durée suite à une perte d'autonomie.

Selon l'enquête Vie quotidienne et santé 2014 (VQS) publié par Brunel et al. [18], environ 26% des personnes âgées de 60 ans ou plus avaient au moins une limitation fonctionnelle (physique, sensorielle ou cognitive) et 28% recevaient une aide humaine. En plus, selon le scénario central de l'Insee, le nombre de personnes âgées dépendantes augmenterait de 50% entre 2000 et 2040 [19].

1.4.2. Facteurs et conséquences

Facteurs

Plusieurs facteurs : physiques, psychologiques, biologiques et socio-économiques ou les quatre à la fois contribuent à la perte d'autonomie fonctionnelle et à la dépendance. En premier, toutes les maladies, qu'elles soient aiguës ou chroniques (telles que les affections dégénératives du système nerveux, les maladies destructives des articulations, les accidents vasculaires cérébraux, etc.), peuvent être des causes de survenue ou d'aggravation de la dépendance d'une personne âgée. L'intrication des maladies psychiques et physiques et les facteurs environnementaux font la gravité de la situation. En outre, certaines pathologies mènent à une hospitalisation. Durant son séjour, la personne est habituellement prise en charge par les différents services de soins appropriés à leurs pathologies et leurs besoins, fait qui promouvrait parfois à son tour la dépendance [17].

Afin de mieux comprendre les causes de la dépendance et mieux cerner les approches thérapeutiques, il est important d'explicitier la classification de Wood [20]. Dans son analyse, Wood a effectué cette distinction entre la déficience, l'incapacité et le handicap en prenant en compte les facteurs socio-environnementaux (voir Figure 1. 4).

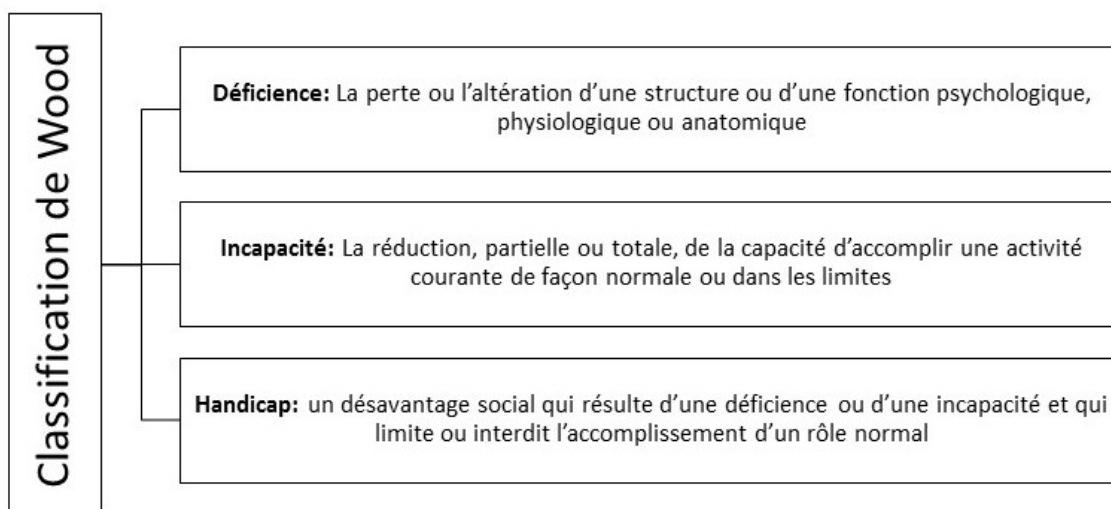


Figure 1. 4 La classification de Wood [19].

Conséquences

La perte d'autonomie fonctionnelle et la dépendance présentent deux formes de conséquences : d'une part sur la personne elle-même, et d'une autre part sur son écosystème.

En premier lieu, la dépendance influe en évidence sur la vie quotidienne de la personne âgée. Elle impose soit sa présence à domicile lorsque le maintien y est possible, soit elle provoque un abandon du domicile au profit de structures institutionnelles (telles que les établissements d'hébergement pour personnes âgées dépendantes (EHPAD)). Cette perte d'autonomie influe bien évidemment sur la vie quotidienne de la personne. Pour certains sujets, le besoin d'aide est indispensable, alors que pour d'autres c'est l'occasion de « bénéfices secondaires ». D'autre part, une des conséquences de la dépendance est la modification du regard de l'entourage : « La dépendance modifie le regard de l'entourage envers une personne âgée. Les enfants peuvent occuper une place de type parental vis-à-vis de leurs propres parents. Cette inversion des rapports peut réactiver des problématiques œdipiennes très souvent sources de culpabilité » [17].

1.5. La perte de la capacité à se mouvoir

1.5.1. Problématique

La marche est une modalité particulière du mouvement qui nécessite l'intégrité des voies motrices, cérébelleuses, vestibulaires et des afférentes proprioceptives. Elle est définie par une activité alternée des membres inférieurs qui permet le déplacement du corps dans le plan horizontal tout en assurant le maintien de son équilibre [21].

Lors du vieillissement, la marche d'une personne se modifie et se caractérise par une diminution de vitesse, une réduction de la longueur et de la hauteur du pas, une diminution du ballant des bras, une augmentation des oscillations à la station debout et une augmentation du temps de double appui [22, 23].

Les troubles de la marche sont fréquents en gériatrie et signalent souvent un risque accru d'événements adverses ultérieurs chez les personnes âgées. Selon les travaux de Verghese et al. [24], plus d'un tiers des personnes âgées de 70 ans ou plus et vivant à domicile présentaient des troubles de la marche.

1.5.2. Facteurs et conséquences

Facteurs

Une multitude de facteurs physiologiques et pathologiques peut entraîner des troubles de la marche et de l'équilibre chez les personnes âgées [21]. Par exemple, une diminution de la vitesse des réactions posturales et des capacités d'adaptation aux situations extrêmes s'explique souvent par un vieillissement physiologique des systèmes antigravitaire et d'adaptation posturale comme [21] :

- La perte physiologique de la masse et de la fonction musculaires (i.e. la sarcopénie)
- La mise au repos du vestibule par défaut de stimulation
- La diminution de l'acuité visuelle, du champ visuel et de la sensibilité au contraste
- La réduction du nombre de récepteurs plantaires et de la vitesse de conduction nerveuse avec l'âge

D'autre part, une seconde approche de troubles de la marche et de l'équilibre est basée sur des facteurs pathologiques. Nous citons par exemple [21] :

- La dénutrition protéino-énergétique
- Les vertiges positionnels paroxystiques bénins
- Les pathologies oculaires (cataracte, dégénérescence maculaire liée à l'âge, glaucome chronique, presbytie, etc.)
- Les neuropathies périphériques (diabétique et carentielle particulièrement)
- Le déclin cognitif et démences

Conséquences

Les troubles de la marche sont considérés comme étant un marqueur de la fragilité. D'abord, le risque principal est la chute. Ce risque est pratiquement triplé en présence de troubles de la marche et d'équilibre chez une personne âgée et présente à son tour des conséquences sévères [25] détaillées dans la section suivante. La marche d'une personne âgée se caractérise par une vitesse lente qui a pour conséquence une tendance à une bascule en arrière ou sur le côté. En plus, ces troubles signalent également un risque accru d'hospitalisation et de décès. D'après Cesari et al. [26, 27], une vitesse de marche inférieure à 1 mètre/sec aura pour effet cinq ans plus tard d'augmenter le risque d'hospitalisation et de décès de 50% et 60% respectivement, menant, aussi à l'attention de troubles cognitifs et de déclin fonctionnels.

1.6. Le risque de chute

1.6.1. Problématique

La chute correspond à une perte brutale et totalement accidentelle de l'équilibre postural lors de la marche ou de la réalisation de toute autre activité et faisant tomber la personne indépendamment de sa volonté sur le sol ou tout autre surface plus basse que celle où elle se trouvait [28]. Elle est reconnue comme un problème de santé publique et un marqueur indépendant de fragilité [29].

Elle se représente comme un évènement fréquent chez les personnes âgées, résultant souvent de l'altération avec l'âge du fonctionnement des différentes composantes qui interviennent dans la posture et l'équilibre, telles que les composantes sensorielle, musculaire, posturale, somesthésique et cognitive. Ainsi, une augmentation de l'incidence de chute apparaît avec l'âge : environ 1 personne sur 3 âgées de plus de 65 ans et une personne sur 2 âgées de plus de 80 ans chutent chaque année [28]. En plus, il est prévu que la moitié des chuteurs font au moins deux chutes par an. Ce risque de rechuter est de vingt fois supérieur après une première chute et le risque de décès augmente de quatre fois dans l'année suivant la chute [30].

La chute représente un coût important en matière de santé publique ; le coût annuel de chute en France est estimé à 2 milliards d'euros avec un coût moyen variant entre 2000 et 8000 euros [31].

1.6.2. Facteurs et conséquences

Facteurs

Les chutes sont généralement le résultat de plusieurs facteurs complexes et interdépendants. Plus de 400 facteurs de risque de chutes ont été identifiés depuis les années quatre-vingt [32]. Ces facteurs sont souvent classés selon trois catégories : les facteurs de risque liés à l'état de santé de la personne âgée (facteurs intrinsèques), les facteurs comportementaux (facteurs extrinsèques) et les facteurs liés à l'environnement. La Figure 1. 5 illustre quelques exemples de ces facteurs selon la catégorie à laquelle ils appartiennent. Les études suggèrent que le rôle individuel de chaque facteur est souvent faible et que la chute résulte plutôt d'un effet multifactoriels [33]. Toutefois, l'interaction entre les différents facteurs et l'importance relative de chacun ne sont pas encore bien définies [34].

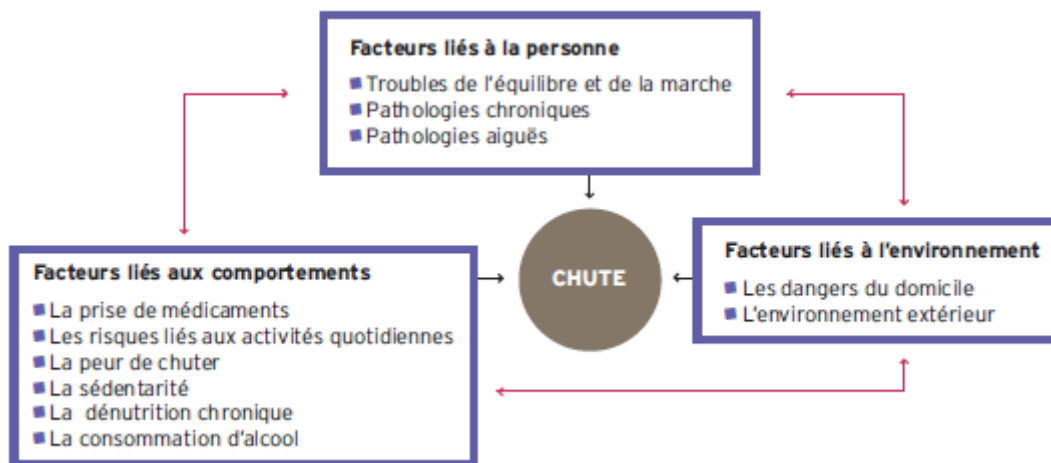


Figure 1. 5 Les causes multifactorielles de la chute. Reproduit de « Prévention des chutes chez les personnes âgées à domicile » par Bourdessol, H. et Pin S., 2005 Réseau francophone de prévention des traumatismes et de promotion de la sécurité, p.40 [34].

Conséquences

Les conséquences d'une chute sont nombreuses pour une personne âgée. Une chute risque d'entraîner divers types de traumatismes, de générer un impact psychologique et d'engendrer un syndrome post-chute (ou syndrome de désadaptation psychomotrice) [21].

Environ 5 à 10% des chutes s'accompagnent de fractures associées souvent à un traumatisme sévère (ex. contusions, hématomes, plaies, luxations, fractures osseuses vertébrales et non vertébrales) indirectement responsable d'une mortalité élevée dans les mois qui suivent [35, 36]. En plus, une station prolongée au sol peut se traduire par une survenue de complications spécifiques à une rhabdomyolyse, une insuffisance rénale et hyperkaliémie, une pneumopathie d'inhalation, une hypothermie, une déshydratation escarres et des conséquences psychologiques [21]. L'impact psychologique de la chute peut être majeur. Cette production de risque comporte la peur de tomber, la dépression, le repli sur soi, la démotivation, l'anxiété qui peut aussi conduire à une perte de confiance en soi et un sentiment d'insécurité ou de dévalorisation [21]. D'autre part, le syndrome post-chute représente une complication fonctionnelle qui se caractérise par une réduction spontanée de l'activité, une diminution des capacités fonctionnelles, des troubles posturaux et des troubles de la marche, faits qui augmentent le risque d'une nouvelle chute [37].

1.7. Conclusion

Le vieillissement de la population reflète une amélioration de la santé et des conditions socio-économiques dans la majorité des pays [38]. Toutefois, ce phénomène soulève aussi des problèmes au niveau individuel, familial, médical, social, et économique. Les exemples que nous avons présentés dans ce chapitre concernent les principales complications liées à la capacité à se mouvoir chez les personnes âgées dans le but d'établir une connaissance générale au regard de cette thèse. Il est remarquable que, avec l'âge, une altération du fonctionnement des différentes composantes pourra intervenir dans la posture et la marche d'une personne et provoquera des événements adverses ultérieurs. Par conséquent, il apparaît essentiel de dépister les différents syndromes gériatriques et, en particulier celui de la motricité, afin de conserver une bonne qualité de vie aux personnes âgées. Plusieurs études ont démontré l'efficacité des interventions multifactorielles, ciblées et à caractère préventif permettant de prévenir le déclin fonctionnel, l'institutionnalisation et la mortalité [39-41]. Dans le chapitre suivant, nous nous attacherons à décrire les outils de référence mis en place en gériatrie permettant d'identifier les personnes ayant une mobilité réduite, de détecter les signes précoces du déclin de la mobilité et de prédire la nécessité d'une intervention thérapeutique, dont le but est de sélectionner l'outil (ou les outils) le(s) plus pertinent(s) dans le domaine de la gériatrie en répondant à nos objectifs de thèse.

Bibliographie

1. Fulop, T., et al., *Physiopathologie : fragilité et maladies chroniques*, in *La fragilité des personnes âgées*. 2013, Presses de l'EHESP: Rennes. p. 51-66.
2. OMS | *Viellissement*. [cited 2020 April 21]; Available from: <https://www.who.int/topics/ageing/fr/>.
3. *Corpus de Gériatrie - Chapitre 1 Le vieillissement humain*. Available from: http://www.chups.jussieu.fr/polys/geriatrie/tome1/01_vieillissement.pdf.
4. Kelly, D.P., *Ageing theories unified*. *Nature*, 2011. 470(7334): p. 342-343.
5. Boirie, Y. and P. Mirand, *Le vieillissement*, in *Traité de nutrition artificielle de l'adulte*. 2007, Springer. p. 481-497.
6. Bouchon, J., *1+ 2+ 3 ou comment tenter d'être efficace en gériatrie*. *Rev Prat*, 1984. 34(888-92).
7. Jeandel, C., *Les différents parcours du vieillissement*. *Les Tribunes de la santé*, 2005(2): p. 25-35.
8. de Jaeger, C. and P. Cherin, *Les théories du vieillissement*. *Medecine & longevite*, 2011. 3(4): p. 155-174.
9. Rowe, J.W. and R.L. Kahn, *Successful aging*. *The gerontologist*, 1997. 37(4): p. 433-440.
10. Fried, L.P., et al., *Frailty in older adults: evidence for a phenotype*. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 2001. 56(3): p. M146-M157.
11. Rockwood, K., et al., *A global clinical measure of fitness and frailty in elderly people*. *Cmaj*, 2005. 173(5): p. 489-495.
12. United Nations: Department of Economic and Social Affairs: Population Division, *World Population Ageing 2019 Highlights*. 37.
13. *World Health Organization, Soutenir les personnes âgées durant la pandémie de COVID-19, c'est l'affaire de tous*. [cited 2020 April 23]; Available from: <http://www.euro.who.int/fr/health-topics/health-emergencies/coronavirus-covid-19/news/news/2020/4/supporting-older-people-during-the-covid-19-pandemic-is-everyones-business>.
14. Nagai, M., et al., *Impact of walking on life expectancy and lifetime medical expenditure: the Ohsaki Cohort Study*. *BMJ open*, 2011. 1(2): p. bmjopen-2011-000240.
15. Aquino, J., *Plan national d'action de prévention de la perte d'autonomie*. Rapport remis à Mme Laurence Rossignol, Secrétaire d'État chargée de la Famille, de l'Enfance, des personnes Âgées et de l'Autonomie, 204p.[En ligne] http://social-sante.gouv.fr/IMG/pdf/plan_national_daction_de_prevention_de_la_perte_dautonomie.pdf, 2015.
16. *Medix cours de médecine - Perte d'autonomie des personnes âgées - Encyclopédie médicale* [cited 2020 May 1]; Available from: <http://www.medix.free.fr/sim/perte-autonomie.php>.
17. *Corpus de Gériatrie - Chapitre 8 Autonomie et dépendance*. Available from: http://www.chups.jussieu.fr/polys/geriatrie/tome1/08_dependance.pdf.
18. Brunel, M. and A. Carrère, *Incapacités et perte d'autonomie des personnes âgées en France: une évolution favorable entre 2007 et 2014. Premiers résultats de l'enquête Vie quotidienne et santé 2014*. 2017.
19. Duée, M. and C. Rebillard, *La dépendance des personnes âgées: une projection en 2040*. *Données sociales-La société française*, 2006. 7: p. 15.
20. Organization, W.H., *Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé: CIF*. 2001: Genève: Organisation mondiale de la Santé.
21. *Gériatrie du Collège National des Enseignants en Gériatrie (CNEG), Chapitre 9 Item 128 – UE 5 – Troubles de la marche et de l'équilibre*. 3rd ed. 2014: Paris : Elsevier Masson
22. Gabell, A. and U. Nayak, *The effect of age on variability in gait*. *Journal of gerontology*, 1984. 39(6): p. 662-666.
23. Warzee, E. and J. Petermans, *Les troubles de la marche de la personne âgée*. *Revue Médicale de Liège*, 2007. 62(12): p. 713-8.
24. Verghese, J., et al., *Epidemiology of gait disorders in community-residing older adults*. *Journal of the American Geriatrics Society*, 2006. 54(2): p. 255-261.

25. Persons, G.f.t.P.o.F.i.O., *American geriatrics society, British geriatrics society, and American academy of orthopaedic surgeons panel on falls prevention*. J Am Geriatr Soc, 2001. 49(5): p. 664-672.
26. Cesari, M., et al., *Prognostic value of usual gait speed in well-functioning older people—results from the Health, Aging and Body Composition Study*. Journal of the American Geriatrics Society, 2005. 53(10): p. 1675-1680.
27. Rochat, S. and C. Bula, *Evaluer les troubles de la marche des personnes âgées au cabinet*. Revue médicale suisse, 2008(178): p. 2387.
28. Dargent-Molina, P. and B. Cassou, *Prévention des chutes chez les personnes âgées de plus de 75 ans vivant à leur domicile: analyse des interventions efficaces et perspectives de santé publique*. Bull Epidémiol Hebd., 16, 2017. 17: p. 336-43.
29. Desbaillet, Y.E., *Prise en charge pratique des chutes des personnes âgées*. Rev Med Suisse, 2010. 6: p. 2130-2134.
30. Ganz, D.A., et al., *Will my patient fall?* Jama, 2007. 297(1): p. 77-86.
31. DANTOINE, T., et al., *Études médico-économiques et chutes graves du sujet âgé: quelle évaluation pour les nouvelles technologies appliquées à la prévention? Réflexions à partir de l'exemple des systèmes de Détection*. Réflexions à partir de l'exemple des systèmes de Détection Systématique par Caméra Vidéo, cité sur Silvereco. fr, article du, 2016. 26.
32. Skelton, D.A. and S.M. Dinan, *Exercise for falls management: Rationale for an exercise programme aimed at reducing postural instability*. Physiotherapy theory and practice, 1999. 15(2): p. 105-120.
33. Campbell, A.J., M.J. Borrie, and G.F. Spears, *Risk factors for falls in a community-based prospective study of people 70 years and older*. Journal of gerontology, 1989. 44(4): p. M112-M117.
34. Bourdessol, H. and S. Pin, *Prévention des chutes chez les personnes âgées à domicile*. Réseau francophone de prévention des traumatismes et de promotion de la sécurité, 2005.
35. Tinetti, M.E., M. Speechley, and S.F. Ginter, *Risk factors for falls among elderly persons living in the community*. New England journal of medicine, 1988. 319(26): p. 1701-1707.
36. Nevitt, M.C., S.R. Cummings, and E.S. Hudes, *Risk factors for injurious falls: a prospective study*. Journal of gerontology, 1991. 46(5): p. M164-M170.
37. Haute Autorité de Santé, *Recommandation pour la pratique clinique. Prévention des chutes accidentelles chez la personne âgée*. Argumentaire, Novembre, 2005.
38. Blanpain, N. and G. Buisson, *Projections de population 2013-2070 pour la France: méthode et principaux résultats*. 2018.
39. Ellis, G., et al., *Comprehensive geriatric assessment for older adults admitted to hospital: meta-analysis of randomised controlled trials*. Bmj, 2011. 343: p. d6553.
40. Beswick, A.D., et al., *Complex interventions to improve physical function and maintain independent living in elderly people: a systematic review and meta-analysis*. The Lancet, 2008. 371(9614): p. 725-735.
41. Vellas, B., *Repérer, évaluer et prendre en charge la fragilité pour prévenir la dépendance en pratique clinique*. Société Française de Gériatrie et Gérontologie, Repérage et maintien de l'autonomie des personnes âgées fragiles, 2015: p. 9-24.

Chapitre 2

Motricité en Gériatrie

Sommaire

2.1. Introduction	22
2.2. Les évaluations de la capacité à se mouvoir	23
2.2.1. L'Évaluation Gériatrique Standardisée (EGS)	23
2.2.2. Les 31 tests d'évaluation : Revue Systématique	26
2.3. Les propriétés psychométriques	38
2.3.1. Validité, Fidélité et Sensibilité au changement	38
2.3.2. Propriétés psychométriques des tests : Revue Systématique	42
2.4. Conclusion	51
2.5 Bibliographie	52

2.1. Introduction

La capacité à se mouvoir se démarque comme un indicateur-clé pour évaluer la qualité de vie chez les personnes âgées [1-3]. Les mouvements spécifiques tels que la marche et le transfert d'un siège, outre les composantes de base (coordination, équilibre, force, souplesse et endurance), sont initialement liés à l'état de santé. Ces aspects sont cruciaux pour une vie indépendante et un vieillissement réussi. Néanmoins, environ 30% des personnes âgées rencontrent des limitations de motricité [1]. Ces limitations sont généralement le résultat de troubles cognitifs, d'arthrose, de faiblesse musculaire, de problèmes articulaires, de douleur et d'autres changements naturels (cf. chapitre 1, *section 1.5.2*) [4]. Comme cela a été montré dans le chapitre précédent, les problèmes de motricité peuvent entraîner des conséquences physiques, cognitives et sociales indésirables. Ils provoquent souvent une baisse de l'indépendance, un handicap physique et des blessures, une institutionnalisation et une augmentation des admissions à l'hôpital [3, 5, 6].

Face à cette réalité, des interventions précoces s'imposent pour maintenir et retrouver les niveaux d'activités quotidiennes, assurer un vieillissement en bonne santé et atteindre une meilleure qualité de vie au fil du temps [1]. De nombreux tests ont été conçus pour évaluer la marche, le transfert et l'équilibre chez les personnes âgées. Ces évaluations sont souvent utilisées afin d'identifier les changements au niveau de la mobilité d'un individu, de détecter les premiers signes de déclin et d'aider à guider les interventions thérapeutiques [5, 6]. Néanmoins, une sélection inadaptée d'une évaluation peut introduire un biais dans le résultat de performances [7]. Ainsi, il est très important de choisir soigneusement le test d'évaluation adéquat afin d'assurer la qualité d'interprétation. Des mesures appropriées et précises sont fondamentales pour [8, 9]:

- (i) Assurer la rigueur d'une évaluation
- (ii) Intervenir correctement dans la réduction de la morbidité
- (iii) Sélectionner des plans de soins appropriés
- (iv) Motiver les personnes âgées
- (v) Améliorer les communications entre les thérapeutes et les patients

Par ailleurs, le choix d'un test d'évaluation approprié pose un défi majeur pour les professionnels de santé. Cela dépend initialement des objectifs des utilisateurs ainsi que des propriétés de l'outil. Comme expliqué par VanSwearingen et al. [8], trois enjeux majeurs doivent être pris en compte lors de la sélection d'un outil d'évaluation : (1) l'adéquation à la

population cible, (2) les aspects pratiques de l'administration et (3) les propriétés psychométriques. Un outil d'évaluation devrait être préalablement testé et validé sur un groupe de personnes similaires au sujet exposé. Ensuite, le choix devrait refléter une raisonnable mise en pratique. Cela peut être établi d'après plusieurs facteurs comme, par exemple, le coût des équipements nécessaires, le temps de performance d'un test, la méthode d'évaluation, etc... De plus, trois principales propriétés psychométriques sont connues comme des indicateurs fiables pour vérifier la qualité des outils d'évaluations : **la validité, la fidélité et la sensibilité au changement.**

Ce chapitre présente une introduction générale sur l'Evaluation Gériatrique Standardisée (EGS) et une revue complète de la littérature portant sur les tests d'évaluation de la capacité à se mouvoir chez les personnes âgées. Ensuite, une description globale des trois propriétés susmentionnées et un résumé des études concernant les propriétés de chaque test seront fournis.

2.2. Les évaluations de la capacité à se mouvoir

2.2.1. L'Evaluation Gériatrique Standardisée (EGS)

L'évaluation gériatrique standardisée (EGS), ou « Comprehensive Geriatric Assessment (CGA) » des anglo-saxons, est l'outil de référence en gériatrie pour dépister et évaluer l'état de santé général des personnes âgées. Il s'agit d'un processus de diagnostic multidimensionnel et interdisciplinaire orienté vers l'identification systématique des capacités médicales, fonctionnelles, sociales, économiques, environnementales et psychologiques des sujets âgés [10, 11]. Ce processus a pour objectif d'établir un plan de traitement, de soins et de suivi à courte ou à longue durée en tenant en compte des besoins de la personne âgée en fonction de son autonomie.

Une méta-analyse, dirigée par Stuck et al. [12], a permis de mettre en évidence les bénéfices de l'EGS en terme de morbi-mortalité. Cette étude a été basée sur 28 essais cliniques incluant 4912 témoins et 4959 patients ayant bénéficiés d'une EGS. Les bienfaits d'une EGS ont montré une diminution de 14% de la mortalité, une réduction de 12% de ré-hospitalisations, une augmentation de 26% du maintien des patients à domicile, une amélioration de 41% des capacités cognitives et une amélioration de 72% du statut fonctionnel.

En conséquence, l'EGS est conçue particulièrement pour les personnes âgées fragiles et celles ayant une pathologie grave nécessitant une thérapies lourdes. Néanmoins, cette évaluation a démontré son efficacité dans la prise en charge des personnes âgées hospitalisées

ou à domicile également [13]. Elle constitue une évaluation de plusieurs domaines de la santé physique et fonctionnelle afin de planifier les soins, la réadaptation et les aides en sorte de réduire significativement les risques du déclin fonctionnels et cognitifs, l'institutionnalisation, l'hospitalisation et la consommation médicamenteuse [14].

Par ailleurs, il est remarquable que l'EGS ne puisse pas se substituer à l'examen médical standard, pourtant elle peut l'enrichir, le compléter et souvent l'orienter. En général, un examen médical usuel risque de ne pas dépister certains problèmes spécifiques liés à l'âge, tels que les problèmes d'instabilité, l'incontinence et les troubles iatrogènes, etc. Cependant, l'EGS répond efficacement à ces questions. La démarche standardisée d'une évaluation multidisciplinaire permet (i) d'aboutir à des diagnostics précis et des thérapeutiques adaptées, (ii) de mettre en charge des stratégies préventives efficaces ayant pour but de maintenir un état de santé et d'autonomie optimaux, et (iii) d'apporter des données objectives aidant à éclairer la prise de décision thérapeutique [12].

L'EGS propose une multitude d'outils, des échelles et des tests fonctionnels pour la prévention, le dépistage précoce et le suivi dans différents domaines : le statut fonctionnel, le statut cognitif, l'état nutritionnel, la marche et l'équilibre, le risque de chute, l'humeur et l'anxiété, etc... [15].

- ***Le statut fonctionnel*** : l'évaluation fonctionnelle permet de juger l'autonomie d'une personne âgée. Elle est fondamentale pour prévoir des interventions au maintien à domicile et à une amélioration de la qualité de vie [16]. Cette évaluation est effectuée en mesurant le degré de dépendance dans plusieurs activités de base de la vie quotidienne (ex. l'habillage, la prise alimentaire, la continence, la locomotion, la marche et les transferts pour aller aux toilettes, etc.) et dans plusieurs activités plus complexes (ex. l'usage de téléphone, l'aptitude à faire les courses, le ménage et la lessive, et l'utilisation des moyens de transports, etc.). Ces deux catégories d'activités sont généralement évaluées à travers les ADL (Activities of Daily Living) de Katz [17] et le questionnaire des IADL (Instrumental Activities of Daily Living) de Lawton [18] respectivement.
- ***Le statut cognitif*** : les troubles cognitifs chez les personnes âgées sont une source d'hospitalisation, d'iatrogénie et d'évènements morbides [19]. Ainsi, une évaluation des différentes fonctions cognitives et le dépistage d'une

démence est essentiel dans le domaine de la gériatrie. Les outils les plus communément utilisés sont le MMSE (Mini Mental State Examination) [20], le dessin d'Horloge [21] et le test des 5 mots de Dubois [22].

- ***L'état nutritionnel*** : une malnutrition est un haut risque d'une réduction de la masse musculaire, d'une fatigue, de chutes et d'hospitalisation chez les personnes âgées [23]. Ainsi, la recherche des valeurs anthropométriques et d'un amaigrissement, ainsi que le calcul d'Index de Masse Corporelle (IMC) font partie d'une EGS. Ces paramètres sont évalués par le MNA (Mini Nutritional Assessment) [24].
- ***La marche et l'équilibre*** : la marche et l'équilibre définissent une potentielle gravité pour le statut fonctionnel chez les personnes âgées. Ainsi, l'évaluation de la mobilité et le risque de chute est un élément indispensable dans l'EGS. Le dépistage peut être réalisé grâce à de nombreux outils tels que le test TUG (Timed Up and Go), le test de Tinetti et le test de SPPB (Short Physical Performance Battery), etc. [25-27].
- ***Les fonctions sensorielles*** : la malvoyance liée à l'âge peut être une source de chutes, d'accident et parfois d'isolement social. De même, les troubles auditifs peuvent être aussi à l'origine d'isolement social et de dépression. Ainsi, un dépistage des altérations visuelles ou de grille d'AMSLER et un dépistage des 3 mots chuchotés ou d'une otoscopie sont fondamentaux pour une personne âgée.
- ***Le statut psychologique*** : la dépression chez les personnes âgées engendre fréquemment des effets sur leur autonomie, leur isolement et leur malnutrition [28]. Ainsi, les troubles de la thymie et de l'humeur doivent être diagnostiqués. L'outil le plus souvent utilisé est le questionnaire GDS ou mini-GDS (Geriatric Depression Scale) [29].

Les instruments d'évaluation diffèrent non seulement selon les domaines explorés mais aussi selon deux critères : (i) les objectifs fixés pour leur utilisation ou le « Benchmarking » (ex. plan de soins, financement, qualité, rapidité, etc.) et (ii) l'environnement dans lequel ils sont utilisés (ex. au cabinet, à domicile, dans les maisons de retraite et de soins, à hôpital, etc.). Cependant, une utilisation adéquate des instruments d'évaluation est conditionnée par leur propriétés psychométriques, comme nous l'avons cité précédemment.

Jusqu'à nos jours, il n'existe pas de consensus d'EGS faisant appel à un instrument d'évaluation national ou internationale. En France, l'EGS est recommandée dès le départ à la retraite [30]. Cette consultation a pour objectif de soutenir la santé d'une personne âgée dans un cadre d'une démarche préventive. Cependant, plusieurs outils sont proposés pour une évaluation fonctionnelle réalisée au cabinet du gériatre et sous l'implication d'une équipe pluridisciplinaire (i.e. médecin, infirmière, assistante sociale, etc.).

Dans le cadre de ce travail, nous accordons une attention particulière aux outils d'évaluation dans le domaine de l'analyse de la marche et d'équilibre, présentant dans les sections suivantes. Cette revue permettra pour la suite de mettre en place une stratégie sélective permettant de choisir le test le plus pertinent pour une évaluation quotidienne de la capacité à se mouvoir chez les personnes âgées à domicile d'une façon objective, sans les intervenants professionnels ainsi que les aidants familiaux (voir *Annexe I*).

2.2.2. Les 31 tests d'évaluation : Revue Systématique

De nombreux tests évaluant les fonctions motrices, spécifiques aux personnes âgées, ont été introduits dans le cadre d'évaluation de la marche, le transfert et l'équilibre tels qu'ils sont recommandés en gériatrie. Nous avons effectué une recherche approfondie par interrogation systématique de plusieurs bases de données (Science Direct, Scopus, SAGE, Springer, Wiley et Taylor & Francis Online...) afin de récupérer tous ces tests. Nous avons également complété cette recherche par l'interrogation sur Google Scholar pour identifier des informations supplémentaires concernant les aspects pratiques de l'administration de chaque test. Notre stratégie de recherche comprend les termes et les synonymes en anglais liés à la personne âgée, la gériatrie, la motricité et l'évaluation de la capacité à se mouvoir. La liste de référence a été sélectionnée en filtrant les titres et les résumés des articles obtenus/disponibles dans les bases de données citées ci-dessus afin de recenser les informations dont nous en avons besoin dans notre étude. En plus, la population cible de notre recherche couvrait les personnes âgées en bonne santé. Par conséquent, un test d'évaluation n'a pas été pris en compte s'il est uniquement administré ou utilisé pour évaluer la mobilité des sujets atteints d'une maladie spécifique (ex. les maladies de Parkinson, les lésions cérébrales traumatiques, les accidents vasculaires cérébraux, etc.).

L'examen des références nous a permis d'identifier 31 tests d'évaluation et de les classer en trois groupes selon leur format de performance (i.e. s'il s'agit d'une évaluation basée sur la performance d'une personne, d'une évaluation basée sur le jugement de l'évaluateur, ou

d'une auto-évaluation). Pour chacun des tests, nous avons décrit ci-dessous les aspects pratiques suivants si valables: (1) les équipements nécessaires et (2) le temps consacré à l'administration du test, (3) les étapes de performance nécessaires pour l'évaluateur et la personne évaluée, (4) si une formation ou un test d'essai sont exigés, (5) le format de l'évaluation, (6) la méthode de notation (ex. échelle dichotomique, échelle à 3 ou 4 points, relevé de temps, etc.), (7) l'interprétation des résultats (qualitative et/ou quantitative), (8) le droit ou non d'utiliser les dispositifs d'aide et d'accompagnement lors d'une évaluation, et (9) les différentes versions d'un test développées au fil des ans.

Dans chacun de ces trois groupes, les tests sont cités par ordre décroissant sur la base du nombre de citations de leurs sources originales obtenu jusqu'en Novembre 2018 (voir *Annexe II*).

Groupe 1 – Les tests d'évaluation basée sur la performance

Ce groupe combine 18 tests dans lesquels le sujet évalué réalise le test et génère un score d'interprétation (ex. la durée prise pour effectuer le test, le nombre de pas, etc.).

Le test TUG (Timed Up and Go)

Le test TUG a été initialement introduit par Podsiadlo et Richardson en 1991 [25]. Il s'agit d'une version chronométrée du test « Get Up and Go » largement utilisée pour évaluer l'équilibre et la marche chez les personnes âgées. Il consiste en une évaluation clinique de la capacité d'effectuer des tâches séquentielles relatives à la motricité. Pour effectuer ce test, le sujet est invité de se lever d'une chaise, traverser une distance de 3 mètres à sa vitesse normale, faire un demi-tour et revenir pour s'asseoir. Ainsi, l'évaluateur mesure le temps mis pour terminer ce test à l'aide d'un chronomètre ou d'une montre ayant une aiguille trotteuse. Le temps mesuré débute avec la commande verbale « Go » et s'arrête lorsque le sujet s'assoit sur la chaise et son dos est positionné au dossier de la chaise. Selon les auteurs, un temps de TUG inférieur à 10 secondes correspond aux personnes ayant une mobilité normale et étant autonomes dans la vie quotidienne. Au fil de temps, plusieurs modifications ont été proposées pour ce test. Par exemple, Nordin et al. [31] ont proposé une version modifiée dans laquelle les participants doivent effectuer le test avec une vitesse rapide tout en assurant leur sécurité. D'autre part, Pernille et al. [32] ont proposé l'« Expanded TUG » ; il s'agit d'un test TUG avec un parcours de 10 mètres et une interprétation des temps pris pour réaliser chaque tâche séparément.

Le test SPPB (Short Physical Performance Battery)

Le SPPB est un test utilisé pour estimer globalement la capacité à se mouvoir, la capacité à maintenir l'équilibre et la capacité musculaire). Ce test évalue l'équilibre statique, l'endurance et la force musculaire [27]. Il représente un outil composite qui permet d'avoir une idée globale de la performance physique à partir d'une évaluation de trois sous-tests : un test d'équilibre hiérarchique (se maintenir debout pendant 10 secondes avec les pieds joints, en position semi-tandem et en position tandem respectivement), un test de vitesse de marche (traversant une distance de quatre mètres avec une vitesse normale) et un test de lever d'une chaise (se levant cinq fois d'une chaise en croisant les bras). Un score entre 0 et 12 points est défini en référence au temps de performance de chaque partie du test. Un score compris entre 10 et 12 représente une bonne performance, entre 7 et 9 représente une performance moyenne, alors qu'entre 0 et 6 il représente une performance faible.

Le test de marche de six-minutes (TM6 ou 6MWT)

Le 6MWT est une version modifiée qui représente un compromis entre le test de marche de 12 minutes et celui de marche de 2 minutes [33]. Il est utilisé pour évaluer la performance physique d'une personne, initialement l'endurance, les forces musculaires des membres inférieurs et les capacités cardio-respiratoire [34, 35]. Il permet également d'évaluer les capacités fonctionnelles [36]. Il s'agit d'un test simple et pratique qui exige un parcours dans un couloir rectangulaire de 100 pieds, calme, plat, sans obstacle, à température ambiante et sans humidité [33]. Un participant doit marcher autant que possible avec une vitesse habituelle pendant une durée de six minutes. Néanmoins, il peut continuer à marcher lentement et se reposer immédiatement si nécessaire. Au cours du test, l'examineur enregistre le temps de chaque aller/retour, informe toutes les minutes du temps restant, et encourage la continuité du test.

8-Foot Up-and-Go (UG)

Le 8-Foot Up-and-Go (UG) test est une nouvelle version du test TUG introduite par Rikli et Jones en 1999 afin d'évaluer la marche et l'équilibre d'une personne âgée [37]. Cet outil implique la même procédure que le test TUG avec quelques modifications : un participant doit se lever d'une chaise avec accoudoirs, traverser une distance de 8 pieds (2.44 m) au lieu de 9.48 pieds (3 m), faire un demi-tour autour d'un plot placé sur le sol au lieu d'une marque-ligne et retourner pour s'asseoir. Selon les auteurs, ses modifications peuvent augmenter la faisabilité du test pour deux raisons ; i) une diminution de la zone de marche permettra une

évaluation dans des espaces limités et dans des environnements domestiques particuliers, ii) l'utilisation d'un plot limitera la zone d'un demi-tour de manière à prévenir toute confusion relative au point de virage. En outre, le test doit être réalisé selon 3 reprises : 1 pratique et 2 essais. Ainsi, l'examineur enregistrera le temps parcouru pour s'effectuer les essais et choisira le test ayant une durée minimale pour l'interprétation.

Le test de vitesse de marche ou Usual Gait Speed (UGS)

Ce test est largement appliqué dans le domaine de la recherche ainsi qu'en clinique. Il est connu pour son caractère prédictif sur le risque de chute, le déclin fonctionnel et les besoins spécifiques de la réadaptation [38]. Il peut donc servir comme un indicateur sur les capacités fonctionnelles [39]. Pour effectuer ce test, les cliniciens peuvent se référer à plusieurs versions selon la superficie de la salle (les versions de vitesse de marche de 3, 4, 6 et 10 mètres, en tenant en compte une distance supplémentaire de 5 mètres pour chacune des zones d'accélération et de décélération). Ainsi, un participant devra faire le parcours à une vitesse de marche normale et sans encouragement verbal de la part des examinateurs. Selon de Almeida et al. [40] et Graham et al. [40, 41], une distance de 6 mètres est la plus pratiquée pour évaluer la vitesse de la marche des personnes âgées.

Le test de Performance Physique (PPT)

Deux versions du test de Performance Physique ont été initialement introduites par Reuben et al. [42] en 1990. Il s'agit d'une méthode d'évaluation des activités de la vie quotidienne chez les personnes âgées et fragiles à travers la performance de certaines tâches de l'activité physique. La première version du test se compose de 7 tâches (7-items PPT) : écrire une phrase, manger, mettre et enlever une veste, soulever un livre et le mettre sur une étagère, ramasser un crayon, et ensuite marcher une distance de 50 pieds (15.2 mètres). La deuxième version ressemble à la première avec deux tâches en plus : montée et descente d'un escalier (9-items PPT). La majorité de ces éléments seront notés en fonction du temps parcouru et de réalisation. Les scores peuvent varier de 0 à 28 pour le 7-items PPT et de 0 à 36 pour le 9-items PPT, où l'augmentation révèle une meilleure performance.

Le test du lever de chaise (FTSST)

La version initiale de ce test consiste à se lever d'une chaise à 10 reprises le plus vite possible sans l'aide des bras (les mains posées sur les hanches, ou bien les bras croisés et les mains posées sur les épaules) [43]. Ensuite, une version modifiée est devenue plus pertinente

en diminuant le nombre de reprises à cinq [27]. Elle définit un score égal au temps pris pour effectuer les cinq répétitions. Les résultats permettent ainsi d'évaluer les forces fonctionnelles des membres inférieurs, d'observer certains aspects de la motricité (ex. le contrôle posturale et l'équilibre) et de prédire également le risque de chute chez les personnes âgées. Cela renseigne aussi sur la capacité d'une personne à réaliser ses activités de la vie quotidienne. Cependant, il est important de constater qu'un minime changement au niveau des déterminants du test peut influencer sur la capacité d'une personne à effectuer le test [44]. Les principaux déterminants du FTSSST sont : le type (chaise classique ou spécialement adaptée pour le confort) et la hauteur de la chaise, la position des pieds et l'utilisation des accoudoirs. Ainsi, une négligence de ces facteurs pourrait produire des interprétations trompeuses.

Le Pick-up Weight test

Il a été démontré que la capacité de ramasser un objet par terre est une action importante pour évaluer l'équilibre et les capacités motrices chez une personne. Tiedemann et al. [45] ont considéré cette action comme étant un test suffisant pour évaluer la capacité à se mouvoir chez les personnes âgées.

Le L-test

Le L-test a été initialement introduit par Deathe et al. [46] pour évaluer les capacités fonctionnelles des personnes susceptibles de subir l'amputation d'un membre inférieur. Il s'agit d'une version modifiée du test TUG dans laquelle le parcours de marche est plus long ayant une distance totale de 20 mètres au lieu de 6 mètres et une configuration en forme de « L ». Il définit un transfert, deux parcours de 7 et 3 mètres, et 4 phases de virages dans les deux directions droite et gauche. Un participant doit se lever d'une chaise sans accoudoir, traverser le parcours en forme « L » avec sa démarche normale et revenir pour s'asseoir. Au cours de ce test, l'évaluateur enregistre le temps de performance à l'aide d'un chronomètre.

La marche à reculons

Les études de Fritz et al. [47] et Middleton et al.[9] attestent qu'une analyse de la marche à reculons présente des informations supplémentaires aux cliniciens pour l'évaluation de la mobilité des personnes âgées. Le test de la marche à reculons est connu pour son caractère sensitif. Il peut être utilisé pour détecter un risque de chute et un besoin d'une intervention ou d'assistance [48].

Le test de DEMMI (L'indice de Mobilité de de Morton)

Le test de DEMMI est une méthode de mesure validée en 2008 et couramment utilisée pour l'évaluation en clinique des capacités motrices chez les personnes âgées [49]. Il se compose de 15 éléments hiérarchiques classés sous quatre catégories : test du transfert du lit, test de lever d'une chaise, test d'équilibre statique et contrôle postural, et test de vitesse de marche et d'équilibre dynamique. Onze éléments sont notés sous forme d'une mesure dichotomique (0 ou 1) et 4 éléments suivent une échelle entre 0 et 2. Le score total est ensuite converti sous une note d'intervalle de 100 points à l'aide du modèle de Rasch [50]. De Morton et al. [49] ont confirmé que le test DEMMI est simple et pratique. Sa durée est de 8 minutes et les équipements nécessaires sont un lit, une chaise, un crayon et un chronomètre uniquement.

Le F8W test (Figure of 8 Walk)

En 2010, Hess et al. [51] ont développé le F8W test afin de caractériser les capacités motrices de la vie quotidienne chez les personnes âgées. Il s'agit d'un parcours en forme de « 8 » qui définit une trajectoire incurvée dans les deux sens horaire et antihoraire, et une trajectoire en ligne droite entre ces deux parcours. La position initiale est à mi-chemin entre deux plots distancés de 1.524 mètres (5 pieds). Le participant choisit une direction du trajet, traverse le parcours en forme de « 8 » à vitesse normale et s'arrête au point de départ. Au cours du test, l'évaluateur mesure 3 paramètres : la vitesse de la marche, le nombre de pas et la distance entre le plot et le point de virage.

Le test ISAW (Instrumented Stand and Walk)

Le test ISAW représente une mesure clinique de l'équilibre et des capacités à se mouvoir chez les personnes âgées à l'aide d'un capteur porté [52]. Ce capteur se compose d'un moniteur de mouvement sans fil (Opal™), d'un accéléromètre et d'un gyroscope. Après installation du capteur sur le corps, le participant doit se tenir debout pendant 30 secondes, ensuite il doit traverser une distance de 7 mètres à sa vitesse normale, faire un demi-tour et retourner à sa position initiale, afin de collecter les informations sur le contrôle posturale, l'équilibre et la marche.

Le test HABAM (Hierarchical Assessment of Balance and Mobility)

Le test HABAM a été introduit par Macknight et Rockwood en 1995 [53]. Son objectif essentiel est de donner une interprétation graphique du changement d'équilibre et des capacités motrices chez les patients hospitalisés âgés. Il se compose de plusieurs tâches classées sous 3

catégories : un test de transfert, un test de vitesse de marche et un test d'équilibre. Chaque catégorie suit une analyse hiérarchique. En 2000, les développeurs du test HABAM ont suggéré de le transformer d'une représentation graphique en un indice de mesure à l'aide du modèle Rasch [54].

Le test TWT (Trail Walking Test)

Les cognitions motrices, les performances visuelles et les fonctions auditives sont considérées comme des indicateurs essentiels pour la prédiction de la chute. En conséquence, Yamada et Ichihashi [55] ont développé le test TWT. Il s'agit de 15 drapeaux installés aléatoirement dans une chambre de 25 m², numérotés et marqués par un cercle de 30 cm de diamètre. Ainsi, un participant doit se déplacer séquentiellement entre les drapeaux par ordre croissant ou décroissant. En parallèle, l'évaluateur enregistre le temps pris pour réaliser le test à l'aide d'un chronomètre.

Le test PWT (Parallel Walk Test)

Le test PWT est connu pour son caractère d'évaluation de l'équilibre dynamique et de la stabilité des mouvements latéraux durant la marche [56, 57]. Au cours du test, le participant traverse une distance de 6 mètres entre deux lignes parallèles à une vitesse de marche normale et en regardant en avant. En plus, il est autorisé à utiliser son dispositif d'aide à la marche si nécessaire. Cependant, un point sera noté si le participant place ses pieds sur la ligne, et deux points seront notés si le placement des pieds est hors de la ligne et/ou le participant attrape quelque chose pour maintenir son équilibre. Ainsi, tant que le score est minime, la performance est bonne. Ce test a été initialement introduit et validé pour 3 différentes largeurs entre les deux lignes. Les largeurs de 20, 30.5 et 38 cm ont été choisies aléatoirement par les développeurs.

Le test CHARMI (Charité Mobility Index)

Le test CHARMI est une nouvelle technique de mesure de mobilité introduite par Liebl et al. [58, 59] à l'université d'Allemagne « Charité University Hospital ». Ce test se compose d'une série d'éléments hiérarchiques impliquant le positionnement, le transfert et la locomotion. Ces éléments se compose d'un test de transfert au lit, transfert du lit vers une chaise, un test de position debout, la marche, et la montée des escaliers. Au cours du test, le participant est autorisé à utiliser un dispositif d'aide à la marche si nécessaire, cependant tout autre assistance n'est pas autorisée. Une note est attribuée pour chaque élément établi. Ainsi, un score élevé révèle une meilleure performance.

Le SWOC test (Standardized Walking Obstacle Course)

Le SWOC test est un parcours autour d'obstacles qui est évalué pour déterminer la capacité de déambulation chez les personnes âgées sous trois conditions [60, 61]. La première condition consiste à effectuer un parcours standardisé à vitesse de marche normale. Ensuite, il est demandé de traverser le parcours en tenant un plateau. Finalement, il est demandé de traverser le parcours en portant des lunettes opaques afin de simuler la marche dans des endroits à faible luminosité. Le parcours standardisé mesure 12.2 mètres (39.5 pieds) en longueur et 0.92 mètres (36 pouces) en largeur, il consiste en un virage de 30° à droite et un virage de 70° à gauche, et il contient des obstacles couramment présents dans la vie quotidienne. Au cours d'une évaluation, le participant doit se lever d'une chaise A, se diriger vers la chaise B, et revenir vers A pour s'asseoir selon les trois conditions. Un test de pratique et deux essais seront réalisés et l'observateur enregistre le temps nécessaire pour terminer un essai complet et compte le nombre de pas et de trébuchements effectués.

Groupe 2 – Les tests d'évaluation basée sur le jugement de l'évaluateur

Ce groupe combine 11 tests dans lesquelles le sujet évalué réalise le test et l'évaluateur se base sur l'observation pour noter le score.

Le test de Tinetti-POMA (Performance Oriented Mobility Assessment)

Le test de Tinetti-POMA est une évaluation clinique initialement développée par Tinetti en 1986 [26]. Il se compose de 22 éléments ; 13 pour évaluer l'équilibre et 9 éléments pour évaluer les capacités à se mouvoir chez les personnes âgées. Le but initial de ce test est d'aider les cliniciens à prédire une chute. Plus tard, une version modifiée du test est devenue plus pertinente et applicable. Elle résume le test en 9 éléments de mesure d'équilibre (POMA-Balance ou POMA-B) et 7 éléments de mesure de la marche (POMA-Gait ou POMA-G). Le POMA-B consiste à s'asseoir, se lever d'une chaise, tenter de se lever, se lever immédiatement, se lever avec les yeux fermés, se lever avec les yeux ouverts, recevoir une légère poussée au bras, tourner de 360° et s'asseoir sur une chaise. D'autre part, le POMA-G évalue l'initiation de la démarche, la longueur et la largeur des pas, la symétrie des pas, la continuité des pas, la vitesse, la stabilité du tronc et la phase d'appui. Chaque élément est noté selon une échelle de 2 ou 3 points. Le score total est de 16 et 12 points pour le POMA-B et POMA-G respectivement. Ainsi, le score du test est de 28 points maximum. Un total inférieur à 19 représente un risque de chute élevé (anormal), alors qu'un total varie entre 19 et 24, et entre 25 et 28 représente un risque de chute moyen (normal) et faible (adaptatif) respectivement. Au fil

du temps, de nouvelles versions ont été utilisées avec des modifications limitées au niveau des éléments ou à l'échelle d'évaluation [8, 62].

Le test BBS (Berg Balance Scale)

Le test de BBS a été introduit en 1989 comme un outil de mesure d'équilibre chez les personnes âgées [63]. Il s'agissait au début d'un test de 38 tâches évaluées en clinique. Ensuite, le nombre de tâche a été réduit jusqu'à 14. Ces tâches consistent en certains éléments de positions tels que : les transferts, s'asseoir sans assistance, se lever avec les yeux fermés et les pieds joints, ramasser un objet par terre, et placer les pieds alternativement sur un tabouret escabeau. L'évaluation est basée sur la capacité d'un participant à réaliser une tâche indépendamment et en un temps minime. Chaque élément est noté de 0 à 4, donnant ainsi un total de 56 points au maximum ce qui indique la meilleure performance.

Le test DGI (Dynamic Gait Index)

Le test DGI a été développé par Shumway-Cook et al.[64] en 1997 afin d'examiner la stabilité fonctionnelle et évaluer le risque de chute lors d'une activité de marche d'une personne âgée. Il s'agit de 8 éléments évaluant la réaction de changement lorsqu'un participant en marche suit les demandes du clinicien. Le parcours mesure 50 pieds (15.2 mètres). En premier, le participant doit traverser le parcours à vitesse normale. Lors de sa marche, le clinicien lui demande d'accélérer, de ralentir, de tourner sa tête dans les directions verticales et horizontales, de pivoter, de franchir et contourner des obstacles et de monter et descendre les escaliers. Chaque élément est noté de 0 à 3 points, ce qui donne un score total de 24 points maximum. Ainsi, un score plus élevé représente une meilleure stabilité en marche et en équilibre. Au fil de temps, une version modifiée et plus réduite a été introduite ; elle se compose de 4 éléments seulement. L'étude de validation a montré des résultats similaires entre les deux versions [65].

Le BESTest (Balance Evaluation Systems Test)

Le BESTest représente une méthode de mesure réalisée en clinique et qui vise à évaluer six différents systèmes de contrôle et d'équilibre. Elle se compose de 36 éléments exécutés sous 27 tâches évaluant : les contraintes biomécaniques, les limites de stabilité, les ajustements posturaux, les changements posturaux, les orientations sensorielles et la stabilité de la marche. Chaque élément est évalué sur une échelle à 4 niveaux. La durée pour le réaliser est de 30 à 45 minutes environ. Ainsi, deux versions réduites ont été introduites afin d'améliorer la faisabilité de ce test en clinique : Mini- et Brief- BESTest. Selon la littérature, le Mini-BESTest implique

14 éléments (parfois 16) évalués sur une échelle de 3 points [66], alors que le Brief-BESTest implique 6 éléments (parfois 8) évalués sur une échelle de 4 points [67, 68]. La durée de chacune de ces versions est environ 10 à 15 minutes.

Le FGA test (Functional Gait Assessment)

Le FGA test est initialement proposé pour l'évaluation de la stabilité fonctionnelle des personnes souffrant de troubles vestibulaires [69]. Ce test est basé sur le test DGI (Dynamic Gait Index) dont un seul élément n'est pas inclus (le fait de contourner des obstacles). En plus, 3 éléments supplémentaires ont été ajoutés à ce test ; le participant doit traverser une distance de 20 pieds (6 mètres) ; (i) en position tandem, (ii) en reculant et (iii) avec les yeux fermés successivement.

Le AST (Alternate Step Test)

Le AST vise à mesurer la stabilité latérale et à évaluer l'équilibre d'une personne afin de prédire le risque de chute. Il représente une mesure ajustée d'un élément présent dans le BBS test (Berg Balance Scale) [45, 63]. Dans ce dernier, un élément consiste à placer les pieds alternativement sur un tabouret ou un escabeau. En effet, dans le test, l'évaluateur demande au sujet de placer fermement, le plus vite possible et alternativement 8 fois ses pieds sur un tabouret ou un escabeau de 18 cm de hauteur.

Le test EMS (Elderly Mobility Scale)

Le test EMS a été développé par Rachael Smith en 1994 afin d'évaluer la capacité à se mouvoir chez les personnes âgées et fragiles [70]. Le test évalue le transfert, l'équilibre et la marche. Il se compose de plusieurs activités fonctionnelles de la vie quotidienne : s'allonger puis s'asseoir, s'asseoir puis s'allonger, se lever d'une chaise, traverser une distance de 6 mètres et réaliser le **Functional reach test** (déplacer le tronc vers l'avant et essayer d'atteindre le point du mur le plus loin possible). Chaque élément sera noté selon une échelle de 2,3 ou 4 points et les scores seront additionnés pour fournir un total variant entre 0 (mobilité totalement dépendante) et 20 (mobilité indépendante) [70, 71].

L'examen de performance physique et de mobilité (PPME - Physical Performance and Mobility Examination)

Le PPME a été développé en 1990 afin d'évaluer la performance physique et la mobilité chez des personnes âgées hospitalisées [71, 72]. Il implique l'évaluation de 6 éléments : le

transfert du lit, les performances de transfert, se lever d'une chaise selon différentes positions, l'équilibre en position debout, la capacité de monter les escaliers, et la capacité de la marche avec les instruments d'aides si nécessaire. Le résultat de chaque élément sera noté selon une échelle dichotomique (0 ou 1 points) ou une échelle à 3 niveaux.

Le test FOC (Functional Obstacle Course)

Le test FOC a été développé par Kevin Means en 1996 [73] en tant qu'un outil de réadaptation, sachant que l'objectif initial de ce test se base sur l'évaluation des capacités fonctionnelles chez les personnes âgées souffrant des troubles d'équilibre et de la marche. Il se compose d'une série de 12 pistes où se présentent les tâches fonctionnelles souvent pratiquées dans la vie quotidienne. Il s'agit de quatre parcours ayant différents types de surfaces, deux rampes, deux escaliers et quatre tâches fonctionnelles (se lever d'une chaise, ouvrir et fermer une porte, traverser une distance d'environ 106 mètres, et enjamber des obstacles). Ainsi, des résultats qualitatifs (la qualité de la performance, le besoin d'assistance, les difficultés apparentes, etc.) et quantitatifs (le temps d'exécution, etc.) seront évalués. Au fil du temps, une nouvelle version a été introduite en proposant un changement au niveau d'un élément [74]. Les auteurs proposent de déplacer les obstacles à côté d'un mur lorsqu'un participant doit les enjamber afin d'éliminer le besoin des barres parallèles.

Le test TURN180 et TURN360

Il est remarquable que la tâche de virage (tourner) se présente dans de nombreux tests d'évaluation de la capacité à se mouvoir et d'équilibre, tels que le test TUG, le test BBS et le test Tinetti-POMA. Cependant, Selon Simpson et al. [75] cette tâche est une méthode à part entière. Elle est reconnue par son rôle d'évaluer la stabilité posturale et dynamique chez les personnes âgées et en particulier les personnes souffrant des problèmes complexes. Certains évaluateurs appliquent le test de virage à 180° et d'autres appliquent le test de virage à 360°. Le protocole détaillé pour ces deux versions est décrit dans [75]. Les résultats qualitatifs et quantitatifs (le temps d'exécution et le nombre de pas effectués) seront évalués grâce aux nouvelles technologies (exemple des capteurs inertiels) [76]. Récemment, une nouvelle version du test a été introduite par Kobayashi et al. [77] sous le nom de CAT-STIS.

Le test DUKE (Progressive Mobility Skills Test)

Le test DUKE représente une évaluation de la mobilité qui a été développée par Hogue et al. [78] en 1990 [79, 80]. Il se compose de 13 éléments évaluant l'équilibre statique, tels que

le lever d'une chaise, la marche à une vitesse normale et à une vitesse maximale, enjamber des obstacles, la montée des escaliers, etc. Chaque élément est noté sur une échelle de 3 points : 0- incapable de terminer la tâche ou nécessite d'assistance, 1- capable de réaliser la tâche mais anormalement et 2- capable de réaliser la tâche normalement. Ainsi, un score élevé indique une meilleure performance.

Groupe 3 – Les tests d'auto-évaluation

Ce groupe combine 2 tests dans lesquels le sujet évalué répond à un questionnaire.

Le test LSMA (Life Space Mobility Assessment)

Une méthode d'évaluation connue sous le nom de « Life Space Diary » a été initialement introduite par May et al. [81] en 1985. Dans cette évaluation, les participants notent sur un questionnaire toutes les zones dans lesquelles ils ont pu se déplacer durant la journée sur une période d'un mois. Pour pouvoir documenter leurs mobilités au sein de leurs domiciles et leurs entourages, les zones fréquentées sont divisées en 5 : (i) la chambre à coucher, (ii) le reste des chambres à domicile, (iii) le terrain entourant le domicile, (iv) le quartier et (v) la rue. Ainsi, le test LSMA interprète la mobilité d'une personne âgée en fonction de la distance parcourue et la fréquence du transfert vers les zones définies avec ou sans assistance [82]. Les scores varient entre 0 (attaché au lit) et 120 (se déplace chaque jour sans assistance). Ainsi, une telle évaluation définit ce qu'une personne a réellement fait, plutôt qu'estimer ce qu'il était capable de faire. En d'autres termes, elle reflète la performance réelle des activités de la vie quotidienne et renseigne sur tout changement produit au cours du mois [83].

Le test GES (Gait Efficacy Scale)

Le test GES représente une évaluation de la capacité à se mouvoir basée sur le jugement de la personne âgée sur son autonomie. Il s'agit d'un questionnaire qui vise à connaître la confiance en soi d'un individu au niveau de ses capacités d'exécuter des activités liées à la marche quotidienne. Au fil du temps, une nouvelle version « mGES » a été introduite et qui se compose de 10 éléments souvent pratiqués dans la vie quotidienne [84]. Les éléments consistent en : marche sur une surface plane, marche sur l'herbe, enjamber des obstacles, montée et descente des escaliers et des escabeaux (avec et sans assistance), et marche d'un parcours long. Chaque élément est noté sur une échelle de Likert à 10 points, avec 1 représentant une absence de confiance et 10 représentant une confiance totale.

2.3. Les propriétés psychométriques

2.3.1. Validité, Fidélité et Sensibilité au changement

La validité d'un test

Il est fondamental d'assurer qu'une méthode ou un test d'évaluation révèle l'état réel du phénomène mesuré. Ainsi, avant d'utiliser un test, il est question d'étudier sa validité afin de déterminer s'il est adapté au domaine d'application. Par définition, la validité est définie comme le degré auquel un test mesure ce qu'il prétend mesurer. Elle exprime la qualité externe d'un test, souvent dans une visée prédictive, par la corrélation de la mesure obtenue avec une autre mesure objective jugée pertinente [85, 86].

Plusieurs formes de validité ont été utilisées et évoluées au fil du temps. En 1954, la première version des « *Standards for educational and psychological tests* » cible trois grands types de validité : **la validité de critère**, **la validité de contenu** et **la validité du construit** [87]. De plus, ces trois types perdureront dans différentes publications des standards (1966, 1974, 1985, etc.).

- **La validité de critère**, nommée aussi **validité empirique** ou **pragmatique**, fait référence à un argument sur la valeur utile d'un test. Elle représente une évaluation qui examine le degré de liaison entre le rendement d'un test et un critère externe lié à un système de référence en utilisant le coefficient de corrélation de Bravais-Pearson ou autre relation statistique. Dans cette perspective, le test est considéré comme une méthode capable de prédire un comportement appelé « critère ». Deux formes de validité de critère existent : **la validité concomitante** et **la validité prédictive**. Si le critère externe est mesuré en même temps que la passation du test, on parle de **la validité concomitante ou concourante**, alors que si le critère externe est mesuré à un moment plus tard, on parle de **la validité prédictive**. En plus, chacune de ces validations peut estimer la validité d'un test par **convergence** ou **divergence**. Une validité d'un test est dite **convergente** lorsqu'elle estime la ressemblance entre le score du test et le critère externe. Par contre, une validité d'un test est dite **divergente** lorsqu'elle estime une corrélation nulle entre les deux rendements en proposant l'hypothèse qu'ils mesurent des choses opposées.
- **La validité de contenu** consiste à vérifier si le contenu d'un test (i.e. les items) correspond à un échantillon d'items qui définit bien le domaine réel que l'on veut mesurer. En d'autres termes, ce type de validité cherche à déterminer dans quelle mesure les items d'un test constitue un représentatif du ou des comportements cibles.

- **La validité du construit**, nommée aussi **la validité conceptuelle**, consiste à repérer et circonscrire le concept, la qualité et l'attribut d'une méthode de mesure en la plaçant dans un ensemble d'analogues sémantiques. Il s'agit plutôt d'une étude générale de construction et vérification des hypothèses. Ce type de validité pose trois étapes successives afin de vérifier qu'un construit soit conforme à un modèle théorique : (i) la mise en place des hypothèses théoriques, (ii) la déduction des hypothèses testables et (iii) la planification des études expérimentales pour tester les hypothèses.

La fidélité d'un test

Dans le domaine de la recherche clinique, la décision d'utiliser un instrument de mesure prend en compte l'exactitude et la justesse des résultats fournis. Cependant, selon la théorie classique des tests (TCT) ou la « théorie du score vrai », il est impossible d'obtenir une mesure complètement exemptée d'erreur. En d'autres termes, tout score observé (X) est égal à une somme de deux composantes : le score vrai (T) qui est inconnu et une composante d'erreur (E) [88]. La différence entre les valeurs (X) et (T) représente l'erreur non-systématique de mesure et influe sur le calcul du vrai score. Ainsi, il est fondamental d'évaluer **la fidélité** d'un test afin d'estimer le degré d'association entre la valeur des résultats obtenus et le vrai score (i.e. examiner dans quelle mesure les résultats sont exempts d'erreur) [89].

Un indice de fidélité représente la corrélation existante entre un score observé (X) et le vrai score (T). D'autre part, **le coefficient de fidélité** est égal au carré de l'indice de fidélité. Ce coefficient a pour objectif d'estimer une valeur attribuée à l'erreur et une valeur attribuée au score vrai par analyse de variance. Il est exprimé par le rapport entre la variance du score vrai (T) et la variance du score observé ($T + E$). Ce rapport varie entre 0 et 1. Plus le coefficient de fidélité est grand (valeur proche de 1) : plus l'erreur de mesure est faible.

Dans le cadre de la théorie classique des tests, la valeur de (T) est inconnue. Ainsi, il paraît impossible de calculer le coefficient de fidélité. Cependant, ce coefficient est également estimé par la corrélation entre deux séries de mesures prises sur les mêmes individus. Néanmoins, de nombreux facteurs peuvent contribuer à la variation des résultats d'une méthode de mesure. Parmi les facteurs, nous citons : l'opérateur, les équipements utilisés, le calibrage des instruments de mesures, l'environnement, le temps écoulé entre les mesures, etc. Selon l'organisation internationale de normalisation (ISO), deux conditions de fidélité ont été trouvées utiles pour de nombreux cas pratiques : **la répétabilité** et **la reproductibilité** [90]. Dans les conditions de **répétabilité**, tous les facteurs susmentionnés sont considérés comme constants

et n'ont aucun effet sur la variabilité des résultats d'essai, tandis que, dans les conditions de **reproductibilité**, ces facteurs varient et contribuent à la variabilité des résultats d'essai [90, 91].

Toutefois, quatre méthodes de fidélité peuvent être également nécessaires et utiles pour décrire la variabilité d'une méthode de mesure [89] : **la méthode du test-retest, la méthode d'inter- et intra-juges, la méthode de la cohérence interne et la méthode des tests parallèles.**

- **La méthode du test-retest** fait référence à la stabilité des résultats lorsqu'une méthode de mesure ou un test d'évaluation sont réalisés deux ou plusieurs fois par le même groupe de personnes sous un intervalle de temps bien fixé et dans des conditions constantes autant que possible (même opérateur, même équipements, et même environnement). Ainsi, le coefficient de fidélité sera calculé afin d'estimer la corrélation entre les performances observées durant chaque passage du test. De plus, il est important de choisir un intervalle de temps convenable entre les mesures répétées. En d'autres termes, l'intervalle doit être raisonnablement long pour éviter la fatigue des participants et aussi court que possible afin d'éviter tous changements dû à leur état physiologique.

- **La méthode d'inter- et intra-juges** : de nombreuses évaluations cliniques nécessitent l'intervention d'un observateur ou un évaluateur lors d'un test. Une source d'erreur peut être alors produite à cause de cette intervention. Ainsi, deux types de mesure de la fidélité sont mis en place. Le premier type, nommé inter-juge, consiste à évaluer la concordance d'un test administré une fois au même groupe de participants sous l'intervention de deux ou plusieurs évaluateurs (ou observateurs). Le deuxième type, nommé intra-juge, fait référence à la stabilité des résultats de deux ou plusieurs essais d'un test réalisé par le même groupe de participants et sous la supervision d'un seul évaluateur (ou observateur). Il est généralement conseillé de réaliser les essais successifs dans un court intervalle de temps.

De nombreux indicateurs statistiques permettent d'estimer le coefficient de fidélité des méthodes de test-retest et d'inter- et intra-juges. Nous citons par exemple : le coefficient de corrélation de Pearson, le coefficient de corrélation de Spearman, le graphique de Bland et Altman, le coefficient de variation, etc. Néanmoins, le coefficient de corrélation intra-classe (ICC) est souvent considéré comme la plus adéquate mesure de fidélité parce qu'il représente à la fois la corrélation et la concordance entre les résultats [92]. Pourtant, de nombreuses versions d'ICC existent et conduisent à des résultats différents. Shrout et Fleiss ont défini 6 formes d'ICC en fonction du modèle et type utilisés [93]. Chaque formulaire implique une formulation spécifique pour son calcul et conduit à des interprétations différentes. Ensuite, McGraw et Wong ont étendu les formulaires ICC à 10. Ils ont proposé une technique de

sélection ICC qui est basée sur un modèle, un type et une définition [94] (voir *Annexe III*). Plus tard, Rankin et Stokes ont déclaré qu'il est insuffisant d'estimer les valeurs de l'ICC uniquement ; le fait qu'il manque des standards jugeant la performance des résultats obtenus [95]. Par conséquent, cet indicateur statistique doit être complété par le calcul de l'intervalle de confiance (CI), la mesure d'erreur standard (SEM, Standard Error of Measurement) ou l'approche de changement minimal (MDC, Minimal detectable change).

- **La méthode de la cohérence interne** fait référence à l'homogénéité entre les sous-éléments (ou items) d'un test. Cette méthode permet d'étudier le degré d'unidimensionnalité d'un test (i.e. vérifier si tous les items d'un test sont liés et mesurent le même concept). Quatre mesures statistiques sont largement utilisées pour évaluer ce type de fidélité : le coefficient alpha de Cronbach, la méthode du partage (Split-Half) ajustée par la formule de Spearman-Brown, la méthode de corrélation inter-item et la méthode de corrélation item-total.
- **La méthode des tests parallèles** consiste à estimer la valeur d'erreur produite entre deux ou plusieurs versions d'une méthode de mesure ou d'un test d'évaluation. Les versions sont équivalentes en formes mais avec une variation unique au niveau de détails des sous-éléments. Cette méthode est estimée par le coefficient de corrélation et la méthode de concordance (i.e. « limits of agreement methods » des anglo-saxons).

La sensibilité au changement d'un test

En général, toute intervention et tout traitement effectués en clinique comme en recherche ont pour objectif de provoquer une amélioration de la condition de l'individu. Ainsi, la mesure du changement apporté représente un concept auquel nous devons nous intéresser [96]. Le phénomène de **la sensibilité au changement** a été introduit par Kirshner et Guyatt [97]. Ce phénomène représente la capacité d'une méthode de mesure à détecter des changements importants. Il est défini par les termes « responsiveness », « sensitivity », et « sensitivity to change » en langue anglaise.

Suite à une recherche dans la littérature, il est remarquable que certains auteurs considèrent que la sensibilité au changement est une propriété psychométrique distincte de la validité et de la fidélité, alors que d'autres la considère comme étant une partie de la validité du construit [98-100]. D'autre part, Dubois considère ce concept comme une forme de la validité auquel un aspect longitudinal est ajouté [99]. Ainsi, la définition de la sensibilité au changement et ses méthodes d'estimations manquent de clarté, de sorte que Terwee et al. (2003) ont pu identifier et classer 25 définitions et 31 méthodes d'estimations sous trois

catégories basées sur le type de changement qu'une méthode de mesure peut détecter (i.e. un changement pertinent, significatif ou réel) [101]. Cependant, d'autres façons de regrouper peuvent exister [102, 103]. En plus, plusieurs indices ont été proposés afin d'estimer la sensibilité au changement d'une méthode de mesure ou d'un test clinique. Nous citons par exemple : l'indice de taille d'effet (effect size), la réponse moyenne standardisée (standardized response mean), les méthodes de régression, l'indice de Guyatt, etc. Par la suite, 31 indices ont été regroupés dans la revue systématique de Terwee et al. [101].

2.3.2. Propriétés psychométriques des tests : Revue Systématique

Bien que les informations de faisabilité et les aspects pratiques soient très importants pour le choix d'un test d'évaluation, néanmoins, la qualité des résultats obtenus dépend en partie des propriétés psychométriques du test. Ainsi, nous avons effectué une seconde recherche par interrogation systématique de plusieurs bases de données (Science Direct, Scopus, SAGE, Springer, Wiley et Taylor & Francis Online) afin de résumer les résultats de toutes les études qui ont été établies pour estimer une ou plusieurs propriétés psychométriques. Les études de validité et de fidélité des tests n'ont pas été prises en compte si elles sont uniquement administrées sur des sujets atteints d'une maladie spécifique, du fait que la population cible de notre recherche couvrait les personnes âgées en bonne santé. Néanmoins, aucun critère de sélection n'a été défini pour les études de la sensibilité au changement dont le but est d'évaluer dans quelle mesure les tests cités ci-dessus sont capables de détecter tout changement de la capacité à se mouvoir développé avec l'âge, après hospitalisation et/ou après un traitement médical.

Compte tenu de ces éléments, et après une brève introduction des tests d'évaluation de la capacité à se mouvoir et de leurs aspects pratiques (cf. *section 2.2.2*), les informations relatives aux propriétés psychométriques de ces tests sont résumées dans la présente section.

Pour chacun des tests, nous avons décrit ci-dessous les informations suivantes si valables : (1) le type des propriétés (i.e. la validité, la fidélité et/ou la sensibilité au changement), (2) les caractéristiques générales des participants (ex. combien de participants, âge, sexe, etc.), (3) l'expertise des évaluateurs pour la fidélité d'inter-juge, (4) le nombre d'essais et l'intervalle de temps pour la fidélité de test-retest et d'intra-juge et la sensibilité au changement, (4) les méthodes d'estimation et (5) les résultats obtenus.

Groupe 1 – Les tests d'évaluation basée sur la performance

Le test TUG (Timed Up and Go)

Les résultats de validité ont démontré une corrélation élevée entre le test TUG et le test Berg Balance Scale (BBS) avec $r = -0,81$, le test de vitesse de marche avec $r = -0,61$, et l'index de Barthel (BI) avec $r = -0,78$ [25]. D'autre part, dix-sept études évaluant la fidélité test-retest du TUG ont été précédemment publiées [104]. Cependant, afin d'évaluer la fidélité à long terme, 20 sujets âgés de 75 ans en moyenne ont effectué le TUG après 6 et 12 mois d'une première évaluation du test. Les résultats ont révélé une bonne fidélité de test-retest avec une valeur d'ICC égal à 0,83 entre les deux premières évaluations, 0,82 entre les deux dernières évaluations et 0,74 entre la première et la troisième évaluation. La diminution des ICC confirme la nécessité d'un test essai avant toute évaluation comme déclaré par Moris et al [105]. Ultérieurement, McGrath et al. [106] ont étudié la fidélité de 44 paramètres extraits lors d'une performance de 6 essais TUG par 33 personnes âgées avec une minute de repos (fidélité intra-juge) et répétée après 4 semaines (fidélité de test-retest). La majorité des paramètres ont montré une excellente fidélité (ICC (2,1) >0,75) alors qu'une minorité a révélé des résultats passables ou bons (ICC variant entre 0,4 et 0,75).

Le test SPPB (Short Physical Performance Battery)

La fidélité et la sensibilité au changement du test SPPB ont été premièrement étudiées par Ostir et al. [107] en 2002. Elles ont été testées sur un groupe de femmes âgées à mobilité réduite. Les valeurs d'ICC ont révélé une excellente fidélité du test-retest avec un court intervalle de temps entre les passages (passages des semaine 5 et 6, passages des semaine 12 et 13, et passages des semaines 19 et 20). Cependant, les valeurs d'ICC ont commencé à décroître pour le test-retest avec un long intervalle de temps entre les passages (après 36 mois). En plus, les résultats ont confirmé une sensibilité au changement élevée de ce test.

Le test de marche de six-minutes (TM6 ou 6MWT)

Plusieurs études ont montré que ce test présente une forte corrélation avec le test de marche de 12 minutes ($\rho = 0,955$), le test de marche de 2 minutes ($\rho = 0,892$), et le test de marche à vitesse normale ($\rho = 0,73$) [33, 84]. D'autre part, en 2001, Sadaria et Bohannon ont effectué une revue systématique de la fidélité et la sensibilité au changement du test 6MWT [108]. Les auteurs confirment que de nombreuses études ont montré de bons à excellents résultats de fidélité. Chacune de ces études avait son propre protocole expérimental. Certaines

ont testé le TM6 sur des personnes âgées saines, et d'autre sur des personnes âgées ayant des maladies cardiaques, pulmonaires chroniques, ou une insuffisance rénale. Cependant les coefficients de corrélation varient entre 0,73 et 0,99 dans toutes les études. D'autre part, une seule étude a rapporté un indice de sensibilité de 0,6 chez des personnes âgées avec une mobilité réduite.

8-Foot Up-and-Go (UG)

La fidélité du test-retest a été signalée comme étant élevée pour le 8-Foot (UG) [37]. Le test a été réalisé deux fois par 42 femmes et 34 hommes âgés de plus de 60 ans pendant une semaine. Les valeurs de l'ICCs obtenues étaient 0,90 (avec un intervalle de confiance (CI) entre 0,83 et 0,95), 0,98 (avec un CI entre 0,96 et 0,99) et 0,95 (avec un CI entre 0,92 et 0,97) pour le groupe des femmes, le groupe des hommes, et les deux groupes ensemble respectivement.

Le test de vitesse de marche (ou UGS)

Afin d'évaluer la fidélité de ce test, 3 essais de marche de 4 mètres et 3 essais de marche de 10 mètres ont été réalisés d'une façon consécutive par 43 personnes âgées en bonne santé [38]. Les résultats de ces deux versions ont montré des valeurs d'ICC (3,1) variant entre 0,96 et 0,98, des valeurs de SEM inférieures à 0,004-0,008 m/s et des valeurs de changement minimal (MDC) comprises entre 0,01 et 0,02 m/s. Ainsi, les auteurs confirment une excellente fidélité de test-retest.

Le test de Performance Physique (PPT)

Les résultats de recherche ont confirmé la validité concourante de ces deux versions en fournissant des interprétations proches à celle du test Tinetti-POMA. En plus, les deux versions ont montré une fidélité de cohérence interne et une fidélité inter-juges élevées. Reuben et al. [42] ont obtenu un coefficient alpha de Cronbach égal à 0,79 et 0,87 avec un ICC égal à 0,93 et 0,99 pour le PPT de 7- et le PPT de 9- éléments respectivement. Ensuite, King et al. [109] ont proposé l'évaluation d'un test PPT de 8 items. Ils éliminent la tâche de montée d'escalier autant que possible du PPT 9-items afin d'éviter la fatigue des participants. Ce test PPT a été réalisé 3 fois, dans un délai d'une à deux semaines entre les passations, par 18 à 22 personnes à mobilités réduites et sous la supervision de 4 juges. Les résultats de cette étude ont révélé une valeur ICC de 0,88 pour le test-retest, une valeur ICC de 0,96 pour l'inter-juges et un coefficient alpha de Cronbach égal à 0,785 pour la cohérence interne. Ensuite, les volontaires ont été répartis entre un groupe de programme d'exercices (26 sujets) et un groupe témoin (19 sujets)

afin d'évaluer la sensibilité au changement. Une amélioration de 2,4 et 0,7 points a été détectée pour les deux groupes respectivement avec un indice de sensibilité égal à 0,8.

Le test du lever de chaise (5TSTS)

En 2011, Richard W. Bohannon [110] a publié une revue systématique résumant les résultats des études sur la fidélité test-retest du test 5TSTS. La revue est composée de dix études dans lesquelles le test 5TSTS a été réalisé par la contribution des personnes âgées. Ces derniers ont effectué plusieurs passages du test dans un intervalle de 2 jours à 10 semaines. Les résultats ont révélé des ICCs ayant des valeurs élevées et comprises entre 0,64 et 0,96 pour le test-retest. Par la suite, Goldberg et al. [111] ont effectué une étude dans laquelle un test de 2 essais a été réalisé par 29 femmes âgées en moyennes de 74 ans. Ils ont publié une valeur élevée de l'ICC (2,1) égal à 0,95 et une faible valeur de SEM égal à 0,9 secondes menant à une excellente fidélité du test. Ainsi, les résultats de fidélité du test-retest ont été confirmés par Northgraves et al. [112] avec un ICC (3,2) compris entre 0,96 et 0,98. En plus, Wallmann et al. [113] ont démontré une excellente fidélité d'inter-juges avec un ICC (2,1) égal à 1. Dans leur étude, trois cliniciens, ayant bénéficié d'un même niveau d'expertise, ont interprété les bandes vidéos du test 5TSTS réalisés par 92 sujets âgés de 65 ans.

Le Pick-up Weight test

Les auteurs ont reporté que la fidélité de ce test n'était pas évaluée étant donné que tous les participants ont pu réaliser le test, alors que l'interprétation des résultats se base sur la capacité ou non de réaliser cette tâche [45].

Le L-test

Les auteurs de ce test ont montré une corrélation de $\rho = 0,93$ entre le TUG et ce test, et une corrélation de $\rho = 0,97$ entre le test de vitesse de marche de 10 mètres et ce test [46]. En plus, ils ont mené une étude de fidélité dans laquelle 27 participants, ayant subi des amputations latérales, ont effectué 3 essais du L-test sous la supervision de deux juges. Les résultats ont révélé une valeur ICC (2,2) égal à 0,96 pour la fidélité d'inter-juges et une valeur ICC (2,1) égal à 0,97 pour la fidélité d'intra-juges. En outre, une autre étude a confirmé la fidélité de ce test par un ICC égal à 1 et 0,97 pour la fidélité d'inter- et d'intra-juges respectivement [114].

La marche à reculons

Aucune étude n'a été effectuée à ce jour afin d'étudier les propriétés psychométriques de la marche à reculons chez les personnes âgées saines.

Le test de DEMMI (L'indice de Mobilité de de Morton)

Dans leur étude, de Morton et al. [115] ont révélé un bon résultat de fidélité d'intra-juge (ρ (95% IC) = 0,86 (0,64 – 0,95)) et d'inter-juge (ρ (95% IC) = 0,94 (0,86 – 0,98)), et une cohérence interne modérée (avec Kappa variant entre 0,3 et 1) pour le test DEMMI réalisé par 16 personnes âgées, au moment de leurs admissions et leurs sorties de l'hôpital et sous la supervision de deux physiothérapeutes. De plus, les résultats de recherches [116] ont confirmé la sensibilité au changement de ce test chez les personnes âgées ayant des maladies aiguës d'après un indice de taille d'effet égal à 2,28 et un indice de Guyatt égal à 2,34 et 2,4 selon l'avis des patients et l'avis des thérapeutes, respectivement.

Le F8W test (Figure of 8 Walk)

La validité de ce test a été démontrée à partir d'une comparaison avec le test de vitesse de marche ($\rho = -0,57$) et le test « Gait Efficacy Scale GES » ($\rho = -0,468$) [51]. D'autre part, deux études ont démontré une fidélité élevée de test-retest et d'inter-juges pour ce test. D'abord, 30 femmes âgées de 77 ans en moyenne ont effectué le test F8W deux fois avec un intervalle d'une semaine entre les passages [117]. Les résultats ont révélé un ICC égal à 0,93 et 0,73 pour les résultats de la vitesse de la marche et du nombre de pas respectivement. Ensuite, dans une deuxième étude, 18 personnes âgées de 84 ans en moyenne et à mobilités réduites ont effectué deux essais du test dans un intervalle d'une semaine. Les résultats ont montré des ICCs égaux à 0,84, 0,82 et 0,61 pour la fidélité de test-retest et des ICCs égaux à 0,9, 0,92 et 0,85 pour la fidélité d'inter-juges pour les résultats de la vitesse de la marche, le nombre de pas et la distance entre le plot et la phase de tourner respectivement.

Le test ISAW (Instrumented Stand and Walk)

Aucune étude n'a été effectuée à ce jour afin d'étudier les propriétés psychométriques du test ISAW chez les personnes âgées saines.

Le test HABAM (Hierarchical Assessment of Balance and Mobility)

La validité du construit a été démontrée par la comparaison de l'index de Barthel ($\rho = 0,76$) et ses sous-échelles de mobilité ($\rho = 0,74$) [53]. En plus, les développeurs ont

trouvé un ICC élevé et fiable égal à 0,94 pour la fidélité d'inter-juges [53]. Le test HABAM a été accompli par 15 sujets âgés hospitalisés et sous la supervision de deux médecins. Les résultats ont été ensuite validés par Rockwood et al.[118] suite à une évaluation de ce test sur 167 personnes âgées fragiles et sous la supervision d'un gériatre et d'un observateur, donnant un ICC de 0,92. Dans cette étude, les auteurs ont également évalué la fidélité du test-retest du test HABAM et de ses trois sous-composants. Soixante-trois personnes hospitalisées ont effectué le test deux fois pendant deux jours successifs. Les valeurs ICC étaient 0,91 pour le score total et la partie de mobilité, 0,85 pour la partie d'équilibre et 0,82 pour la partie du transfert. En outre, le test HABAM s'est avéré être un test sensible au changement. Cela a été démontré dans une étude appliquée sur des patients hospitalisés et révélant un indice de taille d'effet (effect size) égal à 0,59 et une efficacité relative de 3,13 [53].

Le test TWT (Trail Walking Test)

Pour l'évaluation de la fidélité de ce test, une étude a été réalisée par la participation de 171 personnes âgées de 81 ans en moyenne [55]. Les participants ont effectué le test TWT deux fois avec un intervalle de deux semaines entre les tests. Les résultats ont démontré une excellente fidélité du test-retest avec un ICC (1,1) égal à 0,945.

Le test PWT (Parallel Walk Test)

Les résultats de validation ont rapporté qu'une distance de 20 à 30,5 cm est optimale pour discriminer correctement entre les personnes qui ont des problèmes d'équilibre tels que la chute et celles qui n'en ont pas [56]. D'autre part, Lark et al. [57] ont mené une étude pour déterminer la fidélité inter-juges et la fidélité du test-retest du PWT. Premièrement, les deux premiers auteurs de cette étude ont examiné la réalisation du test par 36 personnes âgées de 81 ans en moyenne. Ils ont confirmé une excellente fidélité avec un intervalle de l'ICC variant entre 0,93 et 0,99 pour les 3 largeurs proposées (20, 30,5 et 38 cm). Ensuite, 15 participants ont répété le test après une semaine de leur premier passage. Les résultats ont montré des valeurs de l'ICC variant entre 0,63 et 0,90 pour les 3 largeurs.

Le test CHARMI (Charité Mobility Index)

Une faible corrélation a été détectée entre ce test et l'index de Barthel (BI) ($\rho = 0,63$). Néanmoins, une validation concomitante a été confirmée avec la comparaison de 3 sous-éléments du BI : le transfert couché-assis et vice versa, la marche sur une surface plane et la montée des escaliers ($\rho = 0,93$) [58]. D'autre part, un coefficient kappa de 0,88 a été rapporté

pour la fidélité inter-juge de ce test [59]. Dans cette étude, 30 participants ont été évalués par un médecin et un physiothérapeute. Les résultats ont montré un accord exact entre les deux juges pour l'évaluation de 11 éléments, alors que des variations mineures ont été détectées lors de l'évaluation de 3 éléments (le transfert du lit, la marche d'une distance de 10 mètres et la marche d'une distance entre 10 et 50 mètres). En plus, Liebl et al. [59] ont évalué le test chez des patients au moment de l'admission et à la sortie d'un programme de soins aigus. Les résultats ont démontré une sensibilité au changement élevée entre ces deux phases.

Le SWOC test (Standardized Walking Obstacle Course)

Aucune étude n'a été réalisée afin d'étudier la fidélité du test SWOC chez les personnes âgées saines. Cependant, Taylor et al. [60] et Ng et al. [119] ont rapporté les fidélités du test-retest ($\rho = 0,38 - 0,98$), $ICC = 0,851 - 0,993$) et inter-juges ($\rho = 0,96 - 1$) pour l'évaluation des personnes âgées souffrant d'un AVC ou une arthrite.

Groupe 2 – Les tests d'évaluation basée sur le jugement de l'évaluateur

Le test de Tinetti-POMA (Performance Oriented Mobility Assessment)

La fidélité d'intra- et d'inter-juges et la sensibilité au changement de ce test ont été rapportées par Faber et al. [62]. Dans leur étude, le test de Tinetti-POMA a été réalisé deux fois en deux jours consécutifs par 30 participants âgés. Les résultats de coefficient de Spearman et le graphique de Bland et Altman ont montré une bonne fidélité pour les test POMA et ses sous parties POMA-B et POMA-G.

Le test BBS (Berg Balance Scale)

En 2013, Downs et al. [120] ont effectué une revue systématique concernant la fidélité du test BBS. Les auteurs ont confirmé que de nombreuses études ont montré de bons résultats de fidélité. Cependant, aucune étude n'a été identifiée évaluant la fidélité du test chez des personnes ayant un score moyen du test inférieur à 20 points.

Le test DGI (Dynamic Gait Index)

La fidélité de ce test a été premièrement étudiée par ses développeurs [64]. Cinq thérapeutes ont examiné la performance de cinq personnes âgées. En plus, deux participant ont répété le test DGI une semaine après leur premier passage. Les résultats ont montré une excellente fidélité d'inter-juges et de test-retest avec des valeurs d'ICC de 0,96 et de 0,98 respectivement. Ensuite, Boulgarides et al. [121] ont obtenu un accord de 80% entre les

résultats de plusieurs juges ayant évalué les bandes vidéos de 3 participants, bien que la fidélité n'ait pas été déterminée par des modèles statistiques ou probabilistes.

Le BESTest (Balance Evaluation Systems Test)

La fidélité du test BESTest a été évaluée dans des études impliquant des personnes âgées Parkinsoniennes, atteintes des maladies cancéreuses, vasculaires cérébraux et autres, ce qui mène à exclure les résultats de ces études [122-126].

Le FGA test (Functional Gait Assessment)

Ce test a montré une validité concomitante acceptable par rapport à d'autres mesures d'équilibre et de mobilité [69]. En plus, le test a montré une bonne fidélité d'intra- et d'inter-juges avec un ICC (2,1) égal à 0,74 et 0,86 respectivement, et une bonne fidélité de cohérence interne avec un coefficient alpha de Cronbach égal à 0,79 [69]. Dans cette étude, le test FGA a été réalisée deux fois, avec un temps de repos d'une heure entre les essais, par 6 patients souffrant de troubles vestibulaires et sous la supervision de dix évaluateurs.

Le AST (Alternate Step Test)

Une excellente fidélité du test-retest a été d'abord révélée avec un ICC supérieur à 0,90 dans une étude réalisée par la participation de 14 sujets âgés ayant une bonne santé [127]. Ensuite, les auteurs d'une seconde étude ont révélé un ICC (3,1) de 0,78 lorsqu'un groupe de 30 personnes âgées de 80 ans en moyenne ont réalisé le test AST deux fois avec un intervalle de deux semaines entre les passages [128, 129].

Le test EMS (Elderly Mobility Scale)

Ce test a démontré une validité concomitante élevée avec l'index de Barthel (BI) ($\rho = 0,962$) et la mesure d'indépendance fonctionnelle ($\rho = 0,948$) [70]. Pourtant, aucune étude n'a été réalisée pour l'évaluation de la fidélité de ce test chez des personnes saines. Nolan et al. [130] ont mené une étude de fidélité sur des personnes hospitalisées ayant une maladie aiguë ou en cours de réadaptation. D'autre part, Spilg et al. [131] ont confirmé que le test EMS est un outil sensible au changement qui permet la détection d'une amélioration de la mobilité chez des personnes hospitalisées et ambulatoires.

L'examen de performance physique et de mobilité (PPME - Physical Performance and Mobility Examination)

Selon l'étude de Winograd et al. [72], les deux techniques de notation (échelle dichotomique et échelle à 3 niveaux) ont démontré une fidélité élevée d'inter- et d'intra-juges chez les personnes âgées à mobilité réduite. Pour la notation avec une échelle dichotomie, les tâches individuelles ont révélé une fidélité d'inter-juges avec un accord moyen variant de 96 à 100% et un coefficient Kappa variant de 0,8 à 1. Le score total a montré un coefficient de Pearson et un ICC moyen de 0,99 pour la fidélité d'intra- et d'inter-juges respectivement. De même, pour la notation avec une échelle à 3 niveaux, les tâches individuelles ont révélé une fidélité d'inter-juges avec un accord moyen variant de 90 à 100% et un coefficient Kappa variant de 0,75 à 1. Le score total a montré un coefficient de Pearson de 0,98 pour la fidélité d'intra-juges et un ICC moyen de 0,99 pour la fidélité d'inter-juges.

Le test FOC (Functional Obstacle Course)

La nouvelle version de ce test a été validée en démontrant une corrélation significative avec le test de la vitesse de marche, le 6MWT et le test Tinetti-POMA [73]. En plus, le développeur a démontré une bonne fidélité du test pour les résultats quantitatifs ainsi que qualitatifs (coefficient de corrélation > 0,98), en effet, trois évaluateurs ont évalué indépendamment les bandes vidéos du test réalisé par dix personnes âgées pour aboutir à ces résultats. De même, Rubenstein et al. [132] ont obtenu un coefficient de Kappa de 0,96 lorsqu'un physiothérapeute et un médecin ont évalué les bandes vidéos du test FOC effectué par 58 personnes âgées de 75 ans en moyenne.

Le test TURN180 et TURN360

Les résultats qualitatifs et quantitatifs du test TURN180 ont démontré une bonne à excellente fidélité d'intra-juges lors d'une évaluation du test TUG chez des personnes âgées [133]. De même, Fitzpatrick et al. [134] ont révélé une bonne fidélité avec un ICC de 0,828 pour le nombre de pas effectués lors du test TURN180, trois essais de ce test ont été accomplis par 66 personnes âgées de 82 ans en moyenne avec une à trois minutes de repos entre les essais.

Le test DUKE (Progressive Mobility Skills Test)

Comme indiqué par Teresi et al.[135], le test DUKE a démontré une excellente fidélité du test-retest et d'inter-juges avec un ICC de 0,97.

Groupe 3 – Les tests d’auto-évaluation

Le test LSMA (Life Space Mobility Assessment)

Baker et al. [82] ont mené une étude afin d’évaluer la fidélité du test-retest avec un court et long intervalle de temps entre les passages. 306 personnes âgées de 75 ans en moyenne ont effectué le test LSMA pendant deux semaines et après 6 mois par des entretiens téléphoniques. Les résultats ont démontré une bonne fidélité à courte période avec un ICC variant entre 0,86 et 0,96. Cependant, des valeurs basses et élevées de l’ICC, variant entre 0,49 et 0,81, ont été détectées après 6 mois.

Le test GES (Gait Efficacy Scale)

La validité de ce test a été démontrée par sa comparaison aux tests TUG, 6MWT, F8W, FOC et au test de la vitesse de marche. En plus, Newell et al. [84] ont obtenu un ICC (2,1) élevé de 0,93 et une SEM de 5,23 pour la fidélité du test-retest, et un coefficient alpha de Cronbach de 0,94 pour la cohérence interne. Le test a été effectué deux fois sur une période d’un mois par 26 personnes âgées.

2.4. Conclusion

De nos jours, l’évaluation de la capacité à se mouvoir constitue un domaine de recherche très important en raison de ses nombreux intérêts et de son diagnostic précieux en gériatrie. Sur la base de notre recherche bibliographique, on constate que plusieurs tests d’évaluation ont été conçus au fil du temps. Ces tests diffèrent les uns des autres selon leurs objectifs principaux et leurs aspects pratiques de mise en œuvre. D’après Rubio et al. [136], il y a un manque de consensus en ce qui concerne le choix d’un test. Toutefois, il est important de choisir soigneusement un test d’évaluation adéquat afin d’assurer la qualité d’interprétation.

Dans ce chapitre, nous avons détaillé les principales caractéristiques de 31 tests d’évaluation fréquemment appliqués en gériatrie et cités dans la littérature. Cette vue d’ensemble des tests permet une meilleure compréhension des différentes approches d’évaluation, et de leurs contenus ce qui peut aider à faire le meilleur choix d’un test optimal dans une situation spécifique pour une sous population spécifique de personnes âgées (voir chapitre suivant). Dans le chapitre suivant, nous nous attacherons à décrire et à valider notre choix du test d’évaluation pour une surveillance continue de la capacité à se mouvoir chez les personnes âgées à domicile.

Bibliographie

1. Musich, S., et al., *The impact of mobility limitations on health outcomes among older adults*. Geriatric nursing, 2018. 39(2): p. 162-169.
2. Sakari-Rantala, R., E. Heikkinen, and I. Ruoppila, *Difficulties in mobility among elderly people and their association with socioeconomic factors, dwelling environment and use of services*. Aging Clinical and Experimental Research, 1995. 7(6): p. 433-440.
3. Webber, S.C., M.M. Porter, and V.H. Menec, *Mobility in older adults: a comprehensive framework*. The Gerontologist, 2010. 50(4): p. 443-450.
4. Sakari, R., *Mobility and its decline in old age: determinants and associated factors*. Studies in sport, physical education and health, 2013(190).
5. Macri, E., et al., *The de morton mobility index: normative data for a clinically useful mobility instrument*. Journal of aging research, 2012. 2012.
6. Menezes, K.V.R.S., et al., *Instruments to evaluate mobility capacity of older adults during hospitalization: A systematic review*. Archives of gerontology and geriatrics, 2017. 72: p. 67-79.
7. Mokkink, L.B., et al., *The COnsensus-based Standards for the selection of health Measurement INstruments (COSMIN) and how to select an outcome measurement instrument*. Brazilian journal of physical therapy, 2016. 20(2): p. 105-113.
8. VanSwearingen, J.M. and J.S. Brach, *Making geriatric assessment work: selecting useful measures*. Physical Therapy, 2001. 81(6): p. 1233-1252.
9. Middleton, A. and S.L. Fritz, *Assessment of gait, balance, and mobility in older adults: considerations for clinicians*. Current Translational Geriatrics and Experimental Gerontology Reports, 2013. 2(4): p. 205-214.
10. Rubenstein, L.Z., et al., *Effectiveness of a geriatric evaluation unit: a randomized clinical trial*. New England Journal of Medicine, 1984. 311(26): p. 1664-1670.
11. Rubenstein, L.Z., et al., *Impacts of geriatric evaluation and management programs on defined outcomes: overview of the evidence*. Journal of the American Geriatrics Society, 1991. 39(S1): p. 8S-16S.
12. Stuck, A.E., et al., *Comprehensive geriatric assessment: a meta-analysis of controlled trials*. The Lancet, 1993. 342(8878): p. 1032-1036.
13. Applegate, W.B., et al., *A randomized, controlled trial of a geriatric assessment unit in a community rehabilitation hospital*. New England Journal of Medicine, 1990. 322(22): p. 1572-1578.
14. Swine, C., et al., *L'évaluation de la personne âgée et le système RAI-MDS*. Louvain médical, 2006. 125(9): p. 337-343.
15. Elsayy, B. and K.E. Higgins, *The geriatric assessment*. American family physician, 2011. 83(1): p. 48-56.
16. Katz, S., *Assessing self-maintenance: activities of daily living, mobility, and instrumental activities of daily living*. Journal of the American Geriatrics Society, 1983.
17. Katz, S., et al., *Progress in development of the index of ADL*. The gerontologist, 1970. 10(1_Part_1): p. 20-30.
18. Lawton, M.P. and E.M. Brody, *Assessment of older people: self-maintaining and instrumental activities of daily living*. The gerontologist, 1969. 9(3_Part_1): p. 179-186.
19. Laurin, D., et al., *Physical activity and risk of cognitive impairment and dementia in elderly persons*. Archives of neurology, 2001. 58(3): p. 498-504.
20. Folstein, M.F., S.E. Folstein, and P.R. McHugh, *"Mini-mental state": a practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician*. Journal of psychiatric research, 1975. 12(3): p. 189-198.
21. Shulman, K.I., *Clock-drawing: is it the ideal cognitive screening test?* International journal of geriatric psychiatry, 2000. 15(6): p. 548-561.
22. Vellas, B. and B. Michel, *"Les 5 mots", épreuve simple et sensible pour le diagnostic de la maladie d'Alzheimer*. Presse Med, 2002. 31: p. 1696-9.

23. Raynaud-Simon, A. and B. Lesourd, *Conséquences cliniques*. La Presse Médicale, 2000. 29(39): p. 2183-90.
24. Vellas, B., et al., *The Mini Nutritional Assessment (MNA) and its use in grading the nutritional state of elderly patients*. Nutrition, 1999. 15(2): p. 116-122.
25. Podsiadlo, D. and S. Richardson, *The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons*. Journal of the American Geriatrics Society, 1991. 39(2): p. 142-148.
26. Tinetti, M.E., *Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients*. Journal of the American Geriatrics Society, 1986. 34(2): p. 119-126.
27. Guralnik, J.M., et al., *A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission*. Journal of gerontology, 1994. 49(2): p. M85-M94.
28. Fiske, A., J.L. Wetherell, and M. Gatz, *Depression in older adults*. Annual review of clinical psychology, 2009. 5: p. 363-389.
29. Sheikh, J.I., et al., *Proposed factor structure of the Geriatric Depression Scale*. International Psychogeriatrics, 1991. 3(1): p. 23-28.
30. INPES. *Plan national "Bien vieillir" 2007 - 2009*. Available from: https://travail-emploi.gouv.fr/IMG/pdf/presentation_plan-3.pdf.
31. Nordin, E., E. Rosendahl, and L. Lundin-Olsson, *Timed "Up & Go" Test: reliability in older people dependent in activities of daily living—focus on cognitive state*. Physical therapy, 2006. 86(5): p. 646-655.
32. Botolfsen, P., et al., *Reliability and concurrent validity of the Expanded Timed Up-and-Go test in older people with impaired mobility*. Physiotherapy Research International, 2008. 13(2): p. 94-106.
33. Butland, R., et al., *Two-, six-, and 12-minute walking tests in respiratory disease*. British medical journal (Clinical research ed.), 1982. 284(6329): p. 1607.
34. Lord, S.R. and H.B. Menz, *Physiologic, psychologic, and health predictors of 6-minute walk performance in older people*. Archives of physical medicine and rehabilitation, 2002. 83(7): p. 907-911.
35. Ries, J.D., et al., *Test-retest reliability and minimal detectable change scores for the timed "up & go" test, the six-minute walk test, and gait speed in people with Alzheimer disease*. Physical therapy, 2009. 89(6): p. 569-579.
36. Harada, N.D., V. Chiu, and A.L. Stewart, *Mobility-related function in older adults: assessment with a 6-minute walk test*. Archives of physical medicine and rehabilitation, 1999. 80(7): p. 837-841.
37. Rikli, R.E. and C.J. Jones, *Development and validation of a functional fitness test for community-residing older adults*. Journal of aging and physical activity, 1999. 7(2): p. 129-161.
38. Peters, D.M., S.L. Fritz, and D.E. Krotish, *Assessing the reliability and validity of a shorter walk test compared with the 10-Meter Walk Test for measurements of gait speed in healthy, older adults*. Journal of geriatric physical therapy, 2013. 36(1): p. 24-30.
39. Montero-Odasso, M., et al., *Gait velocity as a single predictor of adverse events in healthy seniors aged 75 years and older*. The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences, 2005. 60(10): p. 1304-1309.
40. de Almeida, S.I.L., A. Marques, and J. Santos, *Normative values of the Balance Evaluation System Test (BESTest), Mini-BESTest, Brief-BESTest, Timed Up and Go Test and Usual Gait Speed in healthy older Portuguese people*. 2017. 33: p. 106-116.
41. Graham, J.E., et al., *Relationship between test methodology and mean velocity in timed walk tests: a review*. Archives of physical medicine and rehabilitation, 2008. 89(5): p. 865-872.
42. Reuben, D.B. and A.L. Siu, *An objective measure of physical function of elderly outpatients: the Physical Performance Test*. Journal of the American Geriatrics Society, 1990. 38(10): p. 1105-1112.
43. Csuka, M. and D.J. McCarty, *Simple method for measurement of lower extremity muscle strength*. The American journal of medicine, 1985. 78(1): p. 77-81.
44. Janssen, W.G., H.B. Bussmann, and H.J. Stam, *Determinants of the sit-to-stand movement: a review*. Physical therapy, 2002. 82(9): p. 866-879.

45. Tiedemann, A., et al., *The comparative ability of eight functional mobility tests for predicting falls in community-dwelling older people*. Age and ageing, 2008. 37(4): p. 430-435.
46. Deathe, A.B. and W.C. Miller, *The L test of functional mobility: measurement properties of a modified version of the timed "up & go" test designed for people with lower-limb amputations*. Physical therapy, 2005. 85(7): p. 626-635.
47. Fritz, N., et al., *Backward walking measures are sensitive to age-related changes in mobility and balance*. Gait & posture, 2013. 37(4): p. 593-597.
48. Laufer, Y., *Effect of age on characteristics of forward and backward gait at preferred and accelerated walking speed*. The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences, 2005. 60(5): p. 627-632.
49. de Morton, N.A., M. Davidson, and J.L. Keating, *The de Morton Mobility Index (DEMMI): an essential health index for an ageing world*. Health and quality of life outcomes, 2008. 6(1): p. 63.
50. Belvedere, S.L. and N.A. de Morton, *Application of Rasch analysis in health care is increasing and is applied for variable reasons in mobility instruments*. Journal of clinical epidemiology, 2010. 63(12): p. 1287-1297.
51. Hess, R.J., et al., *Walking skill can be assessed in older adults: validity of the Figure-of-8 Walk Test*. Physical therapy, 2010. 90(1): p. 89-99.
52. Mancini, M., et al., *Mobility lab to assess balance and gait with synchronized body-worn sensors*. Journal of bioengineering & biomedical science, 2011: p. 007.
53. Macknight, C. and K. Rockwood, *A hierarchical assessment of balance and mobility*. Age and Ageing, 1995. 24(2): p. 126-130.
54. MacKnight, C. and K. Rockwood, *Rasch analysis of the hierarchical assessment of balance and mobility (HABAM)*. Journal of clinical epidemiology, 2000. 53(12): p. 1242-1247.
55. Yamada, M. and N. Ichihashi, *Predicting the probability of falls in community-dwelling elderly individuals using the trail-walking test*. Environmental health and preventive medicine, 2010. 15(6): p. 386.
56. Lark, S.D. and S. Pasupuleti, *Validity of a functional dynamic walking test for the elderly*. Archives of physical medicine and rehabilitation, 2009. 90(3): p. 470-474.
57. Lark, S.D., P.W. McCarthy, and D.A. Rowe, *Reliability of the parallel walk test for the elderly*. Archives of physical medicine and rehabilitation, 2011. 92(5): p. 812-817.
58. Liebl, M., S. Poegel, and A. Reissbauer. *The Charité Acute Rehabilitation Mobility Index (CHARMI)—A Mobility Assessment for Acute Rehabilitation displaying Efforts in Human Resources*. 7th EFSMA—European Congress of Sports Medicine. in 3rd Central European Congress of Physical Medicine and Rehabilitation. 2011.
59. Liebl, M.E., et al., *Introduction of the Charité Mobility Index (CHARMI)—A novel clinical mobility assessment for acute care rehabilitation*. PloS one, 2016. 11(12): p. e0169010.
60. Taylor, M., *Standardized Walking Obstacle Course: Reliability and Validity of a Functional Measurement Tool*. Journal of Neurologic Physical Therapy, 1997. 21(5): p. 167.
61. Ng, S.S., et al., *Reliability and concurrent validity of standardized walking obstacle course test in people with stroke*. J Rehabil Med, 2017. 49(49): p. 705-714.
62. Faber, M.J., R.J. Bosscher, and P.C. van Wieringen, *Clinimetric properties of the performance-oriented mobility assessment*. Physical therapy, 2006. 86(7): p. 944-954.
63. Berg, K., et al., *Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument*. Physiotherapy Canada, 1989. 41(6): p. 304-311.
64. Shumway-Cook, A., et al., *Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults*. Physical therapy, 1997. 77(8): p. 812-819.
65. Marchetti, G.F. and S.L. Whitney, *Construction and validation of the 4-item dynamic gait index*. Physical therapy, 2006. 86(12): p. 1651-1660.
66. Potter, K. and K. Brandfass, *The Mini-Balance Evaluation Systems Test (Mini-BESTest)*. Journal of physiotherapy, 2015. 61(4): p. 225.
67. Duncan, R.P., et al., *Comparative utility of the BESTest, mini-BESTest, and brief-BESTest for predicting falls in individuals with Parkinson disease: a cohort study*. Physical therapy, 2013. 93(4): p. 542-550.

68. Tsang, C.S., et al., *Psychometric properties of the Mini-Balance Evaluation Systems Test (Mini-BESTest) in community-dwelling individuals with chronic stroke*. Physical therapy, 2013. 93(8): p. 1102-1115.
69. Wrisley, D.M., et al., *Reliability, internal consistency, and validity of data obtained with the functional gait assessment*. Physical therapy, 2004. 84(10): p. 906-918.
70. Smith, R., *Validation and reliability of the Elderly Mobility Scale*. Physiotherapy, 1994. 80(11): p. 744-747.
71. de Morton, N.A., D.J. Berlowitz, and J.L. Keating, *A systematic review of mobility instruments and their measurement properties for older acute medical patients*. Health and quality of life outcomes, 2008. 6(1): p. 44.
72. Winograd, C.H., et al., *Development of a physical performance and mobility examination*. Journal of the American Geriatrics Society, 1994. 42(7): p. 743-749.
73. Means, K.M., *The obstacle course: a tool for the assessment of functional balance and mobility in the elderly*. Journal of Rehabilitation Research and Development, 1996. 33: p. 413-428.
74. Means, K.M. and P.S. O Sullivan, *Modifying a functional obstacle course to test balance and mobility in the community*. Journal of rehabilitation research and development, 2000. 37(5): p. 621-632.
75. Simpson, J.M., et al., *A standard procedure for using TURN180: testing dynamic postural stability among elderly people*. Physiotherapy, 2002. 88(6): p. 342-353.
76. Wang, F., et al. *Quantitative analysis of 180 degree turns for fall risk assessment using video sensors*. in *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*. 2011. IEEE.
77. Kobayashi, M. and S. Usuda, *Development of a clinical assessment test of 180-degree standing turn strategy (CAT-STS) and investigation of its reliability and validity*. Journal of physical therapy science, 2016. 28(2): p. 646-653.
78. Hogue, C.C., S. Studenski, and P. Duncan, *Assessing mobility: the first step in preventing falls*. Key aspects of recovery: improving nutrition, rest, and mobility. Newark (NJ): Springer, 1990: p. 275-80.
79. Duncan, P.W., et al., *How do physiological components of balance affect mobility in elderly men?* Archives of physical medicine and rehabilitation, 1993. 74(12): p. 1343-1349.
80. Studenski, S., et al. *Progressive mobility skills: a mobility scale with hierarchical properties*. in *Proceedings of the American Geriatric Society Meeting*. 1989.
81. May, D., U. Nayak, and B. Isaacs, *The life-space diary: a measure of mobility in old people at home*. International Rehabilitation Medicine, 1985. 7(4): p. 182-186.
82. Baker, P.S., E.V. Bodner, and R.M. Allman, *Measuring life-space mobility in community-dwelling older adults*. Journal of the American Geriatrics Society, 2003. 51(11): p. 1610-1614.
83. Peel, C., et al., *Assessing mobility in older adults: the UAB Study of Aging Life-Space Assessment*. Physical therapy, 2005. 85(10): p. 1008-1019.
84. Newell, A.M., et al., *The modified gait efficacy scale: establishing the psychometric properties in older adults*. Physical therapy, 2012. 92(2): p. 318-328.
85. Guilford, J.P., *New standards for test evaluation*. Educational and psychological measurement, 1946. 6(4): p. 427-438.
86. Angoff, W.H., *Validity: An evolving concept*. 1988.
87. Association, A.P., A.E.R. Association, and N.C.o.M.i. Education, *Technical recommendations for psychological tests and diagnostic techniques*. 1954, Washington: DC Washington.
88. Crocker, L. and J. Algina, *Introduction to classical and modern test theory*. 1986: ERIC.
89. Portney, L.G., *Foundations of Clinical Research: Applications to Practice 3th (third) Edition*. 2009.
90. International Organization for Standardization. *Exactitude (justesse et fidélité) des résultats et méthodes de mesure*. 2020 [cited 2020 18 March]; Available from: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:5725:-3:ed-1:v1:fr>.
91. Bartlett, J. and C. Frost, *Reliability, repeatability and reproducibility: analysis of measurement errors in continuous variables*. Ultrasound in Obstetrics and Gynecology: The Official Journal of the International Society of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology, 2008. 31(4): p. 466-475.

92. Bruton, A., J.H. Conway, and S.T. Holgate, *Reliability: what is it, and how is it measured?* Physiotherapy, 2000. 86(2): p. 94-99.
93. Shrout, P.E. and J.L. Fleiss, *Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability.* Psychological bulletin, 1979. 86(2): p. 420.
94. McGraw, K.O. and S.P. Wong, *Forming inferences about some intraclass correlation coefficients.* Psychological methods, 1996. 1(1): p. 30.
95. Rankin, G. and M. Stokes, *Reliability of assessment tools in rehabilitation: an illustration of appropriate statistical analyses.* Clinical rehabilitation, 1998. 12(3): p. 187-199.
96. Streiner, D.L., G.R. Norman, and J. Cairney, *Health measurement scales: a practical guide to their development and use.* 2015: Oxford University Press, USA.
97. Kirshner, B. and G. Guyatt, *A methodological framework for assessing health indices.* Journal of chronic diseases, 1985. 38(1): p. 27-36.
98. Guyatt, G., S. Walter, and G. Norman, *Measuring change over time: assessing the usefulness of evaluative instruments.* Journal of Clinical Epidemiology, 1987. 40(2): p. 171-178.
99. Dubois, M., *La sensibilité d'une mesure au changement: Aspects conceptuels, méthodologiques et pratiques (French text).* 1996.
100. Langlais, M.-E., *Estimation et comparaison de la sensibilité au changement de trois échelles d'indépendance fonctionnelle couramment utilisées en réadaptation gériatrique.* 1998: Université de Sherbrooke.
101. Terwee, C., et al., *On assessing responsiveness of health-related quality of life instruments: guidelines for instrument evaluation.* Quality of life research, 2003. 12(4): p. 349-362.
102. Crosby, R.D., R.L. Kolotkin, and G.R. Williams, *Defining clinically meaningful change in health-related quality of life.* Journal of clinical epidemiology, 2003. 56(5): p. 395-407.
103. Husted, J.A., et al., *Methods for assessing responsiveness: a critical review and recommendations.* Journal of clinical epidemiology, 2000. 53(5): p. 459-468.
104. Bohannon, R.W. and K. Schaubert, *Long-term reliability of the timed up-and-go test among community-dwelling elders.* Journal of Physical Therapy Science, 2005. 17(2): p. 93-96.
105. Morris, S., M.E. Morris, and R. Ianse, *Reliability of measurements obtained with the Timed "Up & Go" test in people with Parkinson disease.* Physical therapy, 2001. 81(2): p. 810-818.
106. McGrath, D., et al. *Reliability of quantitative TUG measures of mobility for use in falls risk assessment.* in *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.* 2011. IEEE.
107. Ostir, G.V., et al., *Reliability and sensitivity to change assessed for a summary measure of lower body function: results from the Women's Health and Aging Study.* Journal of clinical epidemiology, 2002. 55(9): p. 916-921.
108. Sadaria, K. and R. Bohannon, *The 6-minute walk test: a brief review of literature.* Clinical exercise physiology, 2001. 3: p. 127-132.
109. King, M.B., et al., *Reliability and responsiveness of two physical performance measures examined in the context of a functional training intervention.* Physical therapy, 2000. 80(1): p. 8-16.
110. Bohannon, R.W., *Test-retest reliability of the five-repetition sit-to-stand test: a systematic review of the literature involving adults.* The Journal of Strength & Conditioning Research, 2011. 25(11): p. 3205-3207.
111. Goldberg, A., et al., *The five-times-sit-to-stand test: validity, reliability and detectable change in older females.* Aging clinical and experimental research, 2012. 24(4): p. 339-344.
112. Northgraves, M.J., et al., *The test-retest reliability of four functional mobility tests in apparently healthy adults.* Isokinetics and Exercise Science, 2016. 24(3): p. 171-179.
113. Wallmann, H.W., et al., *Interrater reliability of the five-times-sit-to-stand test.* Home Health Care Management & Practice, 2013. 25(1): p. 13-17.
114. Nguyen, V.C., et al., *Measurement properties of the L test for gait in hospitalized elderly.* American journal of physical medicine & rehabilitation, 2007. 86(6): p. 463-468.
115. de Morton, N.A., M. Davidson, and J.L. Keating, *Reliability of the de Morton mobility index (DEMMI) in an older acute medical population.* Physiotherapy Research International, 2011. 16(3): p. 159-169.

116. de Morton, N.A., M. Davidson, and J.L. Keating, *Validity, responsiveness and the minimal clinically important difference for the de Morton Mobility Index (DEMMI) in an older acute medical population*. BMC geriatrics, 2010. 10(1): p. 72.
117. Jarnlo, G.-B. and E. Nordell, *Reliability of the modified figure of eight--a balance performance test for elderly women*. Physiotherapy Theory and Practice, 2003. 19(1): p. 35-43.
118. Rockwood, K., et al., *Reliability of the hierarchical assessment of balance and mobility in frail older adults*. Journal of the American Geriatrics Society, 2008. 56(7): p. 1213-1217.
119. Ng, S.S., et al., *Reliability and concurrent validity of standardized walking obstacle course test in people with stroke*. Journal of rehabilitation medicine, 2017. 49(9): p. 705-714.
120. Downs, S., J. Marquez, and P. Chiarelli, *The Berg Balance Scale has high intra-and inter-rater reliability but absolute reliability varies across the scale: a systematic review*. Journal of physiotherapy, 2013. 59(2): p. 93-99.
121. Boulgarides, L.K., et al., *Use of clinical and impairment-based tests to predict falls by community-dwelling older adults*. Physical therapy, 2003. 83(4): p. 328-339.
122. Huang, M.H., et al., *Reliability, validity, and minimal detectable change of Balance Evaluation Systems Test and its short versions in older cancer survivors: a pilot study*. Journal of Geriatric Physical Therapy, 2016. 39(2): p. 58-63.
123. Löfgren, N., et al., *The Mini-BESTest-a clinically reproducible tool for balance evaluations in mild to moderate Parkinson's disease?* BMC neurology, 2014. 14(1): p. 235.
124. Chinsongkram, B., et al., *Reliability and validity of the Balance Evaluation Systems Test (BESTest) in people with subacute stroke*. Physical therapy, 2014. 94(11): p. 1632-1643.
125. Leddy, A.L., B.E. Crouner, and G.M. Earhart, *Utility of the Mini-BESTest, BESTest, and BESTest sections for balance assessments in individuals with Parkinson disease*. Journal of neurologic physical therapy: JNPT, 2011. 35(2): p. 90.
126. Rodrigues, L.C., et al., *Reliability of the Balance Evaluation Systems Test (BESTest) and BESTest sections for adults with hemiparesis*. Brazilian journal of physical therapy, 2014. 18(3): p. 276-281.
127. Hill, K.D., et al., *A new test of dynamic standing balance for stroke patients: reliability, validity and comparison with healthy elderly*. Physiotherapy Canada, 1996. 48(4): p. 257-262.
128. Tiedemann, A., S.R. Lord, and C. Sherrington, *The development and validation of a brief performance-based fall risk assessment tool for use in primary care*. Journals of Gerontology Series A: Biomedical Sciences and Medical Sciences, 2010. 65(8): p. 896-903.
129. Butler, A.A., et al., *Age and gender differences in seven tests of functional mobility*. Journal of neuroengineering and rehabilitation, 2009. 6(1): p. 31.
130. Nolan, J.S., L.E. Remilton, and M.M. Green, *The reliability and validity of the Elderly Mobility Scale in the acute hospital setting*. Internet Journal of Allied Health Sciences and Practice, 2008. 6(4): p. 5.
131. Spilg, E.G., et al., *A comparison of mobility assessments in a geriatric day hospital*. Clinical Rehabilitation, 2001. 15(3): p. 296-300.
132. Rubenstein, L., et al., *The reliability and validity of an obstacle course as a measure of gait and balance in older adults*. Aging Clinical and Experimental Research, 1997. 9(1-2): p. 127-135.
133. Thigpen, M.T., et al., *Turning difficulty characteristics of adults aged 65 years or older*. Physical Therapy, 2000. 80(12): p. 1174-1187.
134. Fitzpatrick, C., et al., *The measurement properties and performance characteristics among older people of TURN180, a test of dynamic postural stability*. Clinical rehabilitation, 2005. 19(4): p. 412-418.
135. Teresi, J.A., *Annual Review of Gerontology and Geriatrics, Volume 14, 1994: Focus on Assessment Techniques*. 1994: Springer Publishing Company.
136. Rubio, F.C., et al., *Mobility assessment in elderly people. Description of measuring instruments for mobility: a review*. Revista espanola de salud publica, 2015. 89(6): p. 545-561.

Chapitre 3

Synthèse de la Partie I.

Sommaire

3.1. Impact et choix de test	59
3.2. Conclusion	62
3.3. Bibliographie	63

3.1. Impact et choix de test

Vieillir est un processus long, complexe, inéluctable et irréversible qui s'accompagne souvent d'une diminution des capacités fonctionnelles de l'organisme, engendrant des conséquences non négligeables au niveau individuel, familial, médical, social et économique [1, 2]. Ainsi, le maintien en bonne santé physique et morale représente un enjeu majeur pour les personnes âgées, leur famille et notre société. Pour cela, la recherche médicale met l'accent sur des objectifs et des actions qui reposent en principe sur [3, 4]:

- La prévention, le dépistage précoce et le suivi à longue durée
- Les soins et les traitements
- L'activité et l'autonomie des personnes âgées

De ce fait, l'évaluation gériatrique standardisée (EGS) est bien entendu une priorité. Les objectifs et les actions reposent sur un processus de diagnostic multidimensionnel et interdisciplinaire afin de maintenir les personnes âgées en bonne santé. L'EGS s'applique dans plusieurs domaines tels que : le statut fonctionnel, le statut cognitif, l'état nutritionnel, la marche et l'équilibre, le risque de chute, l'humeur et l'anxiété, etc... en sorte de réduire significativement les risques de déclin fonctionnels et cognitifs, l'institutionnalisation, l'hospitalisation et la consommation médicamenteuse.

Dans le cadre de ce travail, nous accordons une attention particulière au domaine de la marche et de l'équilibre. Par ailleurs, les conséquences du vieillissement peuvent être très importantes chez certains sujets âgés et peuvent provoquer des complications liées à la capacité à se mouvoir telles que la perte d'autonomie, le risque de chute et l'hospitalisation, etc. Tous ces exemples nous rappellent à quel point les études de la marche, le transfert et l'équilibre sont des éléments indispensables de l'évaluation de la capacité à se mouvoir chez les personnes âgées.

L'état de l'art mené dans le chapitre précédent montre qu'environ 31 tests ont été mis en place pour aider les gériatres dans leurs évaluations. Cependant, ces tests d'évaluation diffèrent les uns des autres selon leurs objectifs principaux, leur robustesse et leurs aspects pratiques de mise en œuvre. En général, les techniques de mesure sont classées en deux groupes : les évaluations subjectives et objectives. En premier, les évaluations subjectives sont basées sur la perception d'une activité par la personne. Les résultats de ces méthodes sont souvent obtenus par le biais de questionnaires, d'enquêtes ou d'entretiens. En revanche, les évaluations objectives sont des mesures effectuées sous la supervision d'un ou de plusieurs

évaluateurs. Les résultats de ces méthodes dépendent de la réalisation d'un test par un participant et/ou de l'évaluation par un observateur. Par contre, nous avons choisi de classer les tests d'évaluations en trois groupes selon leur format de performance (i.e. s'il s'agit d'une évaluation basée sur la performance d'une personne, d'une évaluation basée sur le jugement de l'évaluateur, ou d'une auto-évaluation) (cf. Chapitre 2) [5]. Comme mentionné par Guralnik et al. [6], chacun de ces formats a ses avantages et ses inconvénients. En conséquence, les chercheurs et les cliniciens doivent faire un compromis entre plusieurs aspects en fonction de leurs objectifs.

La plupart de ces tests sont généralement réalisés aux cabinets de consultations, en institutions ou dans les hôpitaux ayant des capacités d'accueil limitées par jour ; ainsi il n'est pas toujours facile d'y accéder en ambulatoire. Cela exige des évaluations distantes pour un sujet, ce qui rend difficile la détection d'un changement au moment où il se produit, et qui limite les interventions rapides. Les seules évaluations qui peuvent actuellement être réalisées à domicile sont celles des tests subjectifs (2 tests au total du groupe 3). Les cliniciens peuvent se référer à ces mesures pour couvrir une grande variété de sujets en peu de temps et à un coût administratif réduit. Néanmoins, dans de nombreux cas, il peut y avoir des doutes quant à l'exactitude des résultats ; il est possible que certains sujets surestiment ou sous-estiment leurs performances et leur pouvoir de marcher.

On se pose donc la question d'un outil de suivi valide, simple à utiliser dans divers environnements et par tous les acteurs pivots (ex. personnes âgées, aidants familiaux, gériatres, paramédicaux, etc...), qui soit sensible au changement, et qui, sans remplacer une EGS complète et l'expertise des professionnels de santé, permet d'effectuer le suivi de la capacité à se mouvoir et de mesurer l'équilibre chez les personnes âgées fragiles afin de leur maintenir une qualité de vie souhaitée. Cet outil vise à surmonter les problèmes de la fréquence faible des évaluations connues par le « one shot », de la nécessité de présence d'une tierce personne réalisant le test et de sa subjectivité dans l'interprétation des résultats. Pour répondre à ce besoin, nous cherchons à évaluer les capacités à se mouvoir chez les personnes âgées par une reproduction automatique à domicile d'un test clinique à partir de dispositifs technologiques d'utilisation très simple et intuitive dans un cadre motivant d'automesure. Cela nécessite alors un choix judicieux du test d'évaluation de la capacité à se mouvoir et des dispositifs technologiques.

Dans un premier temps, nous nous sommes intéressés au choix d'un test couramment recommandé par les professionnels de santé. Comme nous l'avons vu précédemment, de nombreux tests existent mais aucun consensus n'a été adopté sur le choix. Le clinicien choisit donc parmi une large liste de tests selon ses besoins et ses attentes.

Suite à nos résultats de la recherche bibliographique, des réunions ont été tenues avec les cliniciens afin d'identifier les tests les plus pertinents pratiqués par les gériatres. En conséquence, nous avons déduit que les tests les plus adoptés pour l'évaluation de la capacité à se mouvoir chez les personnes âgées sont :

- Le test TUG (Timed Up and Go)
- Le test de marche de six-minutes (TM6 ou 6MWT)
- Le test de Tinetti-POMA (Performance Oriented Mobility Assessment)
- Le test SPPB (Short Physical Performance Battery)

Étant classé au premier rang, nous avons opté pour **le test TUG**. Il s'agit d'une évaluation clinique simple, rapide et largement utilisée pour évaluer la marche, l'équilibre, la fonction des membres inférieurs et le risque de chute [7]. Dans le cadre du dépistage des facteurs favorisant une chute, le test TUG a été recommandé par, entre autres, la SFDRMG (Société Française de Documentation et de Recherche en Médecine Générale) [8] et les sociétés américaine, britannique et nordique de gériatrie [7].

Conventionnellement, le test TUG est appliqué au cabinet de consultation en mesurant le temps nécessaire pour réaliser les tâches du test. Les conditions de sa réalisation nécessitent une longueur de 3 mètres, et le matériel essentiel se limite à une chaise d'hauteur d'assise de 46 cm et un chronomètre ou une montre avec trotteuse. Dans le chapitre 4 nous allons présenter notre solution technologique innovante ainsi que les autres solutions développées auparavant menant à effectuer automatiquement le test TUG à domicile, accompagnées de tous les avantages et les inconvénients de chacune de ces solutions.

En général, la plupart de ces innovations sont basées sur des capteurs portés et/ou sur l'usage de caméras [9]. Malgré leurs avantages, ces systèmes se heurtent à plusieurs écueils en termes d'acceptabilité et d'utilisabilité. Si les caméras sont jugées intrusives, les capteurs portés sont souvent rejetés, les personnes âgées étant très sensibles à tout changement d'habitudes même minime [10]. De plus, une personne âgée qui accepte l'utilisation d'un capteur porté

risque de l'enlever et d'oublier de le remettre après un changement de vêtement ou un rechargement de batterie menant à une perte de données sur une journée.

La modélisation du test TUG nécessite des outils technologiques simples à utiliser et manipulables d'une façon intuitive par les professionnels de santé et par les personnes âgées. Ainsi, le challenge scientifique de cette thèse est de caractériser le test TUG d'une façon objective à partir des expérimentations menées sur une plateforme produisant des données de référence. Cette plateforme se compose d'un système optoélectronique pour l'analyse quantifiée de la marche (le système « Vicon » disponible sur le site du Living Lab au sein de l'Université de Technologie de Troyes). L'objectif est de modéliser le test afin de le traduire sous forme d'un dispositif technologique prêt à être utilisé à domicile aussi bien qu'au cabinet du professionnel de santé. L'idée de base de conception est d'utiliser des « objets à fonctionnalités augmentées », c'est-à-dire des objets ayant une fonction première dans la vie de tous les jours (pèse-personne, cadre photo, chaise, téléphone portable, objets ludiques, etc.) auxquels on ajoute une fonction d'évaluation (équilibre, marche, masse musculaire, force de préhension, fatigue, etc.) d'usage totalement intuitif (cf. partie introduction générale).

3.2. Conclusion

Les éléments présentés tout au long de cette première partie du manuscrit permettent de donner un cadre conceptuel aux objectifs de ma thèse. En partant d'une présentation du vieillissement, son évolution démographique dans le monde, en Europe et en France particulièrement, et les conséquences majeures liées à la capacité à se mouvoir, nous pouvons en déduire la nécessité d'EGS pour le bien vieillir.

Nous remarquons que la liste des tests d'évaluation de la capacité à se mouvoir chez les personnes âgées est pléthorique. Les tests diffèrent les uns des autres selon leurs objectifs principaux et leurs aspects pratiques de mise en œuvre. Toutefois, il est important de choisir un test d'évaluation adéquat pour assurer la qualité d'interprétation. En plus, les consultations gériatriques sont irrégulières, alors qu'une supervision en continu permet des interventions rapides et des détections de changements au moment où ils se produisent.

Par conséquent, et suite aux réunions tenues avec les cliniciens, le challenge scientifique de cette thèse est de modéliser le test TUG d'une façon objective et conviviale à partir de dispositifs technologiques propres à être utilisés à domicile et par les personnes âgées. Dans les chapitres de la partie suivante, nous décrivons nos contributions personnelles, les expérimentations menées au sein du LivingLab, la démarche de validation et nos résultats.

Bibliographie

1. Chodzko-Zajko, W.J., et al., *Exercise and physical activity for older adults*. Medicine & science in sports & exercise, 2009. 41(7): p. 1510-1530.
2. Leenders, M., et al., *Patients with type 2 diabetes show a greater decline in muscle mass, muscle strength, and functional capacity with aging*. Journal of the American Medical Directors Association, 2013. 14(8): p. 585-592.
3. Macri, E., et al., *The de morton mobility index: normative data for a clinically useful mobility instrument*. Journal of aging research, 2012. 2012.
4. Menezes, K.V.R.S., et al., *Instruments to evaluate mobility capacity of older adults during hospitalization: A systematic review*. Archives of gerontology and geriatrics, 2017. 72: p. 67-79.
5. VanSwearingen, J.M. and J.S. Brach, *Making geriatric assessment work: selecting useful measures*. Physical Therapy, 2001. 81(6): p. 1233-1252.
6. Guralnik, J.M., et al., *Physical performance measures in aging research*. Journal of gerontology, 1989. 44(5): p. M141-M146.
7. Herman, T., N. Giladi, and J.M. Hausdorff, *Properties of the 'timed up and go' test: more than meets the eye*. Gerontology, 2011. 57(3): p. 203-210.
8. Haute Autorité de Santé, *Recommandation pour la pratique clinique. Prévention des chutes accidentelles chez la personne âgée*. Argumentaire, novembre, 2005.
9. Yardibi, T., et al. *Gait characterization via pulse-Doppler radar*. in *2011 IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications Workshops (PERCOM Workshops)*. 2011. IEEE.
10. Burgio, L.D., et al., *Temporal patterns of disruptive vocalization in elderly nursing home residents*. International Journal of Geriatric Psychiatry, 2001. 16(4): p. 378-386.

Partie II.
Contributions scientifiques

Chapitre 4

Approche clinique

Sommaire

4.1. Introduction	66
4.2. Test Timed Up and Go « TUG »	66
4.3. Modélisation du test TUG	68
4.4. Conception du test TUG dans le cadre de la gérontechnologie	70
4.4.1. Exigences de conception	70
4.4.2. Benchmark technologique.....	72
4.5. Impact et choix de la technologie	78
4.6. Conclusion	81
4.7. Bibliographie	82

4.1. Introduction

La santé, le bien-être et l'autonomie d'une personne âgée dépendent en partie de sa capacité à se mouvoir. De ce fait, des évaluations cliniques sont pratiquées en consultation gériatrique afin d'identifier les personnes ayant une mobilité réduite, détecter les signes précoces du déclin de la mobilité et prédire la nécessité d'une intervention thérapeutique.

Ces évaluations cliniques sont pratiquées au travers de tests standardisés. Comme exposés dans le Chapitre 2, environ 31 tests standardisés ont été mis en place pour aider l'évaluation faite par le gériatre. Parmi cette pléthore de test, le « Timed Up and Go (TUG) » a été considéré comme un « Gold Standard ». Toutefois, son aspect clinique impose sa réalisation d'une manière non régulière et espacée dans le temps. Cependant, une surveillance quotidienne d'une personne âgée bien exploitée s'avère plus efficace, en fournissant plus d'informations sur son état fonctionnel et en préservant mieux son autonomie à domicile.

Ce chapitre est essentiellement consacré à la mise au point d'un dispositif de suivi dans le but de modéliser automatiquement le test TUG à domicile et de compléter avec plus de précision les évaluations cliniques.

4.2. Test Timed Up and Go « TUG »

Le test « Timed Up and Go » a été initialement décrit par Podsiadlo et Richardson en 1991 [1]. Il s'agit d'une version chronométrée du test « Get up and Go (GUG) » développé par Mathias et al. [2] en 1986, et a pour objectif d'évaluer particulièrement la mobilité et l'équilibre des personnes âgées fragiles. Ce test consiste en une évaluation clinique de la capacité à effectuer des tâches séquentielles relatives à la motricité. Le sujet est d'abord assis sur une chaise, le dos collé au dossier et les mains posées sur les accoudoirs. L'évaluateur lui explique qu'il doit se lever de la chaise, traverser une distance de 3 mètres vers une marque-ligne tracée au sol, faire un demi-tour et revenir pour s'asseoir. Ensuite, le sujet réalise le test deux fois à sa vitesse de marche normale, avec ses propres chaussures et avec son aide technique si nécessaire. Le premier essai est réalisé dans le but de vérifier si le sujet a bien compris les consignes, alors que le deuxième essai est réalisé comme un vrai test pour être chronométré. Le temps pris pour réaliser le test débute avec la commande verbale « Go » et s'arrête lorsque le sujet effectue l'aller-retour et s'assoie sur la chaise et son dos se recolle au dossier de la chaise. Le schéma de la Figure 4. 1 montre le déroulement du test TUG.

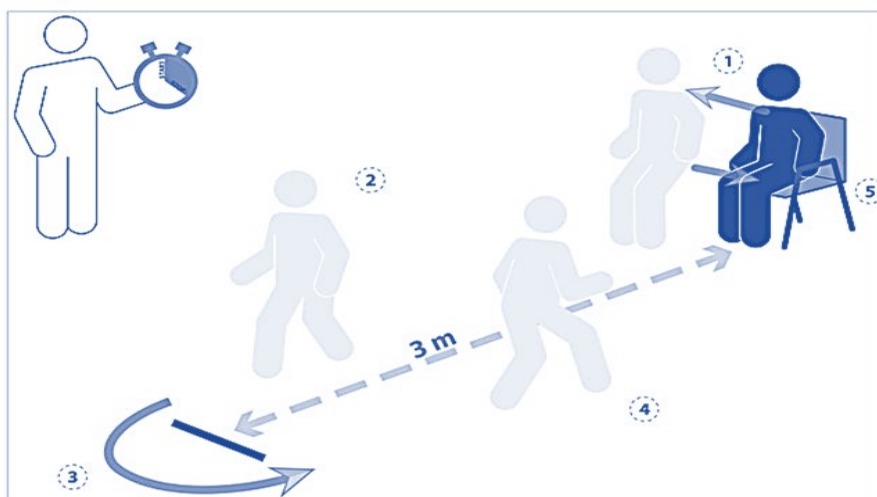


Figure 4. 1 Le déroulement du test TUG. Adapté de « When Breathing Interferes with Cognition: Experimental Inspiratory Loading Alters Timed Up-and-Go Test in Normal Humans. » par Nierat et al., *PloS one*, p.3 [3].

De nos jours, le test TUG est utilisé pour évaluer les capacités motrices et l'équilibre chez les personnes fragiles ainsi que chez les personnes atteintes d'arthrose [4-6], de démence [7], de la maladie de Parkinson [8], de lombalgies [9], d'une amputation [10], de la maladie d'Alzheimer [11], de paralysie cérébrale [12], d'un AVC [13] et les personnes avec risque de chute [14-16]. Ce test est devenu l'une des évaluations fonctionnelles les plus populaires, et cela pour plusieurs raisons. Il s'agit d'un test simple, facile et rapide à effectuer. Malgré sa simplicité, ce test se compose d'une série de nos activités quotidiennes qui peuvent être pour certain compliquées mais d'une valeur importante pour l'évaluation de la marche et l'équilibre [17, 18]. En premier, le transfert d'une position assise à une position debout nécessite à la fois une force et une technique. Ensuite, la marche d'une distance de 3 mètres inclue une zone d'accélération en début de la marche et une autre zone de décélération lorsque la personne se prépare à faire son demi-tour et quand elle s'approche de la chaise pour s'asseoir. En outre, le demi-tour représente une tâche difficile notamment pour les personnes âgées ayant des troubles de l'équilibre ou en train d'en développer. Enfin, le retour pour s'asseoir met au défi l'équilibre et le contrôle postural lors de l'adaptation de la position du corps sur la chaise.

D'autre part, les conditions de sa réalisation ne nécessitent qu'une chaise avec une hauteur d'assise de 46 cm et une hauteur d'accoudoirs de 65 cm environ [1], un ruban adhésif pour marquer le point de virage, une espace de 3 mètres libre d'obstruction et un chronomètre ou une montre ayant une aiguille trotteuse afin de mesurer la durée de la performance. Et,

comme nous l'avons vu précédemment (cf. Chapitre 2, *section 2.3.2*), le TUG est un test valide, fidèle et sensible au changement.

4.3. Modélisation du test TUG

Le test TUG est une version chronométrée du test GUG visant à aborder la subjectivité de l'échelle ordinale avec une mesure objective du temps consacré pour terminer l'ensemble des tâches citées ci-dessus [1]. Cette mesure a été identifiée comme étant l'indicateur pertinent pour l'autonomie, en effet plus la personne met de temps pour accomplir le test, moins elle est autonome. Selon Podsiadlo et Richardson [1], un temps de TUG inférieur à 10 secondes correspond aux personnes ayant une mobilité normale et une autonomie dans leur vie quotidienne. Richard W. Bohannon [19] a réalisé une méta-analyse afin de déterminer les valeurs références normatives et définitives en fonction de l'âge en consolidant sa recherche par plusieurs études. Cette méta-analyse regroupe 21 études avec 4395 sujets en total. Une grande diversité a été remarquée entre ces études. Elles ont été réalisées par des sujets d'Amérique du Nord, d'Asie, d'Europe, d'Australie et du Moyen-Orient, alors que les instructions du test peuvent différer d'un pays à un autre ainsi que la hauteur d'assise des chaises utilisées. Pourtant, cette méta-analyse a démontré que les données de ces études étaient homogènes dans les groupes d'âges, comme le montre le Tableau 4. 1, avec Q la valeur d'homogénéité et p la valeur statistique du test d'hypothèse. Bohannon a déduit que les résultats d'un test TUG seront inférieurs à la moyenne s'ils dépassent : les 9 secondes chez les personnes âgées entre 60 et 69 ans, les 10,2 secondes chez les personnes âgées entre 70 et 79 ans, et les 12,7 secondes chez les personnes âgées entre 80 et 99 ans.

Tableau 4. 1 Résumé des résultats d'une méta-analyse. Adapté de « Reference values for the timed up and go test: a descriptive meta-analysis. » par Richard W. Bohannon. *Journal of geriatric physical therapy*, p.68 [19].

Catégorie d'âge	Nombre des études	Nombre des sujets	Temps moyen pour réaliser le TUG en seconde (95% IC)	Homogénéité Q (p)
60-99 ans	21	4395	9.4 (8.9-9.9)	45.5 (.576)
60-69 ans	5	176	8.1 (7.1-9.0)	1.6 (.953)
70-79 ans	7	798	9.2 (8.2-10.2)	2.6 (.995)
80-99 ans	7	1102	11.3 (10.0-12.7)	12.6 (.318)

En plus, le temps du TUG est couramment recommandé pour la prévention et la détection d'un risque de chutes chez les personnes âgées. Plus une personne met de temps pour accomplir le test, plus elle est en risque de chutes. Cependant, nous remarquons aussi que les valeurs de références varient selon les publications [20, 21]. Selon la SFDRMG (Société Française de Documentation et de Recherche en Médecine Générale) et la Haute Autorité de Santé (HAS), une valeur seuil de 20 secondes définit l'anormalité. Tandis que l'Institut national d'éducation et de prévention pour la santé (Inpes) a fixé une valeur seuil d'anormalité de 14 secondes. Cette différence est, sans être précisée, probablement liée au fait que les populations dans ces deux recommandations sont différentes et ont ainsi des performances distinctes. L'étude de la SFDRMG et de la HAS concerne les personnes âgées faisant des chutes répétées, alors que celle de l'Inpes concerne les personnes âgées vivant à domicile.

Nous remarquons que le temps mis pour réaliser le test est généralement considéré comme étant le principal résultat pour l'évaluation du test TUG ainsi que pour la prédiction d'un risque de chutes. Pourtant, au cours du test, certains cliniciens examinent quelques détails comme par exemple si le sujet se penche en avant normalement, s'il utilise les accoudoirs, s'il se lève d'un seul élan, s'il marche en rectiligne, s'il fait un demi-tour sans piétinant et s'il peut contrôler sa descente pour s'asseoir. Chaque clinicien peut avoir un regard différent sur les résultats. En plus, les consultations gériatriques sont distantes, alors qu'une supervision en continu permet des interventions rapides et des détections des dérives au moment où elles se produisent.

D'autre part, une des caractéristiques majeures du test TUG est qu'il intègre une série d'activités quotidiennes qui sont essentielles à la mobilité autonome. Celles-ci incluent le transfert assis-debout, la marche en rectiligne, le virage et le transfert debout-assis. Par ailleurs, un sujet peut rencontrer un problème précis lors de la réalisation d'une des phases du test, cependant, en mesurant le temps nécessaire pour finir la série de toutes les tâches du tests ensemble, ce problème peut être masqué et passerait inaperçu [22, 23]. En outre, une mesure du temps total peut ne pas fournir suffisamment d'informations pour guider le choix de l'intervention auprès les professionnels de santé. De ce fait, chronométrer chacune des phases du test peut éventuellement identifier la ou les difficultés qui perturbent les activités motrices. Ainsi, le clinicien pourrait élaborer des stratégies de prévention et guider des traitements spécifiques adaptés. Par exemple, la découverte qu'un patient prenait trop de temps pour se lever d'une chaise mais marchait bien, cela aiderait le clinicien à ajuster et personnaliser le traitement par un recours à la physiothérapie, à la prise des médicaments, à un changement du

régime alimentaire, ou à des exercices de résistance, etc... Dans la pratique, cependant, cette information est jusqu'à présent difficile à extraire en raison de l'inexactitude et des inconvénients des méthodes conventionnelles chronométrées manuellement, selon Savoie et al. [24].

Ainsi, une modélisation du processus pourrait aider à standardiser l'évaluation du test TUG, à garantir une supervision en continu de la marche et de l'équilibre, et à faciliter l'extraction de ces paramètres complémentaires et supplémentaires. Des capteurs de différentes modalités ont été utilisés pour automatiser le test, chacun a son propre ensemble d'avantages et d'inconvénients. En effet, des études antérieures ont été réalisées pour évaluer certains paramètres liés à la marche et à l'équilibre lors de la réalisation du test TUG, tels que les durées de chacune des phases du test, la vitesse de la marche, le nombre de *pas*, la cadence, la longueur de foulée, etc... [25].

Nous présentons dans la section suivante une revue sur les systèmes développés, ainsi que leurs principaux avantages et inconvénients.

4.4. Conception du test TUG dans le cadre de la gérontechnologie

4.4.1. Exigences de conception

La gérontechnologie (ou Gérontotechnologie) est un domaine interdisciplinaire qui synthétise la gérontologie et la technologie. Cette thématique est normalement utilisée pour définir la science dédiée à l'étude d'objets technologiques en gérontologie. Elle consiste en une aide technologique innovante répondant à une problématique liée à la prévention de l'autonomie de la personne âgée, à une pathologie liée au vieillissement etc...

De manière générale, la gérontechnologie suppose d'adapter les nouvelles technologies aux besoins et aux attentes d'usages des personnes âgées et aux attentes des gérontologues en matière de suivi de leurs patients. Elles doivent être prises en compte dans toute démarche de conception et de développement. Nous présentons dans la suite les principales recommandations proposées par un certain nombre d'experts dans le cadre de l'utilisation technologique pour la surveillance à domicile [26]. L'enjeu est technologique, éthique, économique et évaluatif.

Exigences technologiques :

- **Adaptation aux besoins :** il est nécessaire, dès le début du projet, de préciser la pertinence des fonctionnalités proposées par rapport aux besoins, notamment par le

recueil de l'avis des futurs usagers (ex. les professionnels de santé, les gériatres et les personnes âgées, aidant familiaux, etc...)

- **Efficacité et fidélité (fiabilité) :** une des caractéristiques les plus importantes qu'une technologie devrait avoir est l'exactitude et la justesse des résultats fournis. Il est évidemment nécessaire qu'un dispositif technologique fonctionne correctement, de façon fiable et sûre.
- **Simplicité :** la simplicité d'utilisation est très importante pour que la technologie soit utilisable et acceptable par les personnes âgées. Nous remarquons que les générations d'utilisateurs de la technologie ne sont pas toutes égales face à elles [27]; les plus jeunes sont généralement baignées dans les technologies depuis leur enfance, alors que les aînés peuvent quant à eux éprouver certaines difficultés. De plus, de nombreuses personnes souffrent de l'illectronisme jusqu'à nos jours (ce phénomène concerne par exemple près d'un quart des français [28]).
- **Sécurité :** un dispositif technologique doit être manipulé en toute sécurité par les utilisateurs. Tout genre de risques électriques, mécaniques, allergiques, etc. doit être éliminés.
- **Robustesse et précision :** en premier, un système doit être robuste afin de pouvoir réaliser des mesures sur la durée complète du suivi. D'autre part, il doit avoir une bonne sensibilité aux variations afin de détecter tout changement cliniquement repéré.

Exigences éthiques :

- **Confidentialité :** un dispositif technologique doit respecter la confidentialité et l'intégrité des données des personnes évaluées.
- **Apparence et esthétique (design) :** un élément important des systèmes technologiques focalise sur la qualité de l'interaction avec les utilisateurs. Ainsi, l'apparence de la technologie joue un rôle essentiel pour qu'elle soit acceptée par l'homme.

Exigences économiques :

- **Bas coût :** les dispositifs technologiques envisagés doivent être peu coûteux afin de rendre le système commercialisable accessible au grand public.
- **Quantité envisagée :** il est proposé d'évaluer le caractère économique de l'utilisation de la technologie sur une base du principe de proportionnalité. En

d'autres termes, un coût raisonnable devrait être proportionnel aux bénéfices que l'utilisateur en retire.

Exigences évaluatives :

- **Ergonomie** : C'est « l'étude scientifique de la relation entre l'Homme et ses moyens, méthodes et milieux de travail ». Dans le cadre de gériatrie, elle consiste à optimiser les interactions homme-machine en rendant le système technologique le plus compatible possible avec les caractéristiques physiques et psychiques de l'utilisateur pour ne pas le gêner dans ses actes quotidiens.
- **Autonomie de fonctionnement** : ce caractère définit la capacité d'un système à se gouverner soi-même pendant une longue durée de fonctionnement. En plus, il s'agit d'une autonomie d'auto-apprentissage au niveau des acquisitions de données, des programmations et des actions adaptatives et évolutives.

4.4.2. Benchmark technologique

Des systèmes technologiques ont été développés dans le but d'administrer automatiquement le test TUG à domicile et de compléter avec plus de précision l'évaluation en clinique. Ces systèmes visent à surmonter les problèmes de la fréquence faible des évaluations, phénomène de « one-shot », à surmonter la présence d'une tierce personne exécutant le test et à éliminer la subjectivité dans les résultats. En 2015, Sprint et al. [25] ont publié une revue regroupant les différentes techniques proposées en recherche pour la modélisation du test TUG à domicile.

Dans ce travail, nous avons regroupé les systèmes technologiques trouvés dans la littérature en deux catégories : d'un côté les systèmes utilisant des capteurs portés par la personne et de l'autre les systèmes utilisant des capteurs ambiants non portés.

Systèmes avec capteurs portés par la personne

De nos jours, l'utilisation des capteurs portés est devenue populaire dans une diversité d'applications et présente de nombreux intérêts dans le domaine de la santé que ce soit en prévention, diagnostic ou en suivi. Avec l'avancement des technologies sans fil, il est devenu possible d'analyser les activités, les mouvements et les paramètres de la marche humaine en plaçant des capteurs sur la personne ou dans ses vêtements. Ce développement s'appuie sur un ou plusieurs capteurs de mouvements dont les principaux sont les accéléromètres, les gyroscopes et les gyromètres.

Dans cette catégorie, la majorité des technologies citées dans la littérature ayant pour objectif de modéliser le test TUG se base sur l'unité de mesure inertielle (UMI) : un dispositif de suivi des mouvements assemblant accéléromètres et gyroscopes. Un accéléromètre est utilisé pour mesurer l'accélération des activités humaines en mètres/seconde², alors qu'un gyroscope est utilisé pour mesurer la vitesse angulaire de différentes parties du corps en degrés/seconde. Plusieurs méthodes ont été rapportées dans le but d'évaluer le risque de chutes chez les personnes âgées fragiles et surveiller les capacités motrices chez des sujets Parkinsoniens, Hémiplégiques, ou ayant des déficiences cognitives.

Narayanan et ses collègues [29-31] ont été parmi les premiers à développer un système de détection de chutes et de surveillance à distance à l'aide d'un accéléromètre triaxial placé autour de la taille d'une personne. Après avoir mis en place le capteur, la personne appuie sur le bouton de démarrage, suit les instructions et effectue le test TUG avec quatre autres évaluations cliniques (FTSST, test des pas alternatifs, test d'équilibre en tandem et temps d'une réaction simple). Les temps pris pour réaliser chaque phase du test (se lever, traverser les 3 mètres, faire un demi-tour, revenir vers la chaise et s'asseoir) et le temps total sont enregistrés et traités sur un serveur distant et puis transmis vers le clinicien sur une interface web. En outre, Greene et al. [32, 33] ont proposé une évaluation quantitative du test TUG à l'aide de deux systèmes d'UMI triaxial afin de prédire un risque de chutes. Les capteurs inertiels sont placés sur le devant et au milieu de chaque jambe (voir Figure 4. 2-c). D'autre part, Higashi et al. [34] ont utilisé deux systèmes UMI placés sur le bas du dos et sur le haut de la cuisse de la jambe afin de détecter une personne hémiplégique en exécutant le test TUG. Une haute corrélation ($\rho = 0.998$) a été rapportée entre les résultats de ce système et les résultats obtenus par un thérapeute lors d'une étude expérimentale réalisée avec la participation de dix sujets âgés contrôles et vingt hémiplégiques. De même, Gillain et al. [35] ont évalué le test TUG sur un groupe de personnes âgées saines, un groupe de personnes ayant des maladies cognitives et un groupe de personnes atteintes de la maladie d'Alzheimer. Cette évaluation a été basée sur un système d'accéléromètre triaxial placé sur le bas du dos au niveau de la vertèbre L3. Ce système propose plusieurs paramètres de la marche qui ont été prouvés efficaces permettant de classer les personnes en trois groupes.

En plus, certaines études ont orienté leurs travaux sur l'utilisation des capteurs intégrés dans les smartphones. D'une façon similaire aux UMI, les smartphones contiennent des accéléromètres triaxiaux et des gyroscopes. Par exemple, Mellone et ses collègues [36, 37] ont élaboré une étude basée sur l'accéléromètre d'un smartphone Android. Après avoir attaché le

téléphone sur la taille, la personne appuie sur le bouton de démarrage, effectue le test TUG, et ensuite appuie sur le bouton d'arrêt à la fin du test. Les résultats ont été ensuite enregistrés et traités sur une interface graphique. D'autre part, Milosevic et al. [38] proposent d'évaluer les mouvements d'un sujet exécutant le test TUG à l'aide d'un smartphone intégrant un accéléromètre et un gyroscope. Les paramètres de la marche ainsi le début et la fin de chaque phase du test, et plusieurs paramètres de la marche ont été quantifiés sur une interface graphique et peuvent être transmis à une base de données médicale.

La Figure 4. 2 ci-dessous présente quelques exemples de capteurs portés et proposés dans la littérature.

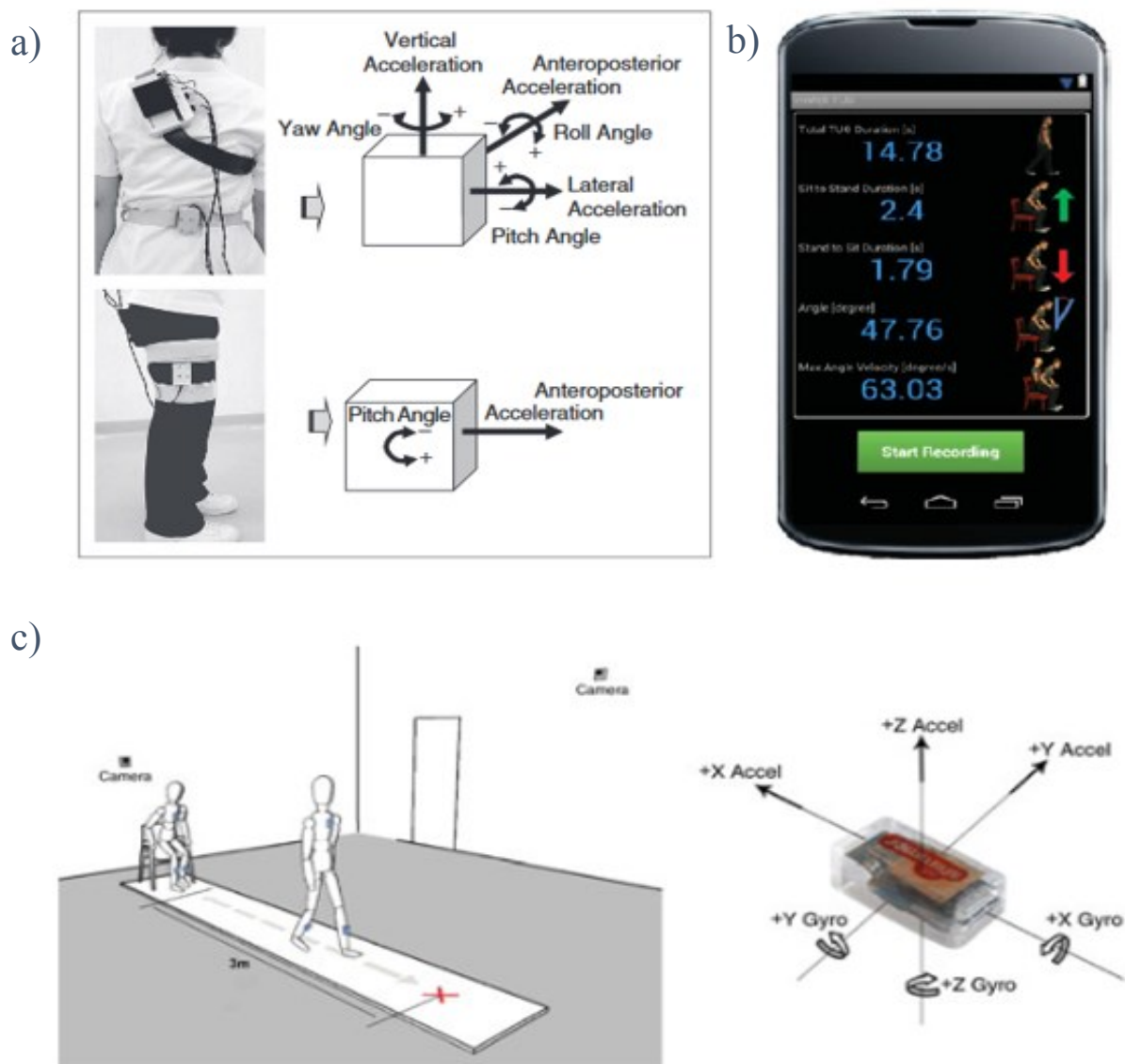


Figure 4. 2 Exemples de la littérature des systèmes de modélisation du test TUG avec capteurs portés : a) Deux systèmes d'UMI utilisés par Higashi et al. [34], b) Application sTUG développée par Milosevic et al. [38] et c) Système d'UMI triaxial utilisé par Greene et Kenny [33].

Sprint et al. [25] ont recensé dans le Tableau 4. 2 et le Tableau 4.3 adaptés ci-dessous les 22 études qui ont modélisé le test TUG à l'aide des systèmes avec capteurs portés par la personne. Huit de ces études ont utilisé des accéléromètres uniquement, sept études ont utilisé des UMI, une étude a utilisé des UMI avec des magnétomètres, une étude a utilisé un accéléromètre et un magnétomètre, une étude a utilisé l'électromyographie de surface, et quatre études ont utilisé les capteurs inertiels d'un smartphone.

Tableau 4. 2 Résumé des études qui ont modélisé le test TUG à l'aide des systèmes avec capteurs portés selon l'ordre chronologique. Adapté de « Toward Automating Clinical Assessments: A Survey of the Timed Up and Go » par Sprint et al. 2015, *IEEE reviews in biomedical engineering*, 8: p. 64-77 [25].

<i>Article</i>	<i>Population and Sample Size</i>	<i>Description of TUG Technology</i>	<i>Study Findings</i>
Narayanan et al. [29]	N/A	One 3-D accelerometer mounted at the waist.	At home, self-administered TUG Data automatically uploaded and accessible via a web interface.
Higashi et al. [34]	Ten healthy. Twenty hemiplegic	One IMU at L2 vertebra and One IMU on One upper thigh. A video camera records the tests.	Using acceleration signal metrics, hemiplegic subjects with different gait levels could be differentiated.
Gillain et al. [35]	Fourteen healthy (mean age 73.53 years). Fourteen MCI (mean age 72.85 years). Six Alzheimer's (mean age 73.66 years).	One 3-D accelerometer at L3 vertebra.	Several gait parameters in the single and dual task TUG tests were different amongst the three population groups.
Marschollek et al. [39, 40]	110 geriatric (29M).	One 3-D accelerometer located at the trunk.	Able to classify fallers and non-fallers by utilizing gait parameters extracted from the acceleration signals.
Greene et al. [32]	142 non-fallers and 207 fallers. (103M, 72.4 ± 7.4 years)	One IMU mounted on the front of each shank at the midpoint level. A video camera records the tests.	Large set of TUG component and gait parameters. Retrospectively estimated falls risk with 76.8% accuracy.
King et al. [41]	Twelve healthy (24–35 years). Sixteen fallers (9M, 79.2 ± 9.24 years)	One 3-D accelerometer (e-AR) worn on the ear.	Metrics computed could differentiate between fallers and non-fallers.
Salarian et al. [42]	12 early-to-moderate stage PD (7M, 60.4 ± 8.5 years). 12 age-matched healthy (3M, 60.2 ± 8.2 years).	Seven inertial sensors attached on the forearms (2-D gyroscope), shanks (1-D gyroscope), thighs (1-D accelerometer and 2-D gyroscope). Small data logger in a waist-worn pack.	Each TUG component is automatically detected. Gait, turns, and turn-to sit sections of the iTUG demonstrated significant differences between the two populations.
Weiss et al. [43]	Seventeen PD (15M, 66.8 ± 5.9 years). Fifteen age-matched healthy (5M, 67.6 ± 9.6 years).	One 3-D accelerometer worn on the lower back between the L3 and L5 vertebrae.	Analysis of sit-to-stand and stand-to-sit movements with parameters such as range, jerk, duration, and median standard deviation.
Chiari (2011) [44]	Twenty early-to-mid PD. Twenty healthy.	One accelerometer mounted at the L5 vertebra.	A 92.5% classification accuracy for discriminating the PD and the non-PD populations.
Jallon et al. [45]	Nineteen subjects.	One 3-D accelerometer and magnetometer on the chest.	Graph-based Bayesian classifier distinguished TUG phases with near 85% accuracy.

Al-Jawad and Colleagues [46, 47]	Ten healthy (4M, 63.2 ± 10.1 years). Ten early stage PD (8M, 58.8 ± 9.5 years). 10 advanced stage PD (7M, 66.2 ± 4.8 years).	One IMU placed on the lower back.	Able to detect different TUG subtasks with small mean absolute errors.
Cuesta-Vargas et al. [48]	Ten healthy (5M, 22 ± 3.1 years). Ten mild-to-moderate PD (64 ± 7 years).	7 EMG sensors on the right side of the body.	Different maximum voluntary isometric contractions on land versus water TUG.
Mariani et al. [49]	10 age-matched healthy (66 ± 7 years). Eight peripheral neuropathy (2M, 77 ± 7 years).	One 3-D IMU mounted to the upper shoe	Parameters computed are able to distinguish between the control subjects and the PD subjects.
Najafi et al. [50]	Three children with cerebral palsy or stroke.	Ten IMUs attached to the waist, torso, and limbs.	Computed gait parameters are predictors of a motor assessment score.
Tmaura et al. [52]	Forty elderly (age ≥ 65 years).	3-D accelerometer and three 1-D gyroscopes were attached near L2 vertebra and to both thighs.	The high falls risk subjects took significantly longer (15.77 ± 1.41 s) compared to the lower falls risk subjects (10.09 ± 1.86 s).
Caldara et al. [53]	13 PD (64.6 ± 9 years). Four healthy (64.3 ± 4 years).	3-D accelerometers, gyroscopes, and magnetometers were placed on the spine, each forearm, and each lower leg.	Several features were computed
SankarPandi et al. [54]	321 elderly (122M, mean age 88 years).	One accelerometer mounted on the right wrist.	Forty features were used to classify disability levels with a mean accuracy of 62.16%.

Tableau 4. 3 Résumé des études qui ont modélisé le test TUG à l'aide des capteurs intégrés dans les smartphones selon l'ordre chronologique. Adapté de « Toward Automating Clinical Assessments: A Survey of the Timed Up and Go » par Sprint et al. 2015, *IEEE reviews in biomedical engineering*, 8: p. 64-77 [25].

<i>Article</i>	<i>Population and Sample Size</i>	<i>Description of TUG Technology</i>	<i>Study Findings</i>
Palmerini et al. [55]	Fourteen healthy (58.9 ± 16.5 years).	Android smartphone worn on the lower back by means of an elastic belt. Utilized the accelerometer.	Parameters were computed and analysed with principle component analysis.
Fontecha et al. [56]	Twenty healthy elderly (10M mean age 81.8 years, 10F mean age 85.6 years).	Android smartphone attached to the waist. Utilized the accelerometer.	Acceleration metrics are computed and combined with patient records to provide a frailty assessment.
Cuesta-Vargas [57]	N/A	iPhone. Utilized the accelerometer and gyroscope.	Higher degree of precision in differentiating between frail elderly subjects and elderly, physically active subjects.
Milosevic et al. (2013) [38]	Three PD. Four healthy.	Android smartphone attached to the chest. Utilized the accelerometer and gyroscope.	Self-administered, automated TUG application. Records inertial data during the TUG and displays the results to the user.

Systèmes avec capteurs ambiants non portés

Cette catégorie des systèmes est basée sur trois types de capteurs : les capteurs à base de caméra, les capteurs au sol et les capteurs environnementaux. Ces systèmes ont l'avantage de fonctionner sans que la personne n'ait besoin de les porter et/ou de les déclencher.

Les capteurs à base de caméra

De nouvelles approches ont été proposées afin d'automatiser l'évaluation du test TUG à domicile. L'une des propositions tend vers l'installation de caméras vidéos qui, à leur tour, captent automatiquement une personne exécutant le test et calculent de nombreux paramètres liés à la mobilité. Certains auteurs, comme Berrada et al.[58], Skrba et al. [59] et Durfee et al. [60], etc., les ont utilisées dans leurs études. Les résultats ont démontré qu'une télé-évaluation et une télé-réadaptation sont des options fiables permettant une évaluation valide à distance.

De plus, avec l'essor des Kinect, Lohmann et al. [61] ont été les premiers à proposer le « test squelettique de TUG ». Les auteurs de cette étude ont utilisé deux capteurs Kinect avec leurs modes de suivi lors d'une évaluation du test TUG. Les résultats ont démontré une mesure précise de la durée totale du test avec une détection exacte de neuf évènements de mouvement obtenus lors d'une évaluation du test TUG.

Le Tableau 4. 4, adapté de la référence [25], résume les sept études qui ont modélisé le test TUG à l'aide des systèmes avec capteurs à base de caméra, dont trois études ont utilisé des capteurs Kinect.

Les capteurs au sol

Le principe des capteurs au sol est basé sur la détection des pressions plantaires exercées par une personne sur le sol. Ces capteurs sont intégrés dans des tapis de marche électroniques (ex. Gaitrite, Cirface, etc...) ou au sol à domicile. En recherche, plusieurs études ont été développées afin d'intégrer ces systèmes dans le domaine du suivi de la marche humaine et de la détection de chutes. Ces systèmes sont généralement réservés à des installations dans les établissements d'hébergement pour personnes âgées dépendantes (EHPAD). Néanmoins, aucune application n'a été développée en vue d'automatiser le test TUG par ces systèmes.

Les capteurs environnementaux

Au cours des dernières années, plusieurs études ont mis en œuvre l'utilisation des capteurs environnementaux afin de rendre une maison intelligente. Ces capteurs consistent

initialement en une mesure de température, de mouvements infrarouges, de lumière et de pression, etc. Par exemple, la technologie infrarouge a été appliquée dans de nombreuses études pour la détection de mouvements et l'estimation de la vitesse de la marche, mais non pas dans le but d'automatiser le test TUG [65, 66].

Tableau 4. 4 Résumé des études qui ont modélisé le test TUG à l'aide des systèmes avec capteurs à base de caméra selon l'ordre chronologique. Adapté de « Toward Automating Clinical Assessments: A Survey of the Timed Up and Go » par Sprint et al. 2015, *IEEE reviews in biomedical engineering*, 8: p. 64-77 [25].

<i>Article</i>	<i>Population and Sample Size</i>	<i>Description of TUG Technology</i>	<i>Study Findings</i>
Berrada et al. [58]	N/A	One video camera.	Timing in the video sequences is noisy.
Durfee et al. [60]	Ten healthy (2M, 18–35 years).	Video and audio conferencing system.	No significant differences between TUG scores assessed locally and remotely.
Skrba et al. [59]	29 fallers and 23 nonfallers (18M, mean age 70.9 years).	BioMOBIUS with two webcams.	Discrimination of fallers and non-fallers by using automated component timings and head positioning during turning.
Wang et al. [62]	Seven healthy (age range 25–88 years).	Two calibrated digital cameras.	180° turn time extracted from video exhibited a mean difference of 0.11 sec. compared with therapist times.
Lohmann et al. [61]	Five age-related medical conditions (2M, 70–84 years). Four healthy (4M, 29–31 years).	Two Kinects.	High timing precision when compared with human stopwatch time. Timing of subtask components.
Kitsunezaki et al. [63]	Six healthy.	One Kinect.	The differences between Kinect and human scored stopwatch times and the times were averaged to 0.33 s.
Cippitelli et al. [64]	N/A	One Kinect.	Analysis of head, shoulder, knee, ankle, hip, and elbow joint angles.

4.5. Impact et choix de la technologie

Comme nous l'avons exposé, de nombreuses approches ont été proposées et validées pour la modélisation du test TUG à domicile. Ces approches peuvent mesurer le temps pris pour réaliser le test, la vitesse de la marche et d'autres paramètres liés à la qualité de la marche et à la détection d'un risque de chutes.

En premier, nous avons cherché les systèmes avec capteurs portés par la personne. Leur avantage principal est qu'ils permettent d'effectuer des mesures précises et en continu. En plus, ces mesures peuvent être réalisées dans un environnement multi-utilisateurs (le domicile, les

cabinets médicaux, les centres de prévention, les consultations gériatriques, etc.) par des professionnels non spécialistes ou par la personne elle-même. Néanmoins, leurs inconvénients majeurs sont la nécessité de les porter au quotidien, les charger régulièrement et les calibrer de temps en temps. De plus, l'utilisation de ces systèmes portés n'est pas toujours acceptable par la population cible spécifiquement les personnes âgées. Le fait de porter un capteur et de le mettre au bon endroit sur le corps, le recharger et le calibrer éventuellement peut être gênant et perturbant pour le comportement et la marche naturelle d'une personne âgée [25, 67].

La seconde approche est basée sur les systèmes avec capteurs ambiants non portés. Ces systèmes surmontent la majorité des problèmes rencontrés avec les dispositifs portés, pourtant, ils ont aussi des inconvénients. Par exemple, les capteurs à base de caméra sont alimentés directement par le secteur et les évaluations sont enregistrées sur un support vidéo pour une consultation ultérieure si nécessaire. Malgré cela, ces systèmes se heurtent à plusieurs écueils en termes d'acceptabilité vu que leurs applications à domicile constituent une atteinte à la vie privée. D'autre part, l'intérêt principal des capteurs au sol est qu'ils sont dissimulés ; une personne va oublier leurs présences plus facilement et ne va pas sentir le fait d'être surveillée en permanence. Néanmoins, ces systèmes sont encore coûteux et non applicables à domicile facilement. Il existe également de nombreux types de capteurs environnementaux et chacun présente ses propres avantages et inconvénients.

Lorsque le but est de modéliser le test TUG à domicile, dans le cadre de suivi de la marche et de l'équilibre d'une personne âgée, il est de plus en plus nécessaire d'utiliser un dispositif dissimulé d'une façon conviviale, qui ne provoque pas des transformations de l'environnement usuel et qui protège la vie privée d'une personne afin de ne pas perturber sa vie quotidienne et éviter un changement au niveau de sa marche habituelle.

Dans le cadre de ce travail, nous proposons l'utilisation d'un dispositif spécifique, à base de radar à effet Doppler, embarqué sur le dossier d'une chaise afin d'automatiser l'évaluation du test TUG. Le RADAR, acronyme issu de l'anglais « RADio Detection And Ranging », est un système basé sur la propagation des ondes électromagnétiques et a été initialement destiné à des applications militaires pour la détection des ennemis et des obstacles et l'estimation de leurs distances. Au fil du temps, ce système est devenu largement répandu dans de nombreuses applications telles que la météorologie, l'aéronautique, et les secteurs de contrôle trafic aérien, etc. De nos jours, certaines études scientifiques, en cours de développement, suggèrent l'utilisation de ce système pour surveiller les activités quotidiennes

des personnes âgées, prédire le risque de chute et calculer certains paramètres reliés à la marche [68, 69].

Plusieurs aspects liés aux systèmes radar donnent avantage pour son utilisation aux domiciles des personnes âgées :

- Le système est transparent pour l'utilisateur ; il peut être utilisé sans gêner la marche et sans besoin d'une transformation de l'environnement usuel
- Le système est autonome au niveau des acquisitions et de l'énergie
- La conception de ce système est simple et peu coûteuse
- Le système est fiable ; il peut réaliser des mesures sur une durée donnée
- Le système respecte les exigences de confidentialité et la vie privée

De ce fait, l'innovation dans ce travail de thèse est liée à l'utilisation d'un tel système pour mesurer les temps consacrés à réaliser chaque phase du test TUG ainsi que le temps total, la vitesse de la marche et autres paramètres liés à la mobilité pour passer ensuite à une phase de développement d'une chaise intelligente connectée. L'évaluation de la validité de ce système à accomplir nos objectifs est présentée dans les chapitres suivants en comparant les résultats obtenus par un système radar à ceux obtenus par des systèmes standards connus et acceptés.

Cette phase met en perspective le développement du projet Motiv2Move animé par une volonté de transfert au marché. Ce projet a pour ambition de proposer une chaise intelligente capable d'automatiser le test TUG et d'alimenter les principaux paramètres de la mobilité et de l'équilibre chez les personnes âgées. La chaise intelligente sera constituée d'un ensemble de capteurs ambiants (tels que le système radar, les capteurs infrarouges, les capteurs de pression, etc.) d'utilisation très simple et intuitive dans un cadre motivant d'auto-mesure, et sera susceptible d'être utilisée dans divers environnements (ex. domicile, centre de prévention, cabinet de généraliste, consultation gériatrique). A ce stade, il est nécessaire de prévoir les différentes étapes de sa conception :

- Planifier, explorer et spécifier : expliciter l'ensemble des acteurs impliqués (personnes, profils de métier et institutions), prévoir leur intégration, caractériser les contraintes et apports nécessaires, et prévoir les impacts et les barrières à l'acceptation du système.
- Prototyper : créer un prototype permettant de représenter et d'évaluer progressivement la technologie.

- Evaluer et corriger : vérifier que la proposition réponde aux spécifications en testant la technologie en situation ou à partir de scénarios. Ensuite, évaluer les performances et formaliser les améliorations si nécessaires.

4.6. Conclusion

La modélisation du test TUG pour une surveillance en continu de la mobilité et l'équilibre chez les personnes âgées peut éventuellement ajouter des informations pertinentes pour la prise de décision clinique et la réadaptation.

A la lumière des analyses bibliographiques réalisées dans ce chapitre, nous remarquons qu'un système radar à effet Doppler présente certains avantages par rapport à d'autres technologies existantes ; un système radar peut révéler de nombreuses caractéristiques des mouvements humains, y compris les caractéristiques de la marche, il peut fonctionner dans des conditions d'éclairage variables tout en protégeant la vie privée des utilisateurs, et il peut être placé à domicile d'une façon conviviale et décorative sans besoin d'une transformation de l'environnement usuel. Ainsi, nous proposons l'utilisation d'un tel système dans le cadre de la modélisation du test TUG. Nous nous attacherons, par la suite, à décrire et valider le système radar dans les chapitres suivants.

Bibliographie

1. Podsiadlo, D. and S. Richardson, *The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons*. Journal of the American geriatrics Society, 1991. 39(2): p. 142-148.
2. Mathias, S., U. Nayak, and B. Isaacs, *Balance in elderly patients: the "get-up and go" test*. Archives of physical medicine and rehabilitation, 1986. 67(6): p. 387-389.
3. Nierat, M.-C., et al., *When breathing interferes with cognition: experimental inspiratory loading alters timed up-and-go test in normal humans*. PloS one, 2016. 11(3): p. e0151625.
4. Freter, S.H. and N. Fruchter, *Relationship between timed 'up and go' and gait time in an elderly orthopaedic rehabilitation population*. Clinical rehabilitation, 2000. 14(1): p. 96-101.
5. Thomas, S.G., S.M. Pagura, and D. Kennedy, *Physical activity and its relationship to physical performance in patients with end stage knee osteoarthritis*. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 2003. 33(12): p. 745-754.
6. Arnold, C.M. and R.A. Faulkner, *The history of falls and the association of the timed up and go test to falls and near-falls in older adults with hip osteoarthritis*. BMC geriatrics, 2007. 7(1): p. 17.
7. Thomas, V.S. and P.A. Hageman, *A preliminary study on the reliability of physical performance measures in older day-care center clients with dementia*. International psychogeriatrics, 2002. 14(1): p. 17-23.
8. Morris, S., M.E. Morris, and R. Ianssek, *Reliability of measurements obtained with the Timed "Up & Go" test in people with Parkinson disease*. Physical therapy, 2001. 81(2): p. 810-818.
9. Simmonds, M.J., et al., *Psychometric characteristics and clinical usefulness of physical performance tests in patients with low back pain*. Spine, 1998. 23(22): p. 2412-2421.
10. Schoppen, T., et al., *The Timed "up and go" test: reliability and validity in persons with unilateral lower limb amputation*. Archives of physical medicine and rehabilitation, 1999. 80(7): p. 825-828.
11. Pettersson, A.F., M. Engardt, and L.-O. Wahlund, *Activity level and balance in subjects with mild Alzheimer's disease*. Dementia and geriatric cognitive disorders, 2002. 13(4): p. 213-216.
12. Andersson, C., et al., *Adults with cerebral palsy: walking ability after progressive strength training*. Developmental medicine and child neurology, 2003. 45(4): p. 220-228.
13. Salbach, N.M., et al., *Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke*. Archives of physical medicine and rehabilitation, 2001. 82(9): p. 1204-1212.
14. Shumway-Cook, A., S. Brauer, and M. Woollacott, *Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test*. Physical therapy, 2000. 80(9): p. 896-903.
15. Okumiya, K., et al., *The timed "up & go" test is a useful predictor of falls in community-dwelling older people*. Journal of the American Geriatrics Society, 1998. 46(7): p. 928-929.
16. Cameron, M.H. and L. Monroe, *Physical Rehabilitation for the Physical Therapist Assistant-E-Book*. 2014: Elsevier Health Sciences.
17. Herman, T., N. Giladi, and J.M. Hausdorff, *Properties of the 'timed up and go' test: more than meets the eye*. Gerontology, 2011. 57(3): p. 203-210.
18. Nordin, E., E. Rosendahl, and L. Lundin-Olsson, *Timed "Up & Go" Test: reliability in older people dependent in activities of daily living—focus on cognitive state*. Physical therapy, 2006. 86(5): p. 646-655.
19. Bohannon, R.W., *Reference values for the timed up and go test: a descriptive meta-analysis*. Journal of geriatric physical therapy, 2006. 29(2): p. 64-68.
20. HAS. *Référentiel concernant l'évaluation du risque de chutes chez le sujet âgé autonome et sa prévention*. 2012 [cited 2020 April 8]; Available from: https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2013-04/referentiel_concernant_levaulation_du_risque_de_chutes_chez_le_sujet_age_autonome_et_sa_prevention.pdf.
21. SFGG and HAS. *Évaluation et prise en charge des personnes âgées faisant des chutes répétées*. 2009 [cited 2020 April 8]; Available from: https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2009_04/evaluation_et_prise_en_charge_des_personnes_agees_faisant_des_chutes_repetees.pdf.

sante.fr/upload/docs/application/pdf/2009-06/chutes_repetees_personnes_agees_-_argumentaire.pdf.

22. Wall, J.C., et al., *The Timed Get-up-and-Go test revisited: measurement of the component tasks*. Journal of rehabilitation research and development, 2000. 37(1).
23. Botolfsen, P., et al., *Reliability and concurrent validity of the Expanded Timed Up-and-Go test in older people with impaired mobility*. Physiotherapy Research International, 2008. 13(2): p. 94-106.
24. Savoie, P., et al., *Automation of the Timed-Up-and-Go Test Using a Conventional Video Camera*. IEEE journal of biomedical and health informatics, 2019.
25. Sprint, G., D.J. Cook, and D.L. Weeks, *Toward automating clinical assessments: a survey of the timed up and go*. IEEE reviews in biomedical engineering, 2015. 8: p. 64-77.
26. Charleroi, X., *Comment les aînés appréhendent-ils les gérontechnologies?*
27. Dejoux, C. and H. Wechtler, *Diversité générationnelle: implications, principes et outils de management*. Management Avenir, 2011(3): p. 227-238.
28. Enquête sur "l'illectronisme" en France, CSA Research, 2018.
29. Narayanan, M.R., et al. *Falls management: detection and prevention, using a waist-mounted triaxial accelerometer*. in *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2007. IEEE.
30. Narayanan, M.R., et al. *A wearable triaxial accelerometry system for longitudinal assessment of falls risk*. in *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2008. IEEE.
31. Narayanan, M.R., et al., *Longitudinal falls-risk estimation using triaxial accelerometry*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2009. 57(3): p. 534-541.
32. Greene, B.R., et al., *Quantitative falls risk assessment using the timed up and go test*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2010. 57(12): p. 2918-2926.
33. Greene, B.R. and R.A. Kenny, *Assessment of cognitive decline through quantitative analysis of the timed up and go test*. IEEE transactions on biomedical engineering, 2011. 59(4): p. 988-995.
34. Higashi, Y., et al., *Quantitative evaluation of movement using the timed up-and-go test*. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 2008. 27(4): p. 38-46.
35. Gillain, S., et al., *The value of instrumental gait analysis in elderly healthy, MCI or Alzheimer's disease subjects and a comparison with other clinical tests used in single and dual-task conditions*. Annals of physical and rehabilitation medicine, 2009. 52(6): p. 453-474.
36. Mellone, S., C. Tacconi, and L. Chiari, *Suitability of a Smartphone accelerometer to instrument the Timed Up and Go test: A preliminary study*. Gait & Posture, 2011(33): p. S50-S51.
37. Mellone, S., et al., *Smartphone-based solutions for fall detection and prevention: the FARSEEING approach*. Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie, 2012. 45(8): p. 722-727.
38. Milosevic, M., E. Jovanov, and A. Milenković. *Quantifying Timed-Up-and-Go test: A smartphone implementation*. in *2013 IEEE International Conference on Body Sensor Networks*. 2013. IEEE.
39. Marschollek, M., et al., *Predicting in-patient falls in a geriatric clinic*. Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie, 2009. 42(4): p. 317-322.
40. Marschollek, M., et al. *Assessing elderly persons' fall risk using spectral analysis on accelerometric data-a clinical evaluation study*. in *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2008. IEEE.
41. King, R.C., et al. *Elderly risk assessment of falls with BSN*. in *2010 International Conference on Body Sensor Networks*. 2010. IEEE.
42. Salarian, A., et al., *iTUG, a sensitive and reliable measure of mobility*. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2010. 18(3): p. 303-310.
43. Weiss, A., et al., *Can an accelerometer enhance the utility of the Timed Up & Go Test when evaluating patients with Parkinson's disease?* Medical engineering & physics, 2010. 32(2): p. 119-125.
44. Chiari, L. *Wearable systems with minimal set-up for monitoring and training of balance and mobility*. in *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2011. IEEE.

45. Jallon, P., B. Dupre, and M. Antonakios. *A graph based method for timed up & go test qualification using inertial sensors*. in *2011 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP)*. 2011. IEEE.
46. Al-Jawad, A., et al. *Using multi-dimensional dynamic time warping for TUG test instrumentation with inertial sensors*. in *2012 IEEE International Conference on Multisensor Fusion and Integration for Intelligent Systems (MFI)*. 2012. IEEE.
47. Adame, M.R., et al., *TUG test instrumentations for Parkinson's disease patients using inertial sensors and dynamic time warping*. *Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik*, 2012. 57(SI-1 Track-E): p. 1071-1074.
48. Cuesta-Vargas, A.I., et al., *Electromyographic responses during time get up and go test in water (wTUG)*. SpringerPlus, 2013. 2(1): p. 217.
49. Mariani, B., et al., *On-shoe wearable sensors for gait and turning assessment of patients with Parkinson's disease*. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 2012. 60(1): p. 155-158.
50. Najafi, B., D.G. Armstrong, and J. Mohler, *Novel wearable technology for assessing spontaneous daily physical activity and risk of falling in older adults with diabetes*. 2013, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA.
51. Strohrmann, C., et al., *Monitoring motor capacity changes of children during rehabilitation using body-worn sensors*. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 2013. 10(1): p. 1-16.
52. Tmaura, T., et al. *Quantitative analysis of the fall-risk assessment test with wearable inertia sensors*. in *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. 2013. IEEE.
53. Caldara, M., et al. *A novel body sensor network for Parkinson's disease patients rehabilitation assessment*. in *2014 11th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks*. 2014. IEEE.
54. SankarPandi, S.K., et al. *Predicting disability levels of community dwelling older individuals using single wrist mounted accelerometer*. in *IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics (BHI)*. 2014. IEEE.
55. Palmerini, L., et al. *Dimensionality reduction for the quantitative evaluation of a smartphone-based Timed Up and Go test*. in *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2011. IEEE.
56. Fontecha, J., et al., *Elderly frailty detection by using accelerometer-enabled smartphones and clinical information records*. *Personal and ubiquitous computing*, 2013. 17(6): p. 1073-1083.
57. Cuesta-Vargas, A.I. *MTUG: an Instrumented Timed Up and Go Extended Test*. in *Medicine 2.0 Conference*. 2013. JMIR Publications Inc., Toronto, Canada.
58. Berrada, D., et al. *Automatic administration of the get up and go test*. in *Proceedings of the 1st ACM SIGMOBILE international workshop on Systems and networking support for healthcare and assisted living environments*. 2007.
59. Skrba, Z., et al. *Objective real-time assessment of walking and turning in elderly adults*. in *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2009. IEEE.
60. Durfee, W.K., L. Savard, and S. Weinstein, *Technical feasibility of teleassessments for rehabilitation*. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2007. 15(1): p. 23-29.
61. Lohmann, O., T. Luhmann, and A. Hein. *Skeleton timed up and go*. in *2012 IEEE International Conference on Bioinformatics and Biomedicine*. 2012. IEEE.
62. Wang, F., et al. *Quantitative analysis of 180 degree turns for fall risk assessment using video sensors*. in *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*. 2011. IEEE.
63. Kitsunezaki, N., et al. *KINECT applications for the physical rehabilitation*. in *2013 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*. 2013. IEEE.
64. Cippitelli, E., et al. *A depth-based joints estimation algorithm for get up and go test using Kinect*. in *2014 IEEE international conference on consumer electronics (ICCE)*. 2014. IEEE.
65. Hagler, S., et al., *Unobtrusive and ubiquitous in-home monitoring: A methodology for continuous assessment of gait velocity in elders*. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 2009. 57(4): p. 813-820.

66. Austin, D., et al. *Unobtrusive monitoring of the longitudinal evolution of in-home gait velocity data with applications to elder care*. in *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2011. IEEE.
67. Pirzada, P., N. White, and A. Wilde. *Sensors in smart homes for independent living of the elderly*. in *2018 5th International Multi-Topic ICT Conference (IMTIC)*. 2018. IEEE.
68. Yardibi, T., et al. *Gait characterization via pulse-Doppler radar*. in *2011 IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications Workshops (PERCOM Workshops)*. 2011. IEEE.
69. Kleinberger, T., et al. *Ambient intelligence in assisted living: enable elderly people to handle future interfaces*. in *International conference on universal access in human-computer interaction*. 2007. Springer.

Chapitre 5

Mise en œuvre de la partie technique du test TUG

Sommaire

5.1. Introduction	87
5.2. Outils de mesures	87
5.2.1. Système radar Doppler	87
5.2.1.1. Principes généraux des radars	87
5.2.1.2. Choix du système radar	93
5.2.1.3. Circuit électronique	96
5.2.2. Système optoélectronique Vicon	99
5.2.2.1. Présentation du système	99
5.2.2.2. Phase de calibrage	100
5.2.2.3. Choix et positionnement des marqueurs	101
5.2.3. Barrières Infrarouges	102
5.3. Positionnement des outils de mesure	103
5.4. Synchronisation des acquisitions	104
5.5. Description et mise en œuvre du protocole	105
5.5.1. Population concernée et critères d'inclusion	105
5.5.2. Déroulement d'une expérience	105
5.6. Hébergement, protection et intégrité des données	106
5.7. Conclusion	107
5.8. Bibliographie	108

5.1. Introduction

Ce chapitre présente le protocole expérimental mis en œuvre pour répondre aux objectifs de ma thèse. Il s'agit notamment d'étudier l'efficacité d'un système radar Doppler dans le but d'automatiser le test TUG à domicile ainsi que pour extraire les paramètres essentiels pour traiter et analyser la qualité de la marche et la capacité à se mouvoir.

Nous décrivons dans ce chapitre le protocole expérimental appliqué sur trois études qui se succèdent : Dans la première étude décrite dans le chapitre 6 nous avons scruté dans quelles mesures un système radar pourra définir un trait réaliste pour une évaluation de la capacité à se mouvoir. Nous proposons de vérifier sa validité en comparant les résultats de la vitesse de la marche humaine obtenus par ce système et ceux obtenus par un système de référence. Ensuite, après la validation (chapitre 6) nous allons présenter dans le chapitre 7 comment nous avons procédé pour détecter automatiquement le début et la fin de chaque phase du test TUG, chronométrer chacune des phases du test (les phases de se lever et de s'asseoir sur une chaise, les phases d'aller et de retour, et la phase de demi-tour) dont l'objectif est d'identifier les activités motrices durant lesquelles des difficultés pourront être rencontrées. Une fois la segmentation faite, nous avons complété l'évaluation du test TUG par une analyse spatio-temporelle de la marche humaine. Celle-ci permettra de caractériser la marche dans le temps et l'espace. Nous avons proposé ainsi l'extraction des principaux paramètres couramment évalués afin de fournir les caractéristiques globales de la marche.

Nous décrivons, dans ce chapitre, le protocole expérimental que nous avons développé pour effectuer le test, et acquérir et collecter les données, tout en respectant le cadre éthique dans tous ses aspects. Pour atteindre et valider ces objectifs, une mise en œuvre facile du système d'acquisition sera présentée dans la suite.

5.2. Outils de mesures

5.2.1. Système radar Doppler

5.2.1.1. *Principes généraux des radars*

Le radar est un ensemble comportant un émetteur, un récepteur, une antenne et un système d'exploitation. En général, le transmetteur et le récepteur partagent la même antenne. C'est le principe du radar monostatique. Cependant, certains radars utilisent une antenne pour chacune des fonctions. Un tel arrangement est appelé un radar bistatique où l'émetteur et le récepteur sont séparés. Dans d'autres arrangements, un radar a une configuration multistatique

lorsqu'il utilise un émetteur et plusieurs récepteurs distincts ou plusieurs émetteurs et un récepteur distinct.

Le principe du radar est fondé sur l'utilisation d'ondes électromagnétiques qui se réfléchissent sur tout obstacle, créant ainsi une onde de retour susceptible d'être décelée par un récepteur adapté à ce signal. Il existe différentes façons pour émettre ces ondes, ce qui nous permet de distinguer deux grands types de systèmes radar : les radars à impulsion et les radars à onde continue. Selon leur fonctionnement, nous pouvons détecter la présence d'un objet en mouvement, déterminer sa position et/ou sa vitesse. En analysant le signal réfléchi, nous pourrions calculer la distance grâce au temps d'aller-retour du signal, la direction à partir de la position angulaire de l'antenne où le signal de retour a été capté, et la vitesse obtenue par effet Doppler en utilisant le décalage de fréquence du signal de retour généré [1].

Radar à impulsion

Le principe de base du fonctionnement d'un radar à impulsion repose tout d'abord sur l'émission d'impulsions électromagnétiques à haute fréquence très puissantes, dans une direction donnée, à la vitesse de la lumière ($c = 3 \times 10^8 \text{ m/s}$) et pendant une durée τ très brève de l'ordre de quelques microsecondes. Lorsque cette onde rencontre un obstacle, une partie de l'énergie émise est réfléchie vers le radar. Ainsi, le radar va capter l'écho réfléchi avec un retard Δt permettant de déterminer la distance (d) entre la cible et le radar selon la formule suivante :

$$d = \frac{c \cdot \Delta t}{2} \quad (5.1)$$

Le facteur 2 apparaît dans le dénominateur en raison de la propagation bidirectionnelle du radar. La Figure 5. 1 illustre le principe de mesure de la distance entre un radar à impulsion et une cible.

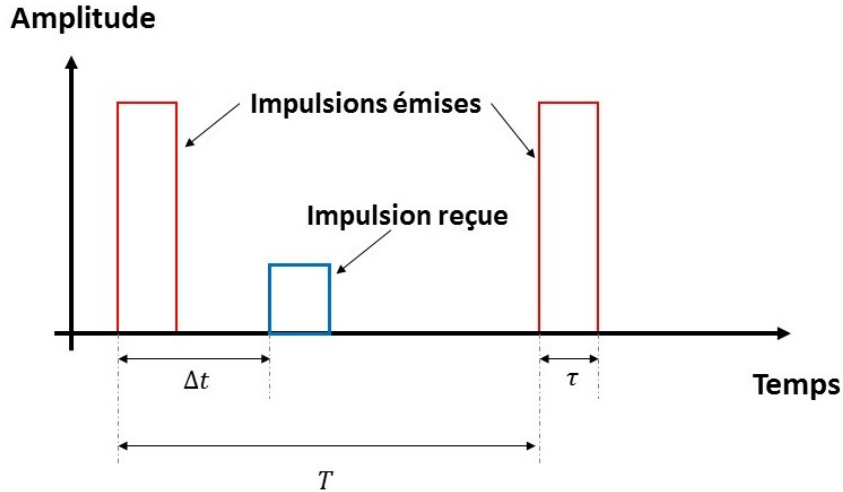


Figure 5. 1 Le principe de mesure de la distance entre un radar à impulsion et une cible. Adapté de « Conception d'un radar d'aide à la conduite automobile utilisant un système discriminateur de fréquence type "six-port" » par Garcia, B.A, *Télécom ParisTech* p.6 [2].

La Fréquence de Répétition des Impulsions ($FRI = 1/T$), leur durée (τ) et le temps d'écoute ($T - \tau$) ont une influence importante sur les performances du radar : portée maximale non-ambigüe et distance aveugle près du radar.

La portée maximale d'un radar à impulsion est limitée par la période de répétition des impulsions (T) selon :

$$d_{max} = \frac{c \cdot T}{2} = \frac{c}{2 \cdot FRI} \quad (5.2)$$

Toutefois, durant le temps d'écoute ($T - \tau$), le transmetteur du radar est mis hors-circuit. Le radar détecte et traite seulement les échos d'une impulsion avant que l'impulsion suivante soit émise. Ainsi, pour éviter l'ambiguïté dans la mesure de la distance, il est nécessaire que l'écho de la cible soit reçu par le radar avant que l'impulsion suivante soit émise. De ce fait, le temps d'un aller-retour doit être inférieur à $T = 1/FRI$, ce qui nous donne une distance maximale affinée de:

$$d_{max} = \frac{c \cdot (T - \tau)}{2} \quad (5.3)$$

En plus, la distance minimale de détection est liée à la durée d'émission des impulsions (τ) pendant laquelle le système radar ne peut pas traiter les échos, suivant l'équation :

$$d_{min} = \frac{c \cdot \tau}{2} \quad (5.4)$$

Pour pouvoir obtenir la vitesse de la cible, il faudrait extraire la fréquence du signal reçu à partir de l'effet Doppler. La cible en mouvement induit un décalage en fréquence entre les impulsions émises et reçues. Ainsi, pour une cible se déplaçant à une vitesse radiale v , la fréquence Doppler f_D s'écrit :

$$f_D = \frac{2 \cdot v}{c \cdot T} \quad (5.5)$$

Radars à onde continue

L'émetteur d'un système radar peut être utilisé en continu plutôt que par impulsion si le signal émis peut être séparé du signal d'écho. Par ailleurs, la puissance du signal d'écho reçu est considérablement plus petite que celle du signal émis. Bien que des antennes séparées pour le transmetteur et le récepteur aident à séparer l'écho faible du signal puissant, néanmoins, l'isolement n'est généralement pas suffisant. Toutefois, une technique est envisageable pour un bon isolement lorsqu'il y a un mouvement relatif entre le radar et la cible. Cette méthode se base sur la reconnaissance du changement de la fréquence du signal d'écho provoqué par l'effet Doppler [3].

D'après les domaines de l'acoustique et de l'optique, il est bien connu que l'effet Doppler représente le changement apparent de la fréquence d'un signal sonore ou électromagnétique reçu par un observateur mobile par rapport à une source émettrice fixe, ou bien reçu par un observateur fixe par rapport à une source émettrice mobile. De ce fait, les radars à onde continue se basent sur l'effet Doppler afin de déterminer la vitesse relative d'une cible qui est proportionnelle à la variation apparente de fréquence.

Supposant que (R) est la distance entre le radar et la cible et (λ) est la longueur d'ondes, alors, le nombre total d'ondes contenues dans le trajet bidirectionnel entre le radar et la cible est $(2R/\lambda)$, avec (R) et (λ) mesurées dans les mêmes unités. Comme une longueur d'onde correspond à un nombre angulaire de 2π radians, le nombre angulaire totale (phase ϕ) fait par l'onde électromagnétique pendant son émission vers et depuis la cible est de $4\pi R/\lambda$. Si la cible est en mouvement, la distance (R) et la phase (ϕ) changent continuellement. Le changement de (ϕ) par rapport au temps est égal à une vitesse angulaire (w_d) [3] :

$$w_d = 2\pi f_d = \frac{d\phi}{dt} = \frac{4\pi}{\lambda} \cdot \frac{dR}{dt} = \frac{4\pi}{\lambda} \cdot v_r \quad (5.6)$$

où f_d représente le décalage de fréquence Doppler entre le signal émis et le signal d'écho, et v_r représente la vitesse relative de la cible en mouvement par rapport au radar. Ainsi, la formule du décalage de fréquence Doppler f_d est la suivante :

$$f_d = \frac{2v_r}{\lambda} = \frac{2v_r f_0}{c} \quad (5.7)$$

où f_0 représente la fréquence transmise par le radar et c représente la vitesse de sa propagation ($c = \text{célérité de la lumière} = 3 \times 10^8 \text{ m/s}$).

La vitesse relative de la cible en mouvement peut être définie par :

$$v_r = v \cdot \cos \theta \quad (5.8)$$

où v représente la vitesse cible et θ est l'angle fait entre la trajectoire de la cible et la ligne joignant le radar et la cible. La fréquence Doppler est maximale avec $\theta = 0$ et égale à zéro lorsque la cible est perpendiculaire à la ligne de visée du radar $\theta = 90^\circ$.

Pour ce type de radars, les ondes continues peuvent être monochromatiques ou modulées en fréquences « Frequency Modulated Continuous Wave – FMCW ».

Les radars monochromatiques se basent sur l'effet Doppler uniquement pour déterminer la vitesse radiale d'une cible détectée. La simplicité de ce type de radar est illustrée par le schéma fonctionnel de la Figure 5. 2 :

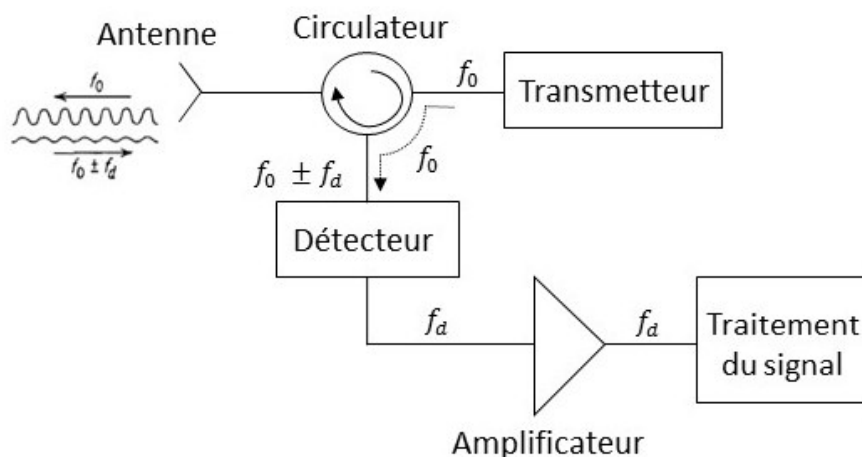


Figure 5. 2 Le schéma fonctionnel d'un radar monochromatique Adapté de « Conception d'un radar d'aide à la conduite automobile utilisant un système discriminateur de fréquence type "six-port" » par Garcia, B.A, *Télécom ParisTech* p.9 [2].

L'émetteur envoie une onde électromagnétique en oscillation continue (non modulée) de fréquence f_0 . Une partie de cette énergie est interceptée par la cible et ensuite diffusée en

direction du radar, où elle sera collectée par l'antenne de réception. Si la cible est en mouvement avec une vitesse relative v_r , le signal reçu sera décalé en fréquence de f_0 de $\pm f_d$. Nous appliquons le signe (+) à la fréquence doppler f_d si la distance entre la cible et le radar diminue (dans ce cas la fréquence du signal reçu est supérieure à la fréquence du signal transmis), en revanche, le signe (-) sera appliqué dans le cas où la distance augmente. Ensuite, le signal d'écho reçu à une fréquence $f_0 \pm f_d$ passe dans un mélangeur (détecteur) avec une partie du signal d'émetteur f_0 où f_0 et le signe \pm de f_d seront éliminés par filtrage. Enfin, une amplification s'applique dans le but d'éliminer les échos des cibles stationnaires et d'amplifier le signal d'écho Doppler à un niveau de millivolts.

D'autre part, les radars à onde modulée en fréquence (FMCW) se caractérisent par une variation permanente du signal émis autour d'une fréquence de référence afin de détecter la vitesse radiale d'une cible par effet Doppler ainsi que de mesurer les distances radar-cible. En général, il existe plusieurs types de modulations utilisées selon les besoins [1]. Nous citons par exemple les modulations en dent-de-scie, les modulations triangulaires et les modulations en escalier. En se référant à l'instant où la même valeur de fréquence a été émise par le radar, il devient possible de mesurer le temps entre l'émission et la réception de cette fréquence, donc mesurer la distance radar-cible comme pour un radar à impulsions.

Le schéma fonctionnel de la Figure 5. 3 d'un radar FMCW est le même que celui d'un radar monochromatique, sauf en ce qui concerne la modulation de l'onde émise et le traitement en bande de base du signal f_d .

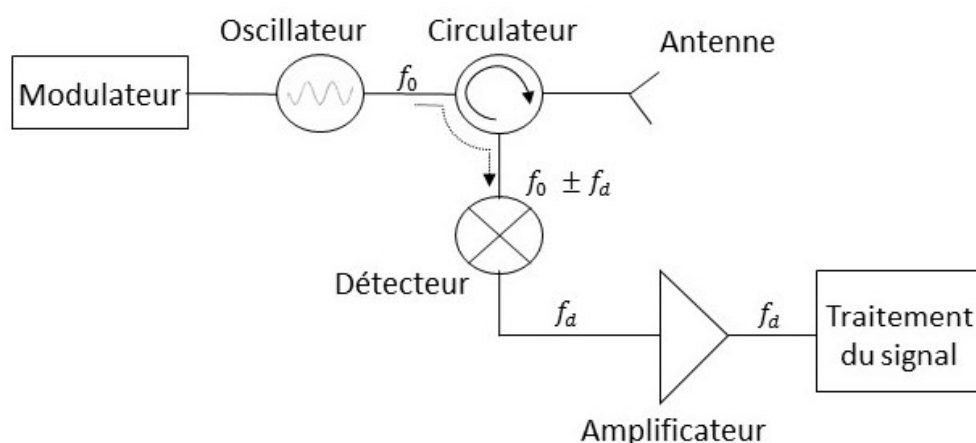


Figure 5. 3 Le schéma fonctionnel d'un radar FMCW Adapté de « Conception d'un radar d'aide à la conduite automobile utilisant un système discriminateur de fréquence type "six-port" » par Garcia, B.A, *Télécom ParisTech* p.12 [2].

5.2.1.2. Choix du système radar

Dans le cadre de ce travail de recherche, il convient de choisir un radar efficace, simple et abordable. Comme nous l'avons exposé, un système radar consiste à émettre une onde électromagnétique à impulsion ou en continue. Les radars à impulsion sont souvent utilisés pour une détection à longue portée. Ainsi, ils ne correspondent pas à nos objectifs puisqu'ils ne sont pas adaptés pour la détection à courtes et moyennes portées, contrairement aux radars à onde continue. Ces derniers semblent plus efficaces pour être utilisés au domicile des personnes âgées dans le cadre d'un usage quotidien. Ils sont souvent utilisés pour de courtes portées et se caractérisent par des équipements plus simples et peu coûteux. En plus, ils ont l'avantage de mesurer la vitesse d'une cible par l'effet Doppler.

De ce fait, notre choix s'est porté sur les radars à onde continue. Nous avons tout d'abord testé une sélection de radars pour choisir le meilleur afin d'atteindre les objectifs de cette thèse. La liste inclut des radars de la bande X (fréquence d'onde qui s'étend de 8 à 12 GHz) disponibles dans le commerce à un petit prix (Doppler Motion Detector, Microwave Solutions LTD., Marlowes, United Kingdom), mais de différents modèles : MDU 2750 (C920101), MDU 1100 (C900807), MDU 1100T (C900861) et MDU 1750 (C920802).

Ces capteurs se basent sur l'effet Doppler pour donner une information de vitesse des objets ou des personnes qui se déplacent dans leurs champs d'observation. La fréquence d'onde émise est de : 10,578 GHz pour les modèles MDU 2750 (C920101) et MDU 1100T (C900861), 9,9 GHz pour le modèle MDU 1100 (C900807) et 10,525 GHz pour le modèle MDU 1750 (C920802). Chacune des unités est contenue dans un boîtier en plastique léger ou en métal coulé (MDU2750). Elles comprennent un oscillateur basé sur un amplificateur à transistor à effet de champ (FET) et stabilisé à résonateur diélectrique (et accordable électroniquement pour le MDU 1100T) qui offre un fonctionnement stable sur une large plage de températures en mode continu (CW, continuous wave) ou en mode à impulsion de faible puissance, et un mélangeur équilibré pour une sensibilité et une fiabilité améliorées. En pratique, ces modèles se caractérisent par : un bas coût, une haute sensibilité, une haute stabilité, une antenne à plaque, un profil plat et petit, une construction robuste, une faible consommation d'énergie, une conformité à la norme RoHS, et aux normes EN 300 440 v1.3.1 (et EN 300 400 v1.6.1 et FCC 15.245 pour le modèle MDU 2750). Les plans dimensionnels des modèles utilisés, ainsi que les diagrammes de rayonnement de leurs antennes sont représentés en Figure 5. 4 et Figure 5. 5 respectivement. En plus, le Tableau 5. 1 résume leurs caractéristiques électriques.

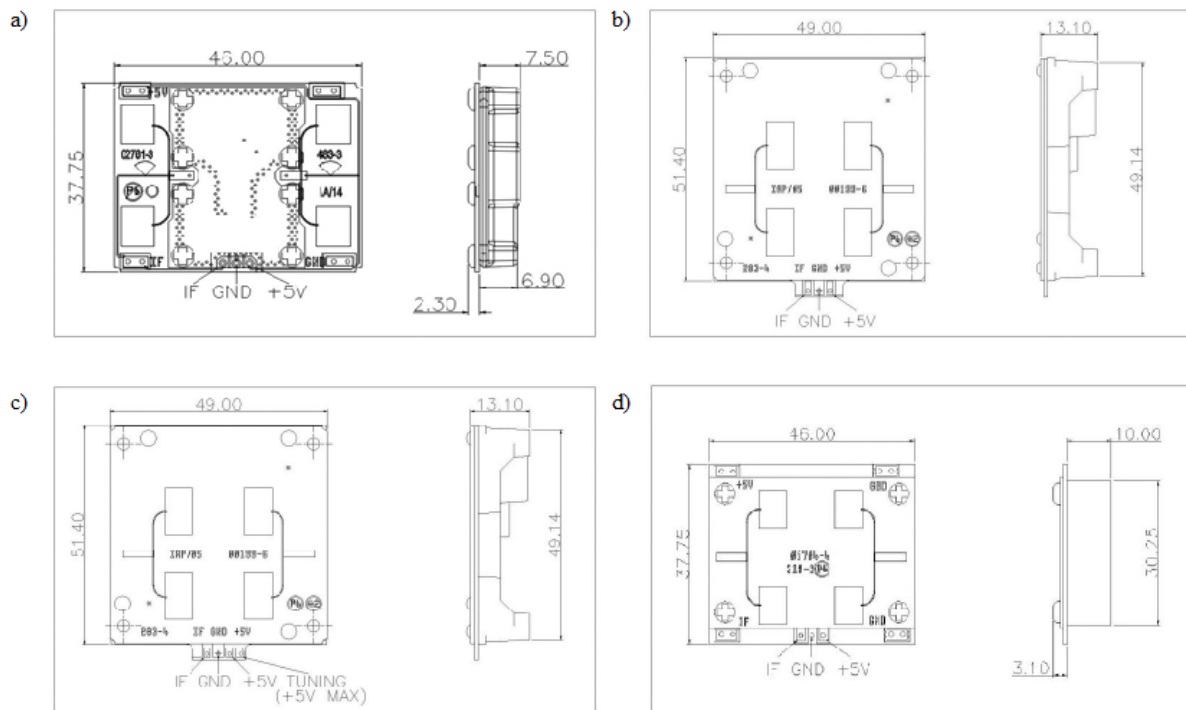


Figure 5. 4 Les plans dimensionnels des radars a) MDU 2750 (C920101), b) MDU 1100 (C900807), c) MDU 1100T (C900861) et d) MDU 1750 (C920802) [4].

Tableau 5. 1 Les caractéristiques électriques des radars utilisés [4].

		MDU 2750	MDU 1100	MDU1100T	MDU 1750
Transmetteur	Précision de réglage de fréquence	3 MHz	3 MHz	3 MHz	3 MHz
	Puissance de sortie (Min.)	10 dBm	13 dBm	10 dBm	10 dBm
	Tension de fonctionnement	+5V ±	+5V ±	+5V ±	+5V ±
		0.25V	0.25V	0.25V	0.25V
	Courant de fonctionnement (CW)	60 mA (max)	60 mA (max)	60 mA (max)	60 mA (max)
45 mA (typ)		40 mA (typ)	40 mA (typ)	40 mA (typ)	
Emissions harmoniques	< -30 dBm	< -30 dBm	< -30 dBm	< -30 dBm	
Récepteur	Sensitivité (pour un rapport S/B de 10)	-86 dBm	-86 dBm	-86 dBm	-86 dBm
	Bruit	< 10 µV	< 10 µV	< 10 µV	< 10 µV
	Gain	8 dBi	8 dBi	8 dBi	8 dBi
Antenne	Bande -3dB				
	Plan vertical	72°	72°	72°	72°
	Plan horizontal	36°	36°	36°	36°

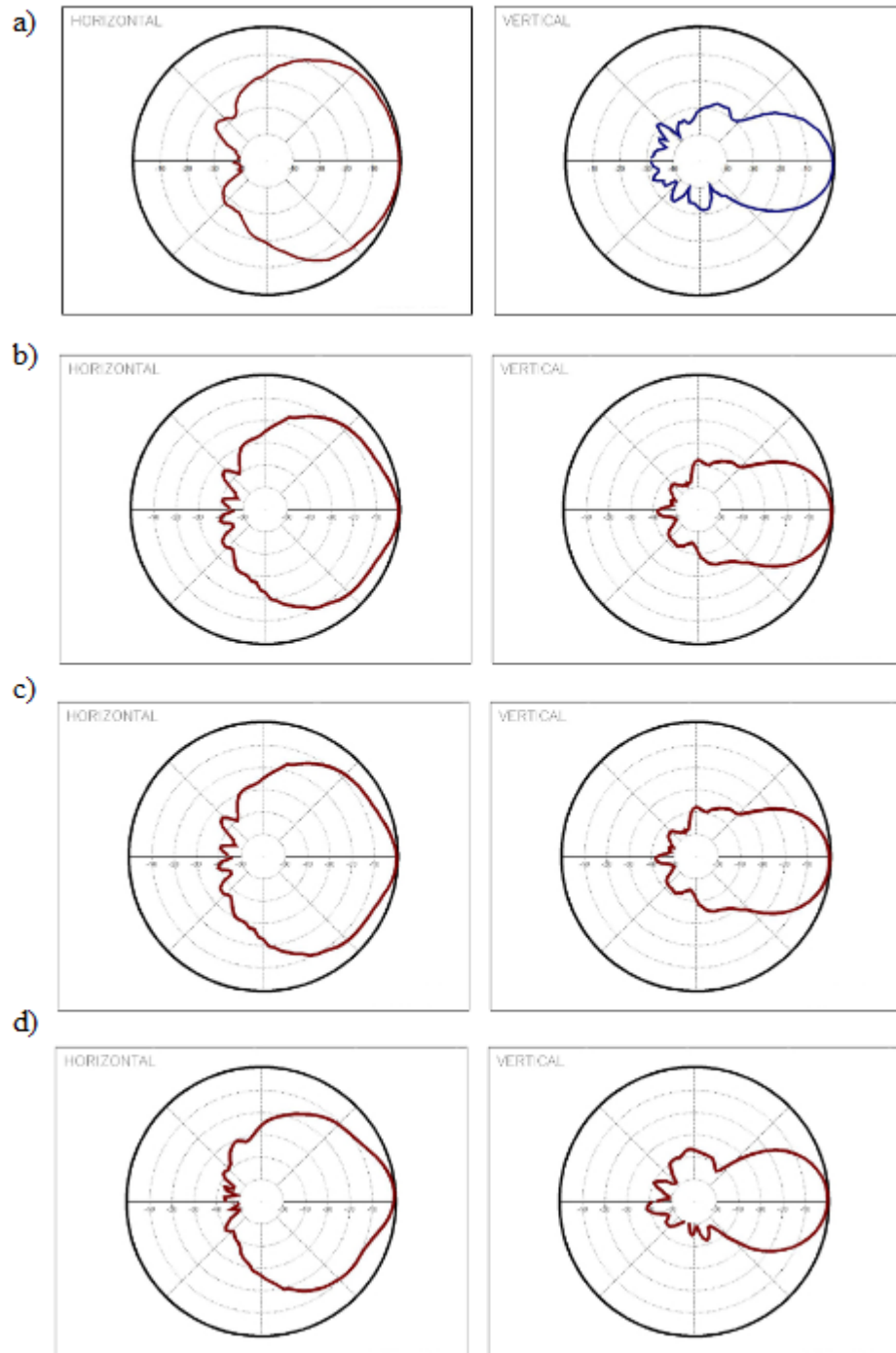


Figure 5. 5 Les diagrammes de rayonnement d'antennes des radars a) MDU 2750 (C920101), b) MDU 1100 (C900807), c) MDU 1100T (C900861) et d) MDU 1750 (C920802) [4].

Il convient de noter aussi que la zone (la portée) de détection dépend de la taille et de la réflectivité de la cible, ainsi que du rapport signal sur bruit (S/B).

5.2.1.3. Circuit électronique

En principe, un système radar transmet une onde électromagnétique à un objet, l'objet réfléchit l'onde vers le récepteur radar et le signal de retour contient des informations qui représentent certains types de caractéristiques de l'objet. Si l'objet ou certaines parties de celui-ci ont une sorte de rotation lente ou de vibration, chaque partie mobile entraînera une modulation du décalage de fréquence Doppler. Ce phénomène est appelé « effet micro-Doppler », et permettra l'extraction de quelques caractéristiques de l'objet observé. Lorsque le système radar illumine le corps humain, les différents signaux d'écho contiennent une fonction micro-Doppler causée par un mouvement irrégulier des membres et du torse. Ces caractéristiques Doppler reflètent les caractéristiques du mouvement de la marche humaine [5].

Dans un premier temps, un circuit électronique a été utilisé lors des acquisitions afin d'amplifier et filtrer analogiquement les sorties des systèmes radars Doppler. Un amplificateur ayant un gain de $3,6 \times 10^3$ a été utilisé pour transformer les signaux de l'ordre de millivolts (mV) en volts (V). En plus, un filtre passe-bande avec des fréquences de coupure de 5 Hz et 100 Hz a été utilisé pour éliminer le bruit basse et haute-fréquence respectivement. Les valeurs fréquentielles de ce filtre correspondent respectivement aux vitesses minimale et maximale de la marche, avec $v_{min} = 0,075 \text{ m/s}$ et $v_{max} = 1,5 \text{ m/s}$. Les données ont été acquises avec une fréquence d'échantillonnage de 2500 Hz. Le montage électronique est illustré dans la Figure 5. 6 ci-dessous.

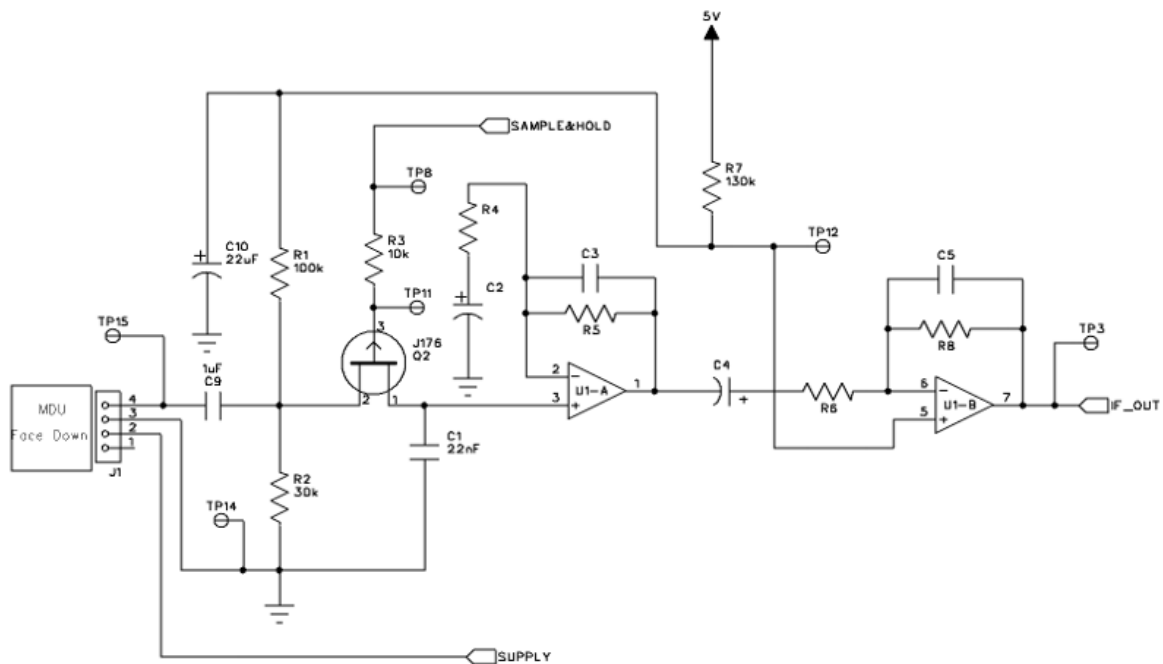


Figure 5. 6 Schéma du module électronique associé au capteur radar [4].

Ce montage se compose d'un amplificateur opérationnel (AOP) non inverseur et un autre AOP inverseur de gain G_1 et G_2 , respectivement. L'utilisation de ces AOP permet aussi la réalisation de deux filtres passe-bande de fréquences de coupure (F_{11}, F_{12}) et (F_{21}, F_{22}) chacun avec :

$$G_1 = \frac{R_{21}}{R_{11}} \text{ et } G_2 = \frac{R_{22}}{R_{12}} \quad (5.9)$$

$$F_{11} = \frac{1}{2\pi R_{11} C_{11}} \text{ et } F_{21} = \frac{1}{2\pi R_{21} C_{21}} \quad (5.10)$$

$$F_{12} = \frac{1}{2\pi R_{12} C_{12}} \text{ et } F_{22} = \frac{1}{2\pi R_{22} C_{22}} \quad (5.11)$$

Ce circuit électronique nous permet d'estimer la vitesse du torse ; selon les modèles des radars choisis, les valeurs fréquentielles du torse varient périodiquement entre 20 Hz et 110 Hz, représentant les phases d'accélération et de décélération pendant le cycle de marche humain [6, 7]. Ces valeurs varient en fonction de la vitesse cible. Toutefois, les oscillations des jambes génèrent un décalage de fréquence beaucoup plus élevé (jusqu'à environ 450 Hz) car le mouvement est plus rapide que ceux du torse. Ainsi, nous avons proposé un nouveau circuit électronique qui consiste en un filtre passe-bande avec des fréquences de coupure (F_{21}, F_{22}) de 5 Hz et (F_{11}, F_{12}) de 1100 Hz.

La Figure 5. 7 ci-dessous illustre un exemple d'un signal de sortie lors d'une évaluation du test TUG. L'amplitude du signal commence à diminuer lorsque la personne s'éloigne du système radar et augmente lorsqu'elle s'en approche.

Par ailleurs, un changement au niveau du gain des amplificateurs a un rôle important pour l'extraction des paramètres spatio-temporels de la marche. Un gain très élevé entraînerait la saturation du signal de sortie. Toutefois, cette action provoque une déformation du signal de sortie par rapport au signal d'entrée de l'amplificateur et engendre par la suite une distorsion fréquentielle indésirable. De même, un petit gain limite la détection du signal d'une cible lointaine, le fait qui limitera la portée du système radar. Le traitement des signaux radars, présenté dans la *section 6.3.6* du chapitre suivant, démontre une compréhension plus approfondie de ce problème.

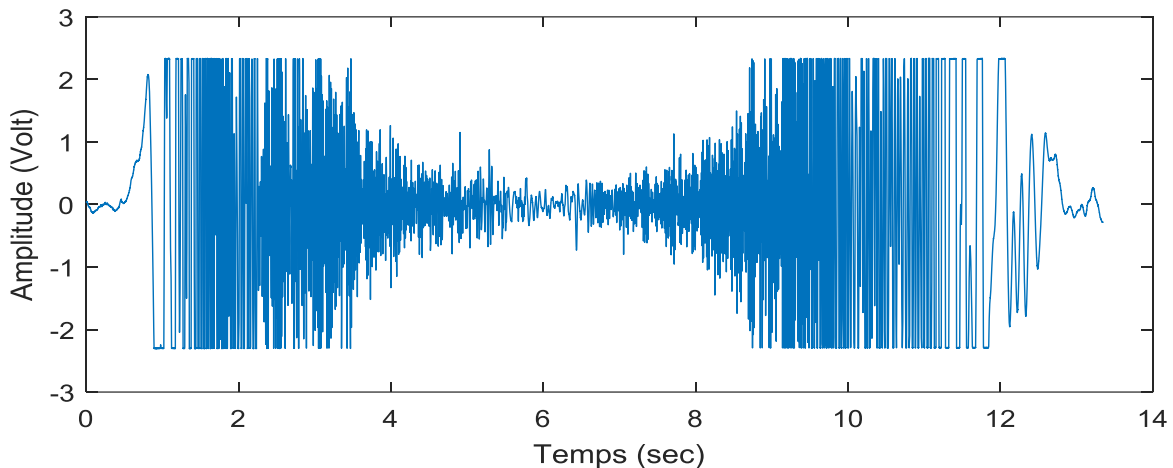


Figure 5. 7 Exemple d'un signal radar lors d'une réalisation du test TUG.

De là, nous avons proposé l'utilisation des amplificateurs de différents gains modérés afin d'éviter la saturation du signal de sortie lorsqu'une personne est proche du système radar et pour détecter sa vitesse de marche lorsqu'elle s'en éloigne. Nous avons connecté ainsi les systèmes radars à de multiples modules électroniques de différents gains et abouti à la concaténation des segments du signal de sortie radar connecté à quatre modules électroniques ayant un gain total ($G_1 \times G_2$) de 100, 300, 1600 et 3600, respectivement. Par suite, les résistances (R_{11}, R_{12}, R_{21} et R_{22}) et les condensateurs (C_{11}, C_{12}, C_{21} et C_{22}) des AOP ont été réglés pour chaque circuit de sorte que les fréquences de coupure aient les valeurs précédentes (i.e. $F_{11} = F_{12} = 1100 \text{ Hz}$ et $F_{21} = F_{22} = 5 \text{ Hz}$). De plus, nous avons proposé une approche de concaténation automatique codée sur Matlab® et illustrée dans la Figure 5. 8. Son principe est de sauvegarder les segments (ou parties) non-saturés des signaux des circuits de différents gains. Le traitement commence par l'analyse du signal de sortie du circuit ayant le gain le plus élevé. Le but est de détecter les parties saturées dans ce signal et les remplacer par les parties obtenues au même instant du signal du circuit ayant un gain inférieur. Ensuite, une itération de ces étapes a été réalisée jusqu'à l'obtention d'un signal non-saturé.

L'approche proposée est provisoire. Il sera cependant nécessaire, dans l'avenir, d'adapter le circuit électronique avec un montage d'amplificateur à contrôle automatique du gain (CAG), dont le but est de maintenir une amplitude appropriée à la sortie du signal pour un dispositif final, en dépit de la variation de l'amplitude du signal à l'entrée [8].

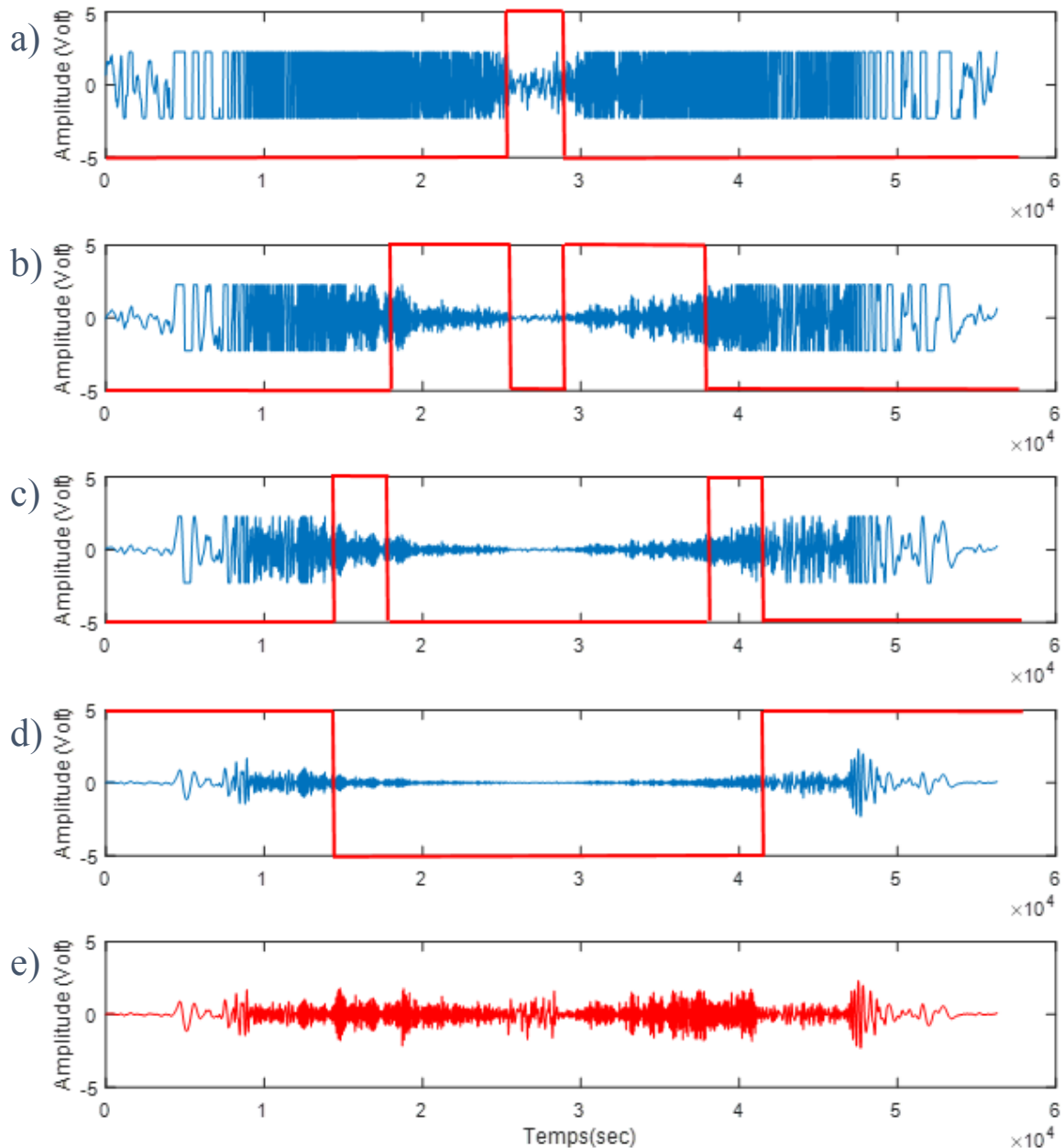


Figure 5. 8 L'approche de concaténation proposée avec les signaux de sortie des circuits électroniques ayant un gain de : a) 3600, b) 1600, c) 300 et d) 100 en bleu, et e) le signal concaténé automatiquement en rouge.

5.2.2. Système optoélectronique Vicon

5.2.2.1. *Présentation du système*

De nombreux systèmes optoélectroniques sont utilisés pour l'analyse tridimensionnelle du mouvement. Ces systèmes consistent en une capture directe et non-invasive du mouvement d'un objet en déplacement. Ils nécessitent l'utilisation d'au moins deux caméras infrarouges pour calculer les coordonnées cartésiennes d'un marqueur placé sur le corps à partir de la reconstruction stéréoscopique. Deux types de marqueurs peuvent être utilisés : les marqueurs

actifs et les marqueurs passifs. Les marqueurs actifs sont des diodes électroluminescentes (Light Emitting Diode) reliées à une source d'alimentation, fait qui peut gêner l'exécution des mouvements naturels. D'autre part, les marqueurs passifs sont des petites sphères retro-réfléchissantes recouvertes de scotch light ce qui leur permet de réfléchir la lumière émise par les caméras. La lumière réfléchiée par les marqueurs est ensuite captée par les caméras. Ainsi, la position des marqueurs dans l'espace 3D sera obtenue à partir des images 2D de chaque caméra et grâce à un algorithme de reconstruction des données « Direct Linear Transformation » [9].

Dans cette étude, nous utilisons le système optoélectroniques Vicon à marqueurs passifs (VICON System, Oxford Metrics Inc.) comme une référence standard afin de tester la validité du système radar Doppler comme outil dans notre étude. Ce système est composé de trois éléments principaux : (1) huit caméras (Bonita 10) qui enregistrent le déplacement des marqueurs réfléchissants à une fréquence de 250 Hz, (2) une unité d'acquisition (MX-Giganet) et une unité de synchronisation (ADC Patch Panel) qui combinent les cartes de traitement des images pour extraire les coordonnées bidimensionnelles des marqueurs et gèrent la synchronisation du système avec différents dispositifs tiers, et (3) un logiciel informatique (Worksation Software – Vicon Nexus) qui gère l'acquisition des données, le calibrage des caméras, la visualisation et l'enregistrement des résultats.

5.2.2.2. *Phases de calibrage*

La mise en place des huit caméras Vicon était bien définie et optimisée dans la salle d'expérimentation située dans la plateforme LivingLab à l'UTT. Cependant, une procédure de calibrage est nécessaire avant le début de chaque groupe d'expérimentation afin de définir un repère commun et d'augmenter la précision des positions de marqueurs avec le minimum d'occultations. Cette procédure est réalisée en deux phases successives : une phase statique et une autre dynamique.

- **Calibrage statique** : cette opération consiste à placer un objet de calibrage en position fixe au centre du champ de travail. Cet objet est muni des marqueurs et possède des dimensions connues par le système. Ainsi, l'acquisition d'une image de cet objet permet d'obtenir une première estimation de la géométrie complète des caméras et de définir les axes du repère global (x, y et z).
- **Calibrage dynamique** : cette opération consiste à déplacer une tige de calibrage munie des marqueurs dont les dimensions sont bien connues dans tout l'espace de

travail (voir Figure 5. 9). Ainsi, le modèle des caméras sera ajusté et une précision des calculs de reconstruction en 3D serait obtenue lors de l'enregistrement des données.



Figure 5. 9 Tige de calibration (Active Wand) [10].

Le logiciel informatique du système Vicon fournit des indices qui nous permettent de juger la qualité du calibrage effectué. Il serait donc nécessaire de reprendre les phases de calibrage dans le cas où les indices ne sont pas satisfaisants. Une fois le calibrage accepté, il faut veiller à ne plus bouger les caméras jusqu'à la fin de la phase d'acquisition. Un minime déplacement d'une des caméras entraîne une modification de la géométrie, provoquant ainsi une source d'erreur dans la reconstruction 3D des marqueurs. Par conséquent, nous avons accompli la procédure de calibrage le jour de chaque expérimentation afin d'assurer une précision des résultats obtenus.

5.2.2.3. Choix et positionnement des marqueurs

Dans un premier temps, le choix des marqueurs doit permettre d'avoir une bonne visibilité sur l'image caméra. Pour cela, la taille des marqueurs doit être adaptée au volume calibré. Ensuite, leur placement doit être optimisé sur des points anatomiques faciles à identifier afin d'assurer une homogénéité de mesures entre les participants.

Au total, 15 marqueurs anatomiques de 9 mm de diamètres ont été répartis sur la tête, les épaules, les coudes, le poignet, le bassin, les genoux, les orteils et les talons de chaque participant, comme le montre la Figure 5. 10.

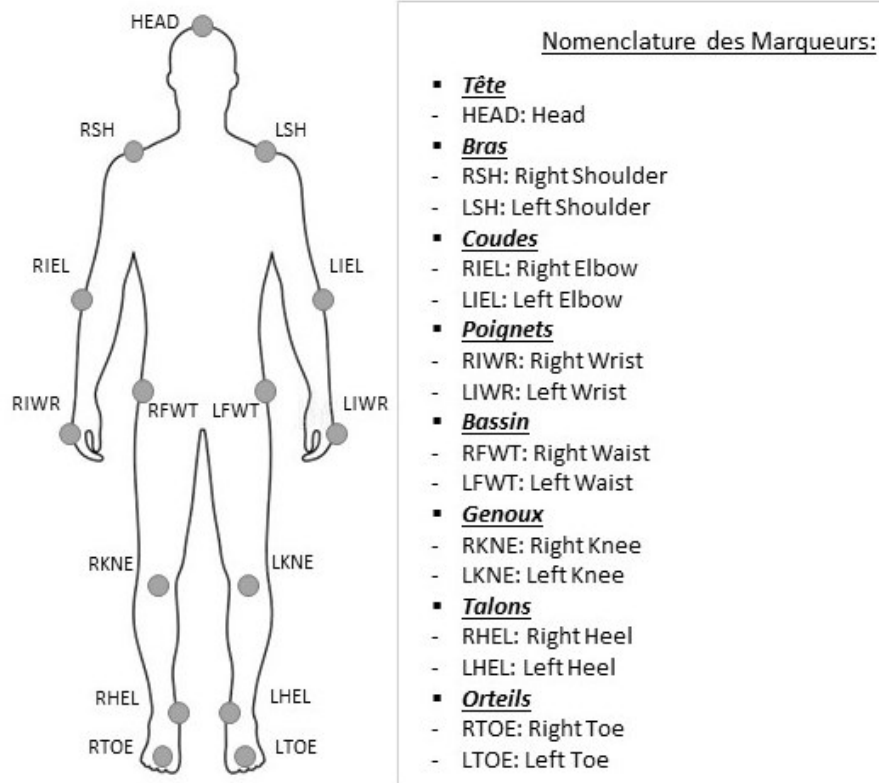


Figure 5. 10 Positionnement et nomenclature des marqueurs réfléchissants.

5.2.3. Barrières Infrarouges

Une barrière infrarouge est constituée d'un émetteur permettant d'obtenir un ou plusieurs faisceaux infrarouges et d'un récepteur permettant de détecter la présence ou non de ces faisceaux. Lorsqu'un faisceau est interrompu, l'émetteur envoie un signal à un système (ex. motorisation de portail, système d'alarme, carillon, éclairage automatique, etc.).

Ces barrages photoélectriques sont des systèmes fiables souvent utilisés dans des installations d'alarme disposant de tensions d'alimentation de 12 à 240 Vc.c. ou de 24 à 240 Vc.a., d'une meilleure portée de détection. Ils utilisent la lumière infrarouge dans ce contexte, car elle est invisible à l'œil humain. De plus, il est naturellement préférable que le système soit insensible à la lumière visible. Dans le cadre de ce travail, nous utilisons deux barrières infrarouges de la famille E3JM présentées sur la Figure 5. 11 comme une référence standard pour la détection du début et de la fin de chaque tâche du test TUG.

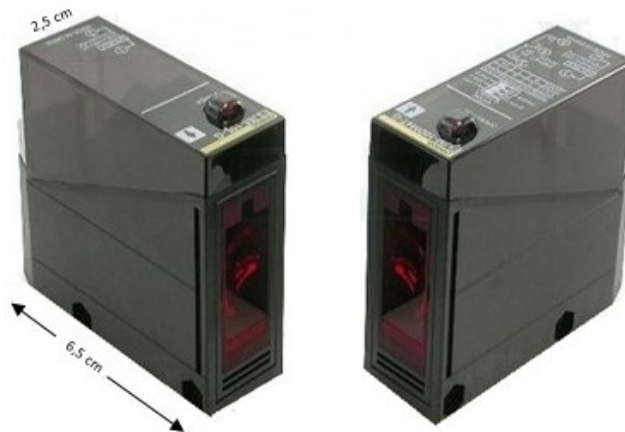


Figure 5. 11 Un émetteur et un récepteur d'une barrière infrarouge E3JM.

5.3. Positionnement des outils de mesures

Le protocole expérimental a été réalisé dans la salle d'expérimentation dans la plateforme LivingLab à l'UTT. Les propriétés de cette salle garantissent la qualité des signaux enregistrés ainsi que le confort des participants : une grande salle à température ambiante et de couleur neutre, peu sensible aux perturbations sonores et aux variations de température et de luminosité externes, et qui ne représente aucune source de bruit hormis l'installation électrique nécessaire pour le bon déroulement du protocole.

Le système radar Doppler a été placé au dossier d'une chaise et orienté dans la direction de la marche d'un sujet. Ensuite, la mise en place des huit caméras Vicon a été bien définie et optimisée d'une façon que les marqueurs utilisés soient visibles par aux moins deux caméras dans la scène de manipulation. Enfin, deux barrières infrarouges ont été installées ; une à côté de la chaise afin de détecter le début d'une phase d'aller (ou la fin de la phase de lever) et la fin d'une phase de retour (ou le début d'une phase de s'asseoir) et une à 3 mètres de distance afin de détecter le début et la fin d'une phase de virage (i.e. un demi-tour) (ou la fin d'une phase d'aller et le début d'une phase de retour). Les détecteurs (le transmetteur et le récepteur) de chacune des barrières ont été positionnés face à face et orientés de sorte que les faisceaux soient alignés pour une meilleure puissance des signaux.

L'installation expérimentale est illustrée dans la Figure 5. 12 ci-dessous.

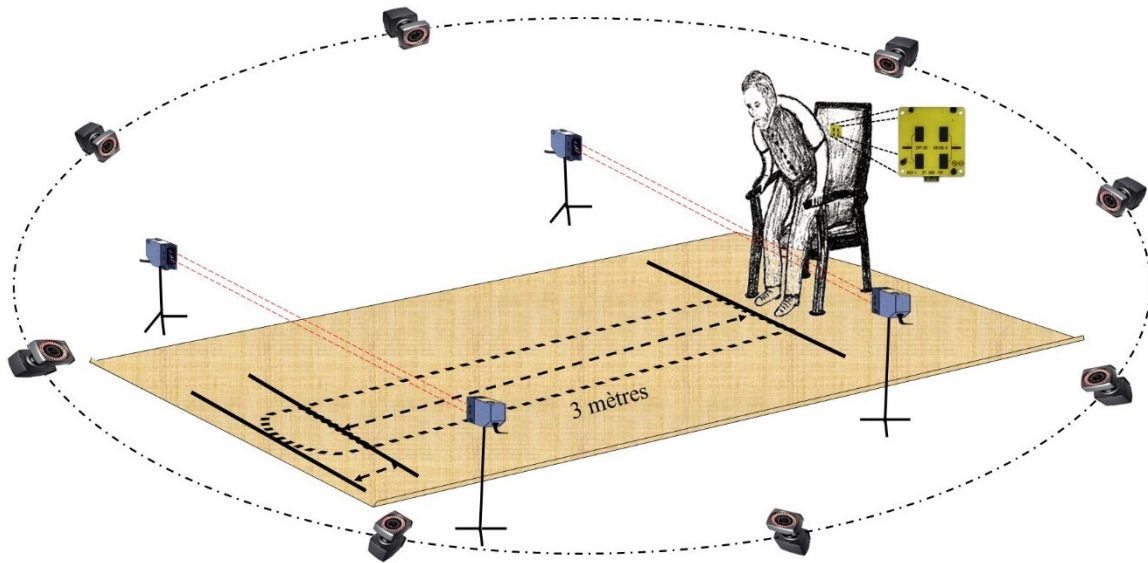


Figure 5. 12 Installation Expérimentale.

5.4. Synchronisation des acquisitions

La synchronisation des acquisitions est une étape indispensable afin d'aligner le temps de départ des mesures effectuées simultanément par les différents systèmes d'acquisitions. Pour cela, nous avons utilisé un système convertisseur analogique numérique « ADC Patch Panel » qui relie les signaux de sortie de chaque dispositif avec l'unité d'acquisition du système Vicon « MX-Giganet », comme le montre la Figure 5. 13 [11].

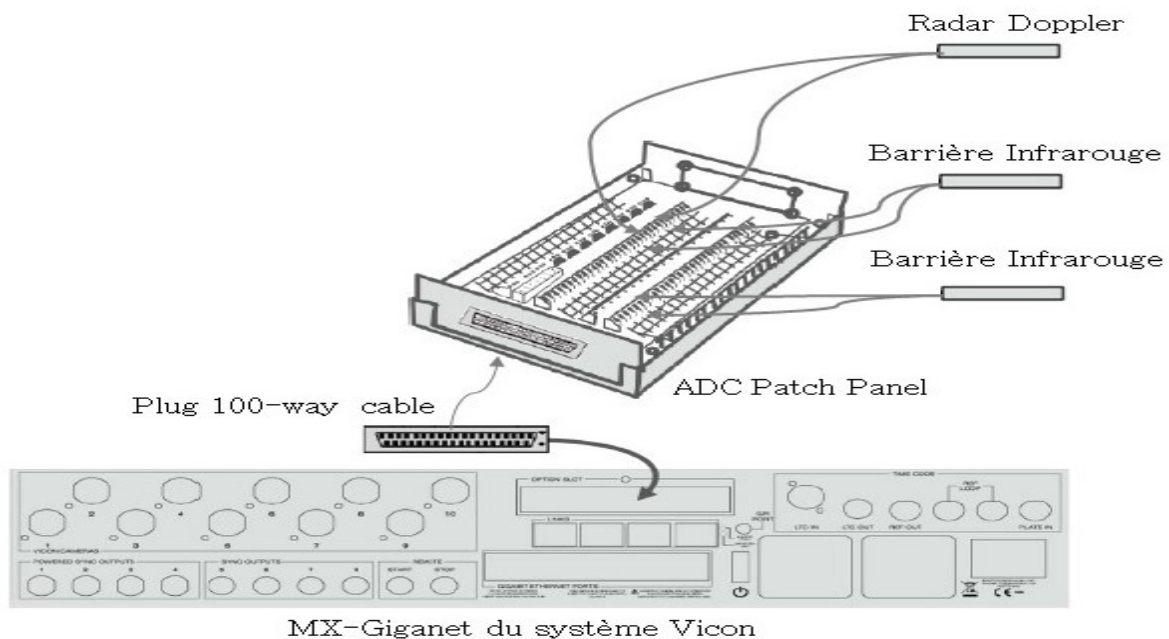


Figure 5. 13 La connexion des systèmes pour une synchronisation d'acquisition des données [11].

Ce système contrôle le moment où l'acquisition des données commence sur tous les outils de mesures mentionnés ci-dessus. Toutes les entrées analogiques sont contrôlées par la suite à travers le logiciel informatique « Worksation Software – Vicon Nexus ».

5.5. Description et mise en œuvre du protocole

La mise en place d'un protocole expérimental est destinée à l'acquisitions des données d'un système radar Doppler dans le but d'étudier son efficacité à reproduire les mesures du test TUG tels qu'elles sont obtenues lors d'une consultation gériatrique. Cette approche de validation sera démontrée dans le chapitre suivant en comparant les résultats obtenus par le système proposé avec ceux obtenus par les systèmes de références (i.e. le système Vicon et les barrières infrarouges).

5.5.1. Population concernée et critères d'inclusion

Vingt-six étudiants et personnels (14 femmes et 12 hommes) de l'UTT se sont portés volontaires pour participer à cette étude. Aucun critère de sélection sur les participants n'a été défini du fait que le seul objectif était de comparer les résultats obtenus par le système radar Doppler et ceux obtenus par les systèmes de références, quelle que soit la performance et l'âge du sujet. Avant toute mesure, chaque participant a reçu une description détaillée des objectifs et du protocole de l'expérimentation et a ensuite lu et signé le formulaire de consentement (voir *Annexe IV*).

5.5.2. Déroulement d'une expérience

Après avoir calibré les caméras et équipé le sujet de l'ensemble des marqueurs, les consignes du protocole expérimental ont été données oralement et un essai a été réalisé afin de s'assurer de la bonne compréhension du test.

La première phase consistait à effectuer un enregistrement de quinze secondes du sujet debout immobile, les bras tendus sur le côté et les paumes tournées vers le bas dans une position en forme de T afin que tous les marqueurs soient visibles par les caméras (enregistrement statique) (voir Figure 5. 14). Cette étape a pour objectif de calibrer un squelette d'étiquetage « Vicon labeling skeleton » pour chaque sujet et qui, à son tour, permettra une reconstruction et une labélisation des marqueurs dans un court laps de temps.

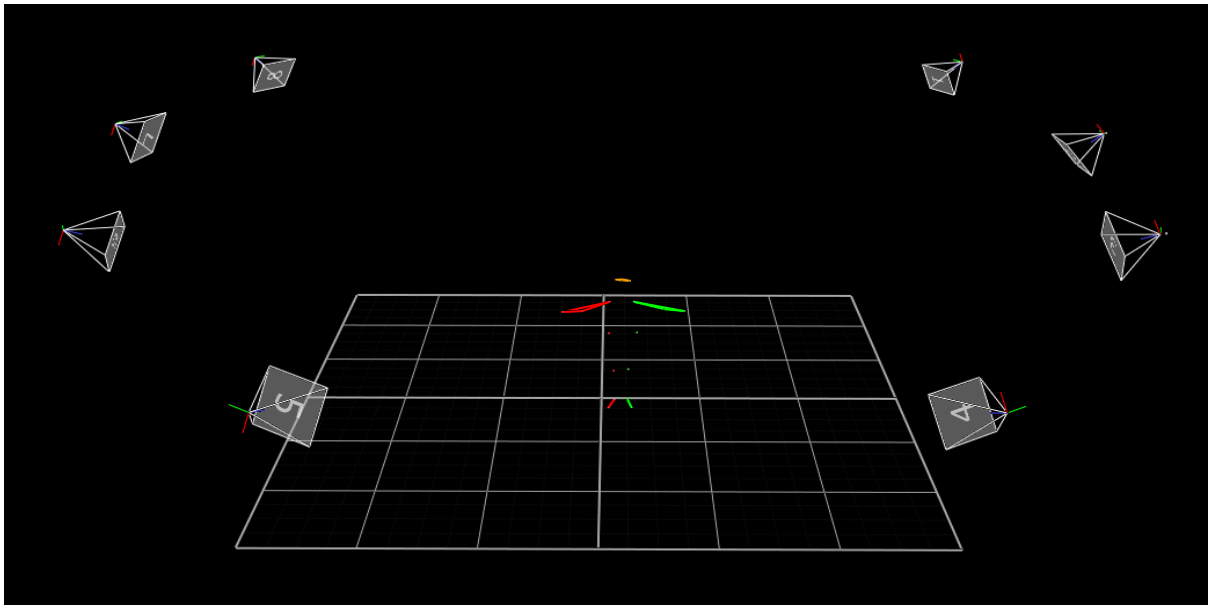


Figure 5. 14 Enregistrement statique d'un sujet debout en forme de T.

Dans la deuxième phase, il est demandé au sujet d'effectuer le test TUG neuf fois selon un rythme autodéterminé stable : trois essais à une vitesse de marche normale, trois essais à une vitesse de marche lente et enfin trois essais à une vitesse de marche rapide. L'acquisition a commencé avec l'annonce du rythme « Vitesse normale, lente ou rapide » et la commande « Go », et s'est arrêtée dès que le sujet termine le test TUG (enregistrement dynamique).

5.6. Hébergement, protection et intégrité des données

Les données personnelles (telles que l'âge, le poids, la taille, etc.) sont des données particulièrement sensibles. Leur hébergement et leur stockage doivent être réalisés ainsi dans des conditions de sécurité adaptées à leurs criticités afin de protéger les droits des participants. Dans le cadre de la mise en conformité au « Règlement Général sur la Protection des Données (RGPD) », notre approche a été fondée sur un certain nombre de principes et d'exigences en matière de confidentialité, de respect et de transparence, de stockage et d'intégrité des données :

Confidentialité : Les données ont été acquises dans le respect de la réglementation sur la vie privée et du RGPD. Conformément aux dispositions de l'article R. 5120 du Code de la Santé Publique, l'investigateur et toute personne appelée à collaborer aux essais sont tenus au secret professionnel.

Respect et transparence : L'anonymat des sujets a été assuré en remplaçant le nom de chaque participant par un code « CO » lié à un sujet control ainsi que le numéro du rang de

recrutement. Cette référence a été utilisée pour nommer les fichiers comportant les données à analyser.

Stockage : Au terme de l'étude, tous les documents en relation avec l'étude (y compris les formulaires de consentement) seront archivés par l'investigateur et le promoteur dans le dossier de l'étude.

Intégrité des données : au garantit que les données traitées et stockées vont rester fiables, cohérentes et exactes quelle que soient la durée de leur archivage et leur usage.

5.7. Conclusion

Cette recherche s'inscrit dans une approche gérontologique qui présente l'intérêt d'une évaluation en continu de la capacité à se mouvoir. L'objectif principal de ce travail est de fournir un système de vigilance à domicile basé sur le capteur radar Doppler. Le développement d'un tel système de supervision implique la participation des personnes âgées. Toutefois, avant de le faire, le système nécessite d'être validé techniquement. Cette étape incontournable peut être applicable sur des participants en bonne santé, quelque soit leur âge. De ce fait, un protocole expérimental a été établi dans le cadre de ce travail avec l'aide de participants volontaires. Ce chapitre a exposé les étapes détaillées pour réaliser le protocole et pour obtenir les données brutes. Les opérations de traitement, les procédures d'analyses et les résultats obtenus seront décrits dans les chapitres suivants.

Bibliographie

1. Wolff, D. *Grundlagen der Radartechnik*. Available from: <http://www.radartutorial.eu/>
2. Garcia, B.A., *Conception d'un radar d'aide à la conduite automobile utilisant un système discriminateur de fréquence type " six-port "*. 2002, Télécom ParisTech.
3. Skolnik, M.I., *Introduction to radar systems*. 2nd ed. 1981: McGraw-Hill, NY.
4. Microwave Solutions Ltd. Available from: <https://www.microwave-solutions.com/datasheets>.
5. Ram, S. and H. Ling, *Analysis of microDopplers from human gait using reassigned joint time-frequency transform*. *Electronics Letters*, 2007. 43(23).
6. Seifert, A.-K., A.M. Zoubir, and M.G. Amin. *Radar classification of human gait abnormality based on sum-of-harmonics analysis*. in *2018 IEEE Radar Conference (RadarConf18)*. 2018. IEEE.
7. Chen, V.C., *The micro-Doppler effect in radar*. 2019: Artech House.
8. Segallis, G.P., et al., *Automatic gain control system and related method*. 2002, Google Patents.
9. Abdel-Aziz, Y., H. Karara, and M. Hauck, *Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry*. *Photogrammetric Engineering & Remote Sensing*, 2015. 81(2): p. 103-107.
10. Available from: <https://www.vicon.com/hardware/devices/calibration/>.
11. Availbale from: www.sammed.fr/downloads/T-Series_GoFurther0212.pdf.

Chapitre 6

Traitement des données et validation des méthodes

Sommaire

6.1. Introduction	110
6.2. Prétraitement des données brutes	111
6.2.1. Débruitage des données radar	112
6.2.2. Reconstruction, labélisation et interpolation des données Vicon	116
6.2.3. Standardisation des données expérimentales	116
6.3. Traitement basé sur l'analyse « multi-résolution »	117
6.3.1. Différentes représentations spatiales et fréquentielles.....	117
6.3.2. Transformée en ondelettes (CWT, DWT)	122
6.3.3. Propriétés des ondelettes mères	123
6.3.4. Choix des ondelettes mères adéquates	125
6.3.5. Application et validation des méthodes sur le test TUG	128
6.4. Conclusion	137
6.5. Bibliographie	138

6.1. Introduction

Dans ce chapitre, nous présentons dans quelle mesure un système radar Doppler pourra réaliser une fonction servant à l'évaluation de la capacité à se mouvoir précisément lors d'une évaluation du test TUG en comparant ses résultats avec ceux obtenus par le système de référence Vicon. Un protocole expérimental a été mis en œuvre et décrit dans le chapitre précédent. Ensuite, la récupération des données brutes a été réalisée par le logiciel informatique « Workstation Software – Vicon Nexus ». Toutefois, un traitement des données, précédé par une phase de prétraitement, était nécessaire pour l'atteinte de nos objectifs et l'obtention des résultats interprétables pour la comparaison.

De nos jours, le prétraitement et le traitement de signal se retrouvent dans tous les domaines qui nécessitent l'analyse et la transformation de l'information numérique [1]. Ces phénomènes sont devenus une science incontournable ayant pour buts de traitement, d'identification, de compression, et de transmission, etc.

Il est évident que l'analyse d'un signal à partir de son graphe uniquement ne nous permet pas de reconnaître toutes les informations qu'il contient. D'où la nécessité de caractériser le signal sous une forme autre que sa représentation temporelle à travers un outil mathématique qui fasse apparaître une ou plusieurs de ses caractéristiques. Dans ce contexte, la transformation linéaire la plus célèbre et la plus anciennement étudiée est la transformation de Fourier. Néanmoins, il est apparu que cette transformée n'était pas toujours la plus satisfaisante. De ce fait, des mathématiciens, physiciens et ingénieurs ont progressivement mené la notion d'analyse temps-fréquence à la notion d'analyse temps-échelle.

L'ensemble de ces développements vise à analyser une fonction à travers des structures mathématiques qui varient en échelle. Cette notion est apparue premièrement dans une annexe de la thèse d'Alfred Haar en 1909 [2]. Ses recherches ont mené au développement d'un ensemble de fonctions de base rectangulaires nommées « Haar ». Cet outil découpe les données d'une fonction en composantes fréquentielles suivant une résolution adaptée à l'échelle. Ultérieurement, plusieurs contributions ont été apportées entre les années 1930 et 1980 par des précurseurs conscients comme le mathématicien Calderon (1964), les physiciens Paul Levy (1930), Aslaken et Klauder (1968), et les ingénieurs Esteban et Galand (1977), etc. Cependant, les avancements majeurs sont venus des travaux de Jean Morlet au début des années 1980 [3].

Jean Morlet fut le premier chercheur à utiliser le terme « Ondelette » pour décrire les structures mathématiques variant en échelle. L'analyse conjointe « espace-échelle » des

signaux apparaît comme l'outil privilégié pour l'extraction, la quantification et la mise en relation des informations. Par exemple, le physicien Dennis Gabor et beaucoup d'autres chercheurs ont posé l'idée d'une analyse de Fourier à fenêtres glissantes (i.e. une analyse qui aide à traiter un signal par partie sous une fenêtre fixe), d'où une localisation de l'information d'un signal serait acquise [4]. Par la suite, cette analyse a été utilisée par Morlet afin de traiter des données issues de sondages sismiques pour des recherches géologiques. Les résultats obtenus suite à son travail ont mis en évidence que l'utilisation d'une fenêtre fixe est une approche limitée. Il conserva l'idée de la translation d'une fonction analysante tout au long du signal traité mais en ajoutant le concept de sa dilatation et sa compression. De ce fait, *la transformée en ondelette (TO)* est apparue, et puis formalisée par le physicien Alex Grossmann en 1984.

Les conséquences des ondelettes étaient majeures sur les développements théoriques et appliqués du traitement du signal. De nombreuses avancées significatives ont été mises en place faisant appel aux notions de base orthogonale par Yves Meyer en 1985, d'analyse multi-résolution par Stephane Mallat en 1989, et d'ondelettes à support compact par Ingrid Daubechies en 1988 [5-7]. La révolution de *la transformée en ondelettes* est apparue dans plusieurs champs de recherche grâce à la diversité de ses potentialités. On note l'utilisation des ondelettes dans plusieurs domaines tels que l'extraction des caractéristiques, la compression des images, et le débruitage des signaux, etc.

Dans le cadre de ce travail, le débruitage par ondelettes a été appliqué sur les signaux du système radar Doppler pour l'obtention des signaux d'intérêt débruités. Ensuite, une analyse multi-résolution par la transformée en ondelettes continue a été pratiquée sur ces signaux afin d'obtenir le décalage des fréquences Doppler entre les signaux émis et les signaux d'échos (f_d), et pouvoir calculer par suite la vitesse de la marche (v_r) (cf. Chapitre 5, *équation 5.7*). Les phases de prétraitement et traitement du signal, les procédures d'analyses ainsi que les résultats obtenus sont présentés en détails dans les paragraphes suivants.

6.2. Prétraitement des données expérimentales

D'abord, une phase de prétraitement a été effectuée sur les données brutes des systèmes radar et Vicon et celles des barrières infrarouges. Cette étape a été indispensable pour l'obtention d'un signal radar débruité, la reconstruction et la labélisation des données du système Vicon, et la standardisation de toutes les données expérimentales.

6.2.1. Débruitage des données radar

La première information issue du système radar est une grandeur caractéristique du domaine temporel. Une transformation de cette information au domaine spectral est donc nécessaire pour obtenir le décalage de fréquence Doppler (f_d) et calculer par la suite la vitesse relative (v_r) d'une cible selon :

$$v_r = \frac{cf_d}{2f_0} \quad (6.1)$$

où f_0 représente la fréquence transmise par le radar et c représente la vitesse de sa propagation ($c = \text{célérité de la lumière} = 3 \times 10^8 \text{ m/s}$).

Mais auparavant, il convient de noter que le signal temporel est composé du signal réfléchi par les cibles rencontrées et du bruit. Ainsi, un processus de débruitage est important pour éliminer le bruit et obtenir une estimation « significative » du signal réfléchi. La complexité de cette tâche est liée à la stationnarité ou à la non stationnarité du signal et à la nature du bruit. Dans ce travail, le point fondamental est le caractère aléatoire du mouvement des cibles (i.e. leur comportement temporel est imprévisible) et non-stationnaire ou cyclo-stationnaire [8-12].

Dans un premier temps, un filtre passe-bande analogique avec des fréquences de coupure de 5 Hz et 1100 Hz a été appliqué pour filtrer les données inutiles à notre étude. La fréquence de coupure basse correspond à la vitesse minimale de la marche, alors que la fréquence de coupure haute couvre les vitesses maximales des oscillations des membres inférieurs et supérieurs lors de la marche (cf. chapitre 5, *section 5.2.1.3*). Le travail que nous présentons dans cette section concerne la phase de prétraitement par filtrage numérique. Cette étape a pour objectif d'éliminer le bruit externe (tels que le bruit de mesure, le bruit environnant, le bruit mécanique, etc.) contaminant le signal pendant l'acquisition et le transfert des données, dans le but de valider les méthodes proposées dans ce travail de thèse. Une étude de débruitage préliminaire a été menée, cependant, il sera nécessaire dans l'avenir d'aborder ce problème d'une façon plus approfondie vu la différence entre le bruit généré dans un environnement expérimental et celui généré dans un environnement réel des personnes âgées (tels que leur domicile, les EHPAD, etc.).

En effet, diverses méthodes de débruitage du signal ont été proposées dans la littérature et testées sur nos données, telles que les filtrages adaptatifs (ex. le filtre de Wiener [13] et le

filtre de Kalman [14]), le filtrage basé sur la décomposition modale empirique [15], le filtrage par soustraction spectrale [16], etc.

Néanmoins, nous n'avons pas abordé l'ensemble de ces méthodes dans ce manuscrit, étant donné que les résultats obtenus ne sont pas significatifs sur un petit nombre d'échantillons. La méthode retenue ici est celle du débruitage par ondelettes ayant des meilleurs résultats par rapport à celles citées ci-dessus [17, 18]. En effet, elle s'avère souvent plus efficace que les techniques classiques pour le traitement des signaux non-stationnaires [19-21].

Le débruitage par ondelettes repose sur un algorithme simple et performant, composé de trois étapes essentielles :

- (i) La décomposition par la transformée en ondelettes discrète « TOD » ou en anglais « DWT »
- (ii) Le seuillage des coefficients issus de la décomposition
- (iii) La reconstruction par la transformée en ondelettes inverse

La DWT représente un cas particulier de la transformée en ondelettes (TO) qui fournit une localisation spatio-temporelle du signal par analyse multi-résolution (comme nous le verrons dans la section 6.2.2 ci-après). La décomposition par la DWT consiste à calculer les coefficients d'ondelettes $\{c, d\}$ d'un signal $x(n)$ sur une base orthogonale d'ondelettes mères par l'application successive de filtres passe-bas (Lo) et passe-haut (Hi) suivie par un sous-échantillonnage d'un facteur de 2 ($\downarrow 2$) avec l'hypothèse que $c_0 = x(n)$. Le schéma général de cet algorithme est présenté avec $k \in \mathbb{Z}$ représente le niveau de décomposition et n représente la longueur du signal $x(n)$.

Figure 6. 1. Les coefficients $\{c\}$ et $\{d\}$ représentent les parties contenant les basses fréquences du signal appelées « les approximations cA » et les parties contenant les hautes fréquences du signal appelées « les détails cD », respectivement. Selon Mallat [22], les équations de décomposition à l'échelle j s'écrivent :

$$cA_k^j = \sum_n cA_k^{j-1} Lo[2k - n] \quad (6.2)$$

$$cD_k^j = \sum_n cD_k^{j-1} Hi[2k - n] \quad (6.3)$$

avec $k \in \mathbb{Z}$ représente le niveau de décomposition et n représente la longueur du signal $x(n)$.

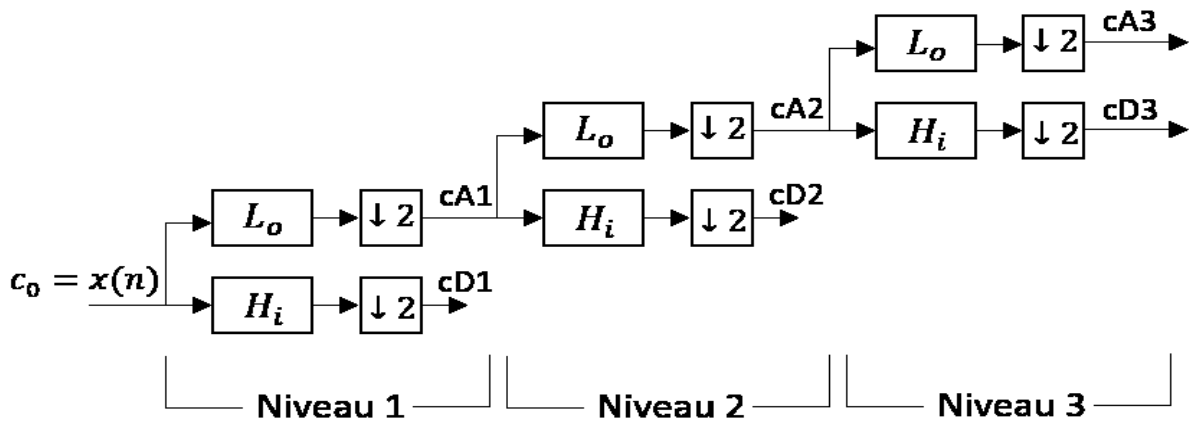


Figure 6. 1 Algorithme de décomposition par la transformée en ondelette discrète.

Une variété d'ondelettes mères, ayant chacune ses propres caractéristiques, existe. Le choix de l'ondelette mère est un problème critique dans la théorie de la transformée en ondelettes. Pour cette étape, nous avons choisi l'ondelette orthogonale « Daubechies 6 » par référence à nos résultats présentés dans la section 6.2.5. D'autre part, le choix du nombre de niveau d'échelles (i.e. le niveau de décomposition) le plus approprié dépend pour partie du contenu fréquentiel du signal, du fait que chaque niveau d'échelle présente un contenu fréquentiel différent.

Pour un signal radar qui représente la marche humaine, nous constatons que le niveau 2 de la décomposition (DWT) couvre la bande de fréquence visée (i.e. représentant la vitesse moyenne de la marche ainsi que les oscillations des membres inférieurs et supérieurs).

Ensuite, un seuillage a été appliqué sur les coefficients $\{d\}$ de la transformée uniquement afin d'éliminer les détails les plus faibles qui sont souvent considérés comme étant le bruit, et de conserver les hautes fréquences considérées les plus importantes et utiles dans notre étude. Le seuillage standard peut être dur (hard) ou doux (soft) :

- Le seuillage dur met à zéro les coefficients inférieurs à un seuil T et ne conserve que les coefficients supérieurs ou égal à T

$$d_{dur} = \begin{cases} 0, & |d| < T \\ d, & |d| \geq T \end{cases} \quad (6.4)$$

- Le seuillage doux met à zéro les coefficients inférieurs à un seuil T , et atténue l'amplitude des coefficients supérieurs à T par une valeur de T afin d'enlever l'effet du bruit pour les coefficients forts

$$d_{doux} = \begin{cases} d - T, & d \geq T \\ 0, & |d| < T \\ d + T, & d \leq -T \end{cases} \quad (6.5)$$

Dans ce processus, il est important de trouver le bon niveau de seuil. Afin de minimiser l'erreur, Donoho et Johnstone [23] ont proposé un paramètre optimal pour un seuillage doux universel défini par :

$$T_{universel} = \sigma \sqrt{2N \log(N)} \quad (6.6)$$

avec N le nombre de données du signal, σ une estimation du niveau de bruit basée sur l'écart moyen absolu des coefficients d'ondelettes du niveau d'échelle la plus fine $L - 1$

$$\sigma = \frac{\text{median}(|d_{L-1}|)}{0,6745} \quad (6.7)$$

et le facteur 0,6745 a été choisi après une calibration avec une distribution gaussienne.

Ensuite, nous avons appliqué la transformée en ondelettes inverse pour reconstruire le signal filtré. Cette étape se fait à partir du dernier coefficient d'approximation et de tous les coefficients de détails filtrés en inversant l'étape de décomposition par insertion de zéros (\uparrow) et de convolution des résultats avec les filtres passe-bas (Lo_R) et passe-haut (Hi_R) de reconstruction. Le schéma général de cet algorithme est présenté en Figure 6.2.

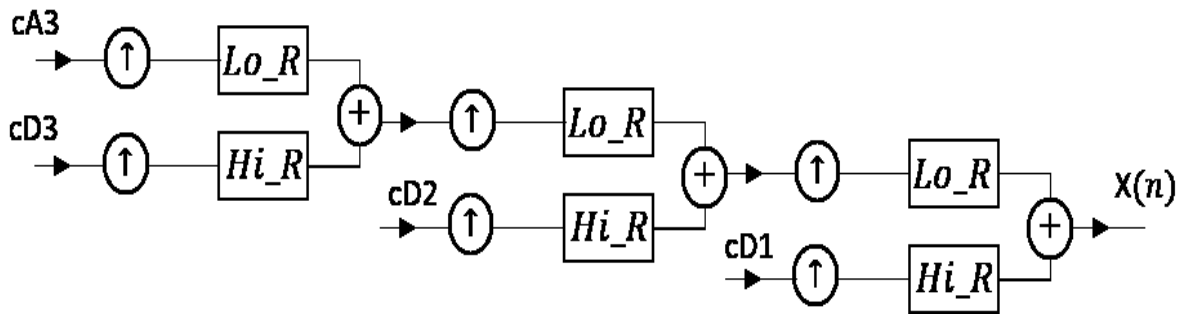


Figure 6. 2 Algorithme de reconstruction par la transformée en ondelette discrète.

L'équation de reconstruction s'écrit :

$$cA_n^{j-1} = \sum_k cA_k^j Lo_R[n-2k] + \sum_k cD_k^j Hi_R[n-2k] \quad (6.8)$$

Avec Lo_R le filtre conjugué en quadrature de Lo , et Hi_R le filtre conjugué en quadrature de Hi :

$$Lo_R[k] = Lo[-k] \quad (6.9)$$

$$Hi_R[k] = Hi[-k] \quad (6.10)$$

En dernier lieu, la transformée en continue (CWT) de l'ondelette « Daubechies 6 » qui sera détaillée dans les *sections 6.3.5* et *6.3.6* de ce chapitre a été appliquée sur les signaux filtrés par DWT et les signaux non-filtrés de certains essais afin de comparer les résultats de la vitesse de marche obtenus après traitement avec ceux obtenus par le système de référence Vicon.

Les résultats de comparaison entre les vitesses moyennes de la marche ont révélé un coefficient de corrélation égal à 0,81 pour les signaux non-filtrés avec une légère amélioration non-significative ($r = 0,83$) pour les signaux filtrés par DWT. Ces résultats ont démontré un changement minime seulement après débruitage par ondelettes. Cependant, d'après les scalogrammes obtenus, nous remarquons que le filtrage des hautes fréquences a empêché la détection des oscillations des jambes.

De ce fait, l'avantage de la méthode de débruitage par ondelettes est sa simplicité d'application et son efficacité à éliminer le bruit du signal radar en conservant les basses fréquences. Cela nous a paru évident pour une estimation plus précise de la vitesse moyenne de la marche (décalage de fréquence variant entre 5 Hz et 100 Hz). Néanmoins, les résultats ont révélé que ce n'est pas le cas pour l'estimation des paramètres reliés aux oscillations des jambes tels que la longueur du pas, la longueur d'enjambée, etc... vu que la fréquence produite par les jambes passe jusqu'à environ 450 Hz.

Nous proposons donc une méthode de prétraitement divisée en deux processus : un processus de filtrage pour l'évaluation de la vitesse de la marche, basé sur la décomposition en ondelettes, et un processus de filtrage pour l'évaluation et la classification des paramètres extraits des oscillations des membres inférieurs et supérieurs, basé sur des filtres adaptatifs (ex. médian, Kalman, Weiner, etc...). Cependant, la validation de cette méthode sur des données acquises dans un environnement usuel reste un défi pour l'avenir.

6.2.2. Reconstruction, labélisation et interpolation des données Vicon

Après avoir calibré un squelette d'étiquetage pour chaque sujet et capturé les mouvements requis lors des expérimentations, une phase de reconstruction et une phase de labélisation des données brutes des caméras Vicon ont été fondamentales pour l'obtention des positions spatiales de chaque marqueur, en coordonnées x, y et z. Cette étape a été réalisée en exécutant les opérations en 'pipeline' équivalentes du logiciel Workstation.

Néanmoins, il y a des instants où les caméras de ce système ne peuvent pas détecter certains marqueurs. Cette situation se produit lorsque le passage d'un membre masque momentanément un ou plusieurs marqueurs du champ de vision des caméras (occlusions de marqueurs) et introduit par la suite une perte d'informations pendant l'enregistrement des données. Plusieurs méthodes d'interpolation existent pour renseigner les données manquantes entre les points mesurés, y compris la méthode la plus courante de splines cubiques. Par conséquent, cette méthode a été appliquée dans nos travaux avec le logiciel Matlab[®] (Mathworks inc., Natick, MA, Etats-Unis) afin d'estimer les valeurs de position des marqueurs manquants et de calculer par la suite la vitesse de marche en divisant la distance parcourue sur le temps.

6.2.3. Standardisation des données expérimentales

Le terme de standardisation désigne la conversion des données expérimentales vers un format standard commun et normalisé. Les données des systèmes radar et Vicon et celles des barrières infrarouges ont été recueillies en format « Comma-Separated values (csv) » et transformées par la suite en format « Matlab (mat) » afin d'être exploitées et étudiées uniformément sur le logiciel Matlab[®].

6.3. Traitement basé sur l'analyse « multi-résolutions »

6.3.1. Différentes représentations spatiales et fréquentielles

Les informations essentielles d'un signal résident souvent dans l'évolution de ses caractéristiques statistiques, fréquentielles, temporelles et spatiales. Dans un premier temps, la transformée de Fourier propose une approche globale pour l'analyse d'un signal dans laquelle des intégrations sont faites sur tous les points acquis. L'enjeu majeur de cette analyse est sa capacité de représenter un phénomène temporel dans le domaine fréquentiel. Néanmoins, toute notion temporelle disparaît dans cet espace d'analyse. De plus, il convient de noter que la plupart des signaux réels ne sont pas stationnaires. Alors, une autre transformation qui nous révèle le contenu fréquentiel d'un signal tout en préservant la localisation temporelle est nécessaire afin d'obtenir une représentation temps/fréquence.

Dans la présente section, nous verrons pourquoi la transformée en ondelettes s'avère plus avantageuse que les méthodes traditionnelles pour le traitement du signal radar.

- **Transformée de Fourier et série de Fourier**

D'après la décomposition en série de Fourier, une fonction (ou un signal) $x(t)$ de période T peut être exprimée comme une somme d'une série trigonométrique :

$$\sum (a_n \cos(n\omega t) + b_n \sin(n\omega t)) \text{ avec } \omega = \frac{2\pi}{T} \quad (6.11)$$

En pratique, $x(t)$ représente une fonction périodique, telle que

$$\forall t, x(t + T) = x(t) \quad (6.12)$$

et a_n et $b_n \forall n \in \mathbb{N}$ représentent les coefficients de Fourier qui donnent le poids de chacune des sinusoïdes dans $x(t)$ et valent:

$$a_n = \frac{2}{T} \int_0^T x(t) \cos(n\omega t) dt \quad (6.13)$$

$$b_n = \frac{2}{T} \int_0^T x(t) \sin(n\omega t) dt \quad (6.14)$$

Ces amplitudes forment ainsi une fonction de la fréquence appelée la transformée de Fourier du signal :

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) e^{-j\omega t} dt \quad (6.15)$$

En dépit de son énorme succès, cette transformée présente quelques limites [22, 24]. Le spectre $F(\omega)$ fait disparaître la localisation temporelle d'un signal. En d'autres termes, une composante fréquentielle qui est présente en un instant t_1 ou en un instant t_2 aura le même effet sur l'intégration. Ainsi, il est évident que cette analyse ne convient pas aux signaux non-stationnaires. Cette considération amène à trouver des méthodes d'analyse basées sur la représentation temps/fréquence.

La première solution proposée est de limiter le domaine d'intégration temporel par une fonction bornée dans le temps appelée « fenêtre » et à la faire glisser pour explorer le signal. On obtient alors la transformée de Fourier à fenêtre glissante introduite par le physicien Denis Gabor en 1940.

- **Transformation de Fourier à fenêtre glissante**

Soit $g(s)$ une fonction « fenêtre » à support compact de longueur donnée. La transformée de Fourier à fenêtre glissante consiste premièrement à multiplier le signal $x(s)$ par la fonction fenêtre centrée en $t = 0$, et puis à calculer les coefficients de Fourier du produit $x(s)g(s)$. Les coefficients donnent ainsi une indication sur le contenu fréquentiel du signal au voisinage de $t = 0$. Cette étape est ensuite répétée avec une version translatée de $g(s)$ (i.e. $g(s)$ est remplacé par $g(s - t)$, où t est un paramètre de translation spatiale).

$$f(t, \omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(s)g(s - t)e^{-j\omega s} ds \quad (6.16)$$

Plusieurs fonctions fenêtres ont été développées, mais les plus connues sont les fenêtres de Hanning, de Hamming et de Gauss :

$$g(s) = \pi^{-\frac{1}{4}}e^{-\frac{s^2}{2}} \quad (6.17)$$

Cette transformation est connue par la **Transformation de Gabor** avec « Gaborette » représentant le nom de la fonction fenêtre :

$$f(t, \omega) = \pi^{-\frac{1}{4}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(s)e^{-\frac{(s-t)^2}{2}} e^{-j\omega s} ds \quad (6.18)$$

La transformée de Fourier à fenêtre glissante et la transformation de Gabor sont une succession de la transformation de Fourier. Elles font partie d'une analyse spatiale locale qui exprime le contenu énergétique des fréquences autour d'une position t . Pourtant, on constate que l'analyse par ces méthodes n'est pas idéale. L'inconvénient majeur provient de l'utilisation d'une fenêtre analysante ayant une longueur fixe, fait qui donne une résolution temps-fréquence uniforme et dépendante du choix de cette fenêtre et de sa taille. Alors que, si une résolution temporelle faible est automatiquement liée à la détection des basses fréquences, la détection des hautes fréquences doit être faite avec une résolution temporelle supérieure. Ainsi, les deux résolutions temporelle et fréquentielle doivent varier en sens inverse avec le meilleur compromis possible. Ce phénomène est obtenu par la transformée en ondelettes qui est basée sur le concept d'échelle.

- **Transformée en ondelettes**

La transformée en ondelettes (TO) a été introduite afin de couvrir une lacune entre deux modes de traitement du signal : (1) la représentation temporelle et (2) la représentation fréquentielle dans la base de Fourier. Chacune de ses représentations contiennent les informations de l'autre. Néanmoins, elle explicite un seul type d'information. En d'autres termes, la représentation temporelle indique l'intensité du signal à chaque instant, mais l'information fréquentielle est nulle. En revanche, la représentation fréquentielle donne une information précise en fréquence, mais aucune information temporelle n'est valable. Ainsi, la TO a pour objectif de faire apparaître simultanément des informations temporelles et fréquentielles avec une bonne résolution.

Au contraire de la transformation de Fourier à fenêtre glissante et de la transformée de Gabor qui utilisent une fenêtre d'analyse dont la longueur est fixe, le principe de la TO est basé sur l'utilisation d'une fenêtre analysante automatiquement ajustable, appelée « ondelette analysante », ayant des tailles courtes et longues en hautes et basses fréquences respectivement.

La Figure 6. 3 présente le pavage temps-fréquence pour l'analyse temporelle, l'analyse de Fourier, l'analyse de Fourier à fenêtre glissante et l'analyse par ondelettes.

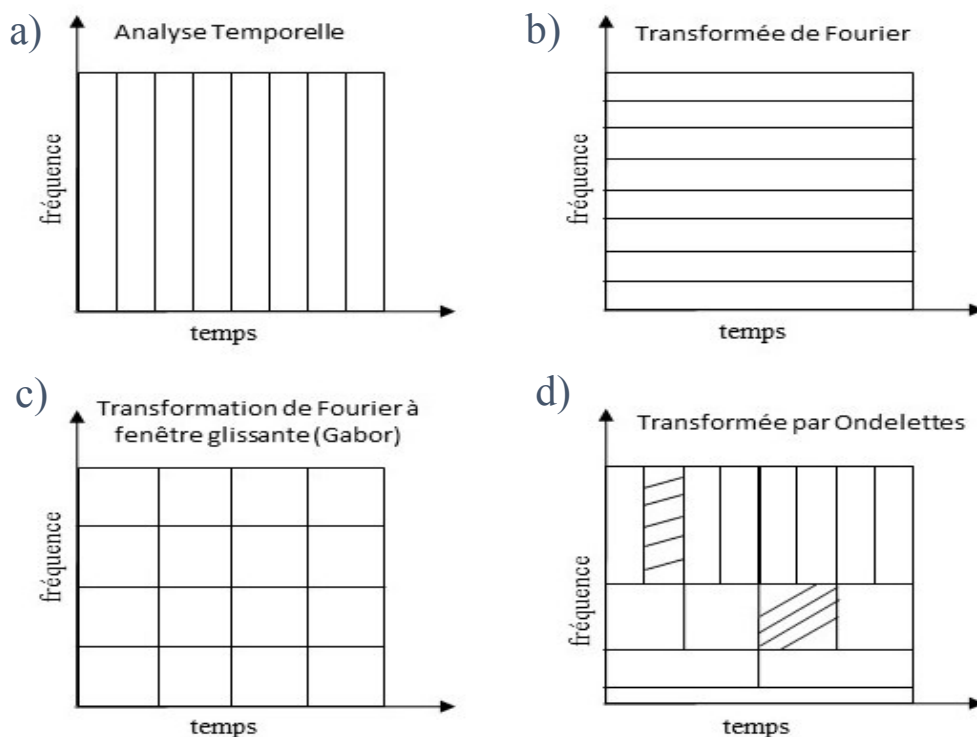


Figure 6. 3 (a) Analyse temporelle, (b) Analyse de Fourier, (c) Analyse de Fourier à fenêtre glissante et analyse de Gabor, (d) Analyse par ondelette [2].

Le principe de la TO est précisé dans l'équation suivante :

$$WT_x^\psi(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (6.19)$$

Où le paramètre « a » représente le facteur d'échelle et « b » représente le paramètre de translation. Le facteur « $1/\sqrt{a}$ » permet d'avoir des fonctions analysantes de même module. De plus, le facteur d'échelle « a » joue le rôle de l'inverse de fréquence (f) : plus « a » est petit moins l'ondelette analysante « $\psi_{a,b}(t)$ » est étendue temporellement, ainsi la fréquence centrale (f_c) de son spectre est élevée :

$$f = \frac{f_c}{a} \quad (6.20)$$

Les ondelettes analysantes « $\psi_{a,b}(t)$ » sont localisées en temps et en fréquence. Elles sont construites à partir d'une « ondelette mère ψ » selon l'équation suivante :

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (6.21)$$

Ainsi, la TO consiste à translater une ondelette mère « ψ » après l'avoir dilatée ($a > 1$) ou comprimée ($a < 1$). De ce fait, nous scannons l'ensemble de l'axe des temps et des fréquences avec la variation du paramètre « b » (translation temporelle) et la dilatation et compression du paramètre « a » respectivement. Cette variation nous donne une précision en temps-fréquence : une résolution temporelle est plus importante et une résolution fréquentielle est moins élevée dans l'analyse de hautes fréquences, alors qu'une résolution fréquentielle est plus importante et une résolution temporelle est moins élevée dans l'analyse de basses fréquences (voir Figure 6. 4).

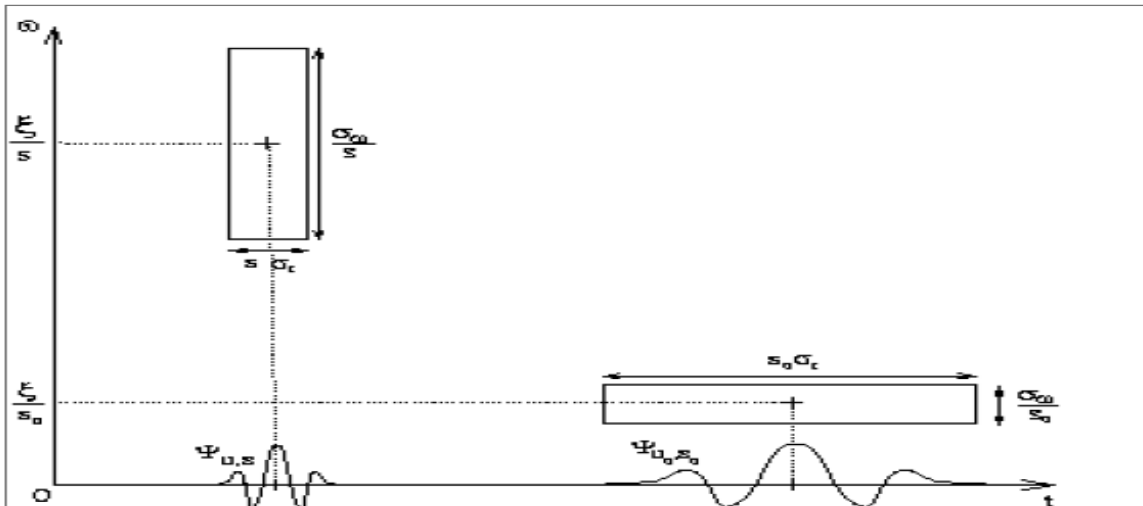


Figure 6. 4 Pavage temps-fréquence pour la transformée en ondelettes.

Le coefficient « $WT(\mathbf{a}, \mathbf{b})$ » est défini comme le produit scalaire du signal $\mathbf{x}(\mathbf{t})$ et de l'ondelette analysante « $\psi_{\mathbf{a},\mathbf{b}}(\mathbf{t})$ » et représente leur « *corrélation* ». Lorsque le signal oscille à la même fréquence que l'ondelette, leur produit scalaire devient maximal ; ainsi la valeur $WT(\mathbf{a}, \mathbf{b})$ est élevée. En revanche, s'ils oscillent avec différentes fréquences, $WT(\mathbf{a}, \mathbf{b})$ devient voisine de zéro. De ce fait, ce coefficient serait proportionnel à l'énergie du signal $\mathbf{x}(\mathbf{t})$ et mesurerait ses oscillations à l'échelle « \mathbf{a} » et aux alentours du point « \mathbf{b} ».

La capacité de l'ondelette-mère à s'adapter en fonction de l'échelle d'analyse a été décrite comme un microscope optique : une augmentation du microscope est acquise avec la compression des ondelettes analysantes, révélant ainsi les plus petits détails.

6.3.2. Transformée en ondelettes (CWT, DWT)

Les opérations de translation et dilatation (ou compression) de l'ondelette mère peuvent être choisies d'une manière continue ou discrète. Ainsi, on obtient les deux types de transformée en ondelettes : continue et discrète.

- **La transformée continue (CWT) :** une transformée en ondelettes est dite continue lorsqu'on prend les paramètres de dilatations « \mathbf{a} » et de translation « \mathbf{b} » dans l'ensemble des nombres réels (\mathbb{R}) (avec « \mathbf{a} » strictement positif). De ce fait, l'analyse temps-échelle est parcourue continûment.
- **La transformée discrète (DWT ou TOD) :** cette approche est un cas particulier de la TO dans laquelle les paramètres de dilatation « \mathbf{a} » et de translation « \mathbf{b} » sont discrétisés, alors une décomposition multi-échelles serait introduite.

Dans le cadre de ce travail, nous sommes concernés par la transformée discrète pour le débruitage (cf. section 6.2.1) et par la transformée continue pour la caractérisation. La transformée continue permet une analyse plus efficace des signaux où se combinent des phénomènes d'échelles très différentes (ex. l'effet micro-Doppler des systèmes radars générés par les mouvements des bras et des jambes d'une personne).

6.3.3. Propriétés des ondelettes mères

Le terme « ondelette » désigne un ensemble spécifique de fonction de base et représente la fonction analysante lors d'une analyse par la TO. Ces fonctions sont à la base d'une ondelette de prototype appelée « ondelette mère ψ » que l'on peut translater et dilater pour analyser un signal en recouvrant le plan temps-fréquence. En plus, elles nécessitent d'être des fonctions de moyenne nulle (i.e. $\int \psi(t)dt = 0$) et doivent satisfaire certaines propriétés. Les quatre principales propriétés d'une ondelette mère sont les suivantes :

(i) L'admissibilité

Soit une fonction ψ qui appartient à $L^2(R)$ et $TF(\psi)$ sa transformée de Fourier. Ψ est considérée comme une ondelette si :

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \frac{|TF(\psi(\omega))|^2}{|\omega|} d\omega < +\infty \quad (6.22)$$

(ii) La localisation

Une ondelette ψ est locale si elle est à décroissance rapide sur les deux bords de son domaine de définition. Cette caractéristique signifie que l'énergie d'une ondelette est contenue dans un intervalle fini. Généralement, une ondelette est une fonction nulle en dehors d'un intervalle fini. En d'autre terme, c'est une fonction à *support compact*.

(iii) L'oscillation

Une ondelette ψ doit avoir un caractère ondulatoire qui change de signe au moins une fois :

$$\int \psi(t)dt = 0 \leftrightarrow TF(\psi(\omega)) = 0 \quad (6.23)$$

(iv) La translation et la dilatation

Comme mentionnée auparavant dans l'équation des ondelettes analysantes « $\psi_{a,b}(t)$ », l'analyse par la TO consiste à traduire « ψ » après l'avoir dilaté ou comprimé. Un exemple de dilatation et translation d'une ondelette mère est présenté sur la Figure 6. 5.

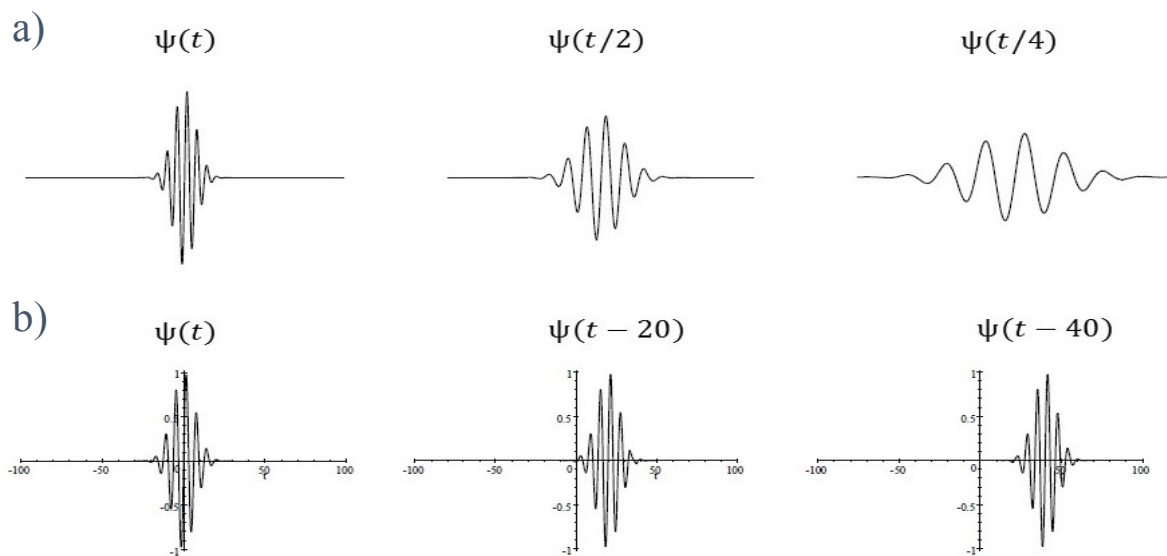


Figure 6. 5 Un exemple de : a) dilatation et b) translation d'une ondelette mère ψ .

De nombreuses familles d'ondelette mère existent. Nous citons par exemple les familles de « Daubechies », « Symlets », « Coiflets », etc. Ces ondelettes donnent des décompositions différentes, mais leur méthode de calcul et d'utilisation reste la même. En conséquence, l'analyse d'un signal par différentes ondelettes-mères peut produire des résultats différents. De ce fait, le principal défi pour utiliser l'analyse par la TO est de choisir l'ondelette mère la plus convenable pour un signal donné.

En général, chaque ondelette mère a ses propres caractéristiques et donne différents résultats [25]. L'orthogonalité, le support compact, la symétrie et la régularité d'une ondelette sont vérifiés pour toutes les ondelettes. L'étude de similarité entre le signal donné et l'ondelette mère est souvent considérée pour une sélection convenable de l'ondelette mère [25, 26].

Dans cette étude, nous présentons l'ondelette mère qui a pu identifier au mieux la forme de la signature recherchée. En d'autres termes, la sélection d'ondelette(s) mère(s) la(les) plus convenable(s) est basée sur les résultats de la meilleure corrélation entre les signaux de la vitesse de la marche, obtenus après traitement par ondelettes des signaux temporels des

systèmes radars, et ceux du système de référence Vicon, obtenus après traitement des coordonnées cartésiennes des marqueurs.

6.3.4. Choix des ondelettes mères adéquates

Procédure d'analyse

Le traitement des données recueillies a été réalisé avec le logiciel Matlab[®]. En effet, ce logiciel met à disposition plusieurs ondelettes mères de formes diverses allant d'une ondelette carrée à des ondelettes de formes plus triangulaires, ou de formes gaussiennes et chapeaux mexicains, sachant que les formes d'ondelette peuvent aller d'une forme simple et principalement bi-phasique à des formes beaucoup plus lisses et multiphasiques. La Figure 6. 6 illustre quelques exemples d'ondelettes mères.

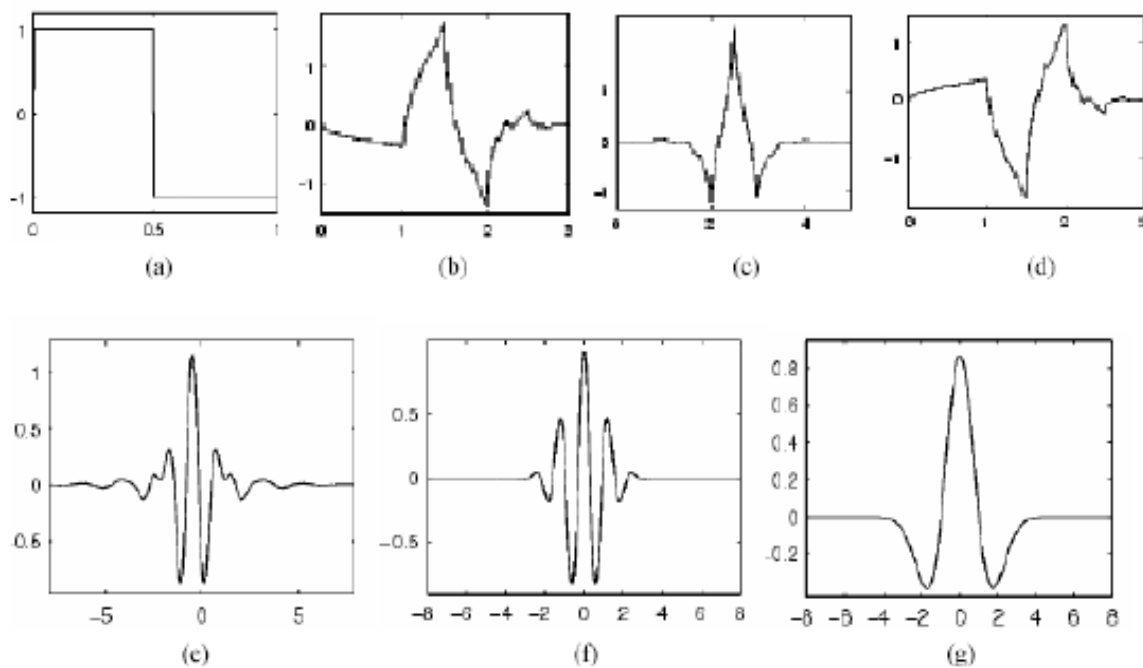


Figure 6. 6 Ondelettes mères (a) Haar, (b) Daubechies4, (c) Coiflet1, (d) Symlet2, (e) Meyer, (f) Morlet et (g) Chapeau Mexicain.

Dans le cadre de ce travail, quatre-vingt-cinq ondelettes mères, regroupées dans le Tableau 6. 1 ci-dessous, ont été appliquées aux signaux électromagnétiques du système radar Doppler obtenus pendant l'exécution du test TUG par 17 participants, soient 153 essais. Le paramètre statistique « maximum » a ensuite été extrait des matrices des coefficients afin de déterminer les vitesses instantanées de la marche obtenues par le système radar Doppler (i.e. les vitesses du torse en raison de sa plus grande surface « Surface Equivalente Radar » (SER)) et les comparer avec celles obtenues par le système de référence Vicon.

Soit \mathbf{M} la matrice des coefficients de la transformée :

$$\mathbf{M}(a, b) = W T_x^\Psi(a, b) \quad (6.24)$$

ainsi, le signal maximum $mx(b)$ est fourni par :

$$mx(b) = \max_a \mathbf{M}(a, b) \quad (6.25)$$

Tableau 6. 1 Les ondelettes mères appliquées dans cette étude.

Type	Famille	Ordre
Orthogonale	Daubechies	db1 (ou Haar), db2, db3, db4, db5, db6, db7, db8, db9 and db10
	Symlets	sym2, sym3, sym4, sym5, sym6, sym7 and sym8
	Coiflets	coif1, coif2, coif3, coif4 and coif5
	Meyer	Meyr
	Discrète Meyer	Dmeyr
Bi-orthogonale	Bi-orthogonal Spline	bior1.3, bior1.5, bior2.2, bior2.4, bior2.6, bior2.8, bior3.1, bior3.3, bior3.5, bior3.7, bior3.9, bior4.4, bior5.5 and bior6.8
	Reverse Bi-orthogonal Spline	rbio1.1, rbio1.3, rbio1.5, rbio2.2, rbio2.4, rbio2.6, rbio2.8, rbio3.1, rbio3.3, rbio3.5, rbio3.7, rbio3.9, rbio4.4, rbio5.5 and rbio6.8
Non-orthogonale	Bump	Bump
	Morlet	Amor
	Morse	Morse
	Complex Morlet	cmor1-1.5, cmor1-0.5, cmor1-0.1, cmor1-1
	Chapeau mexicain	Mexh
	Gaussian	gaus1, gaus2, gaus3, gaus4, gaus5, gaus6, gaus7, gaus8
	Complex Gaussian	cgaus1, cgaus2, cgaus3, cgaus4, cgaus5
	Complex Shannon	shan1-1.5, shan1-0.5, shan1-0.1, shan2-3, shan1-1
	Complex Frequency B-Spline	fbsp1-1-1.5, fbsp1-1-0.5, fbsp2-1-0.5, fbsp2-1-0.1, fbsp1-1-1, fbsp2-1-1

Le coefficient de corrélation de Pearson entre un signal $mx(b)$ et un signal de vitesse fourni par le système Vicon a été calculé comme suit :

$$r = \frac{Cov(V_1, V_2)}{\sigma_{V_1} \sigma_{V_2}} \quad (6.26)$$

où $Cov(V_1, V_2)$ désigne la covariance des signaux de vitesse du radar $mx(b)$ représenté par V_1 et celui fourni par le système Vicon représenté par V_2 , avec σ_{V_1} et σ_{V_2} leurs écarts-types.

Un exemple de ces deux signaux de vitesse est illustré en Figure 6.7 (a et b), respectivement. Ensuite, l'Erreur Quadratique Moyenne (EQM) entre ces deux signaux V_1 et V_2 a été calculée comme suit :

$$EQM = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (V_{1i} - V_{2i})^2 \quad (6.27)$$

Les résultats du traitement qui mènent à un coefficient de corrélation maximale et une erreur quadratique minimale seront utilisés pour identifier l'ondelette mère la plus convenable pour le signal radar. De ce fait, une méthode de sélection par rang a été appliquée afin de mettre en avant les meilleures ondelettes mères de l'ensemble. Cette méthode de sélection trie d'abord l'ensemble en fonction du coefficient de corrélation obtenu avec chaque ondelette puis attribue à chacune un rang. L'ondelette qui a le coefficient de corrélation le plus élevé obtient alors le premier rang. Ensuite, une seconde méthode de sélection a été appliquée afin d'obtenir un nouveau classement par rang aux dix premières ondelettes obtenues en fonction de leur occurrence successive des premiers rangs et leurs valeurs d'EQM.

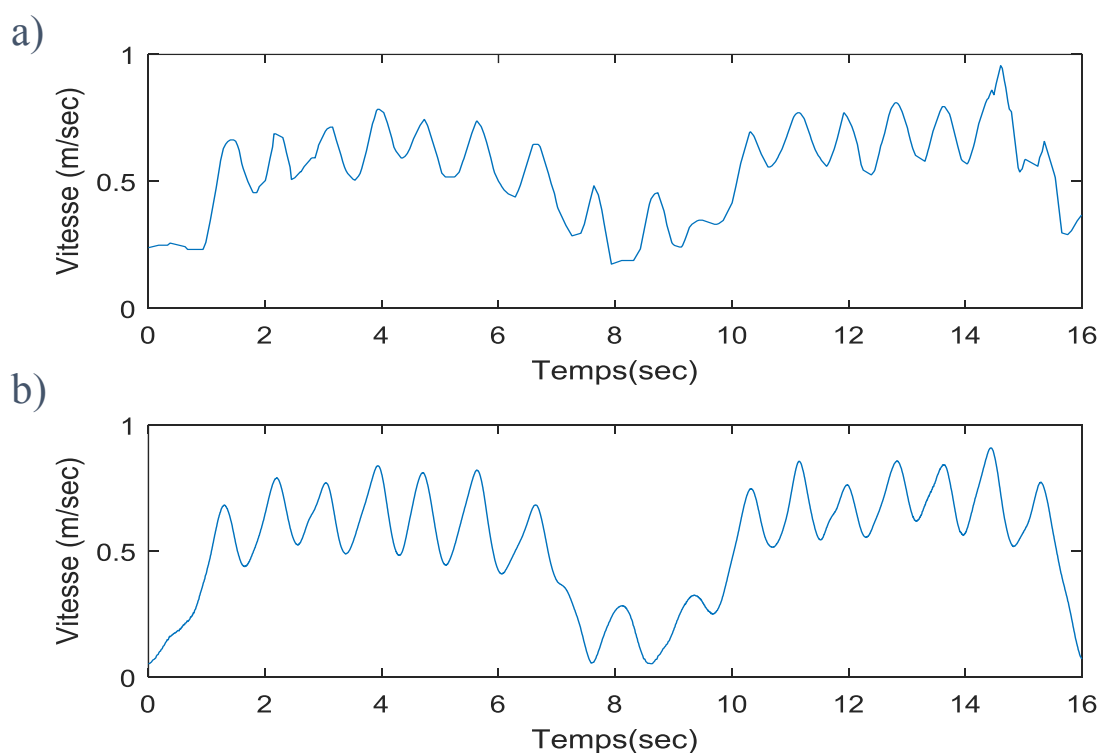


Figure 6. 7 Exemple de la vitesse moyenne de marche obtenu par les systèmes a) Radar Doppler et b) Vicon.

Résultats

Toutes les valeurs des coefficients de corrélation entre les vitesses obtenues par le système radar Doppler et celles obtenues par le système Vicon ont dépassé 0,65 en moyenne.

Les ondelettes « Bump, Morse, Morlet (i.e. Amor), bior3.9, db6, rbio3.5, db10, db7, rbio3.9 et db5 » ont occupé successivement les dix premiers rangs, respectivement. Les résultats de leurs nombres d'occupation du rang sont présentés sur la Figure 6. 8.

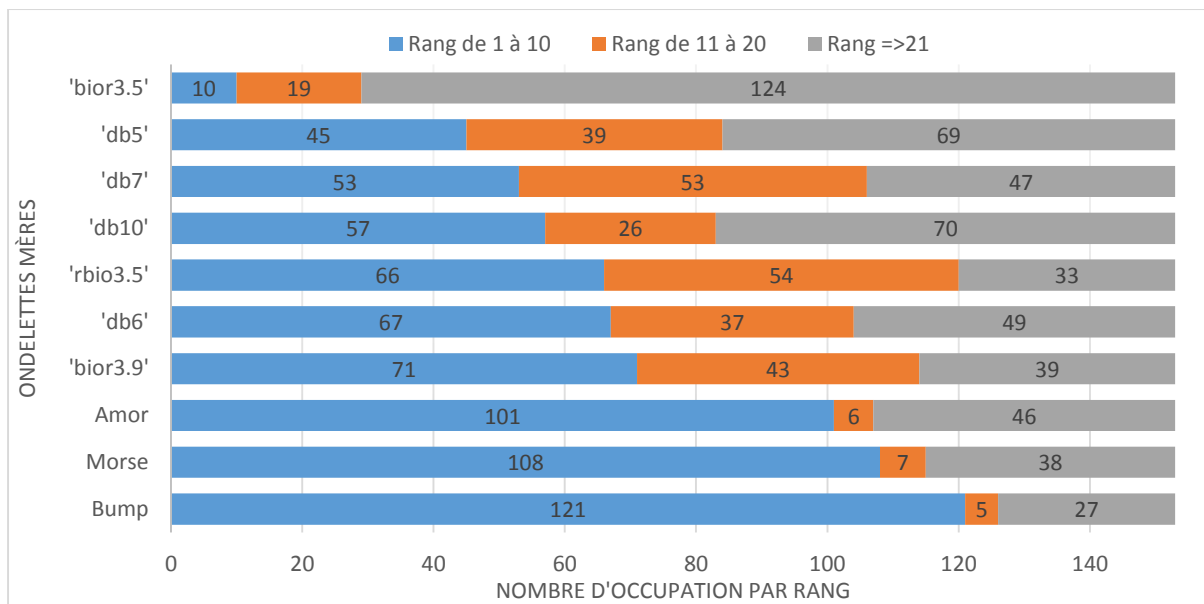


Figure 6. 8 Les résultats de la méthode de sélection par rang.

Après une deuxième sélection basée sur le rang précédent et les valeurs d'EQM, l'ondelette « Bump » a occupé de nouveau le premier rang avec un coefficient de corrélation égal à 0,80 et une EQM égale à 0,04.

Quelques points de discussion

La méthode proposée dans cette étude a été capable de classer les ondelettes mères par leur niveau élevé de corrélation avec la vitesse de la marche obtenue par le vicon et de sélectionner l'ondelette « Bump » comme étant l'ondelette la plus adéquate pour un signal radar Doppler.

Néanmoins, des modifications au niveau du signal radar Doppler (telles que le débruitage, l'amplification, etc..) peuvent affecter la validité de cette méthode. Nous avons rencontré des variations minimales dans l'ordre de classification en testant les signaux radar Doppler connectés à des circuits électroniques ayant un gain d'amplification spécifique. Toutefois, les ondelettes « Bump », « Morse » et « Morlet » ont toujours occupé les trois premiers rangs.

6.3.5. Application et validation des méthodes sur le test TUG

Procédure d'analyse

L'analyse par la transformée en ondelettes continue fournit une représentation 2D du signal (temps-échelle ou temps-fréquence) à travers un spectrogramme d'ondelette nommé

« Scalogramme ». Cette représentation est définie comme étant le carré du module du coefficient « $WT(a, b)$ », c'est à dire $|WT(a, b)|^2$, et représente la distribution de l'énergie dans un signal sous différentes résolutions dans le plan temporel. La Figure 6. 9 suivante a été adaptée du chapitre « Wavelets ; Multiscale Activity in Physiological Signals » [27] pour illustrer les étapes réalisées au cours de l'analyse d'un signal par la transformée en ondelettes continue.

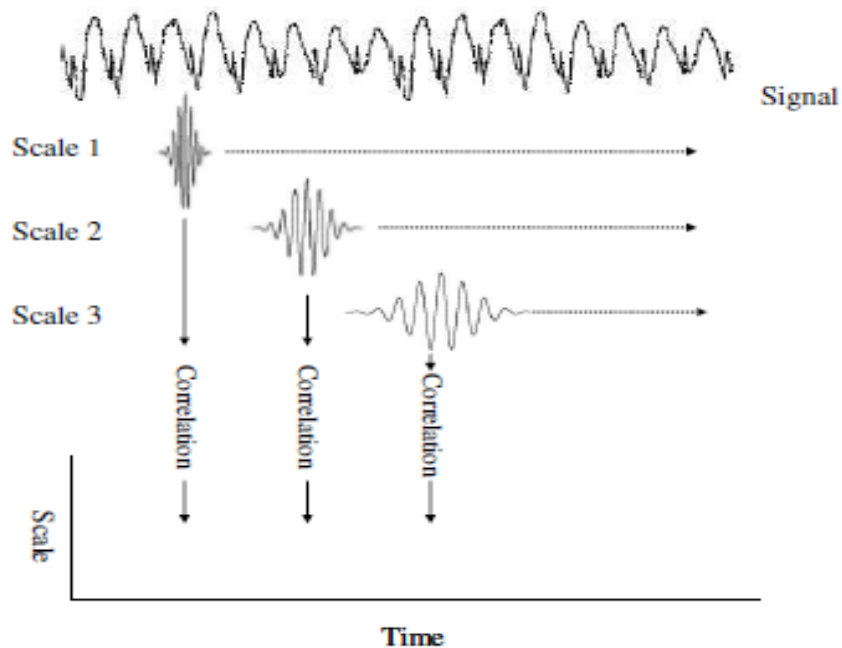


Figure 6. 9 Les étapes de construction d'un scalogramme. Adapté du chapitre « Wavelets ; Multiscale Activity in Physiological Signals », page 10 [12]. Le scalogramme est obtenu par l'évaluation de la corrélation entre le signal et l'ondelette mère à différentes échelles durant tout l'intervalle du temps.

Un exemple d'un signal radar Doppler, obtenu lors de la réalisation du test TUG, et son scalogramme (temps-échelle) sont illustrés dans la Figure 6. 10-a et la Figure 6. 10-b respectivement. Le scalogramme montre la structure temporelle des différentes composantes fréquentielles du signal, où l'axe horizontal représente le temps t et l'axe vertical représente la vitesse des différents membres inférieurs et supérieurs du corps humain : avec des ondelettes longues en bas de l'axe (représentant les composantes de fréquence les plus basses) et des ondelettes courtes en haut de l'axe (représentant les composantes de fréquence les plus élevées). Notant que la vitesse est proportionnelle à la fréquence (cf. chapitre 5, équation 5.5) qui est inversement proportionnelle à l'échelle des ondelettes (cf. équation 6.20). A chaque point $P(t_i, f_i)$, une couleur représente l'énergie du signal à un certain instant t_i et une fréquence f_i . Les valeurs d'énergie sont alors codées par des couleurs : le rouge est destiné à l'intensité la plus élevée et le bleu à l'intensité la plus faible.

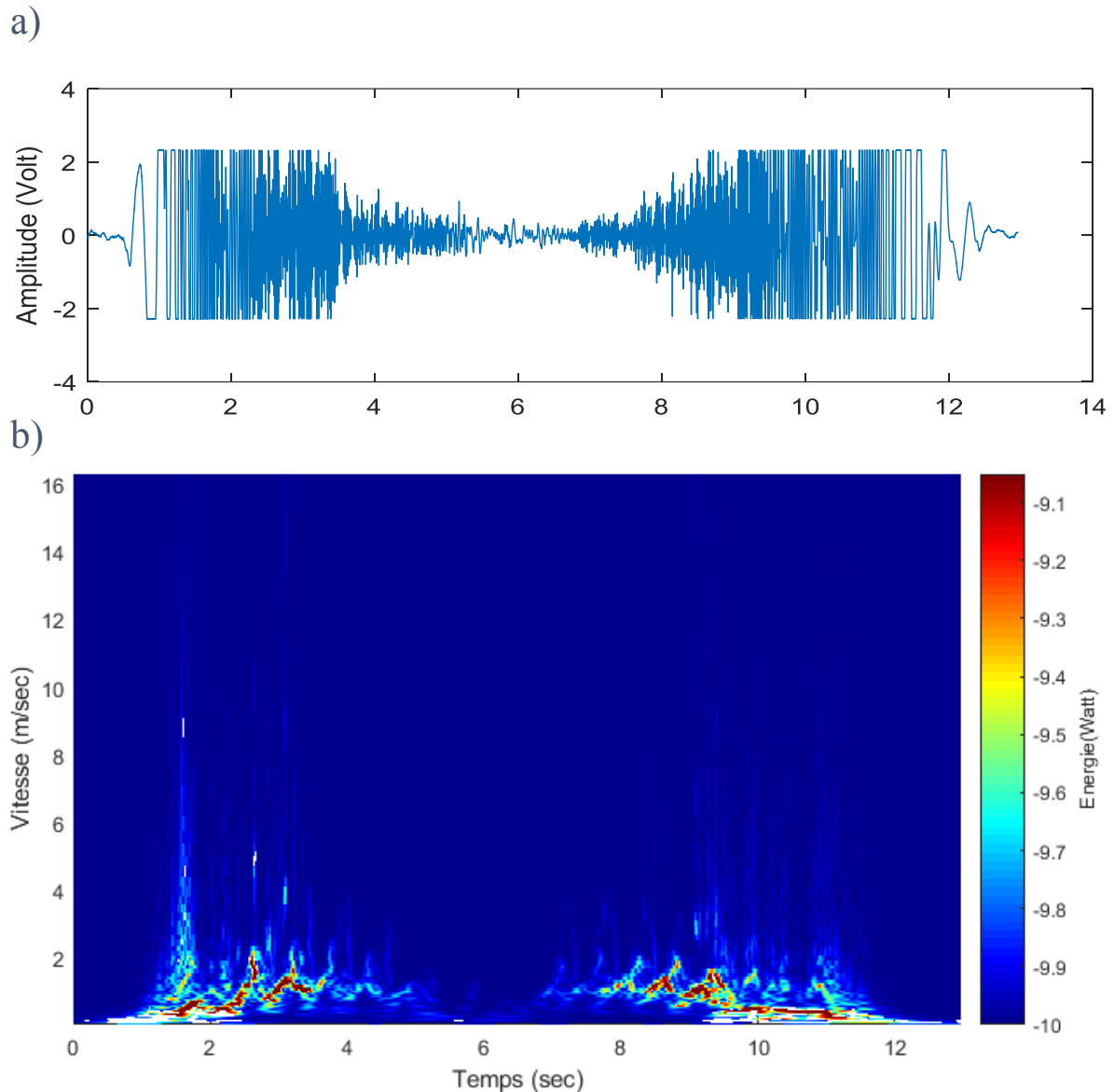


Figure 6. 10 a) Exemple d'un signal radar Doppler, obtenu lors de la réalisation du test TUG, et b) son scalogramme.

Par ailleurs, connaissant la position des marqueurs anatomiques du système Vicon, nous avons calculer les vitesses de chaque point au cours du temps pour tous les essais ($vitesse = distance\ parcourue / temps$). La Figure 6. 11 montre un exemple de la variation de vitesse pour le torse et les pieds (talons et orteils). Une légère variation de la vitesse du torse autour de sa vitesse moyenne se produit à cause des oscillations du centre de gravité de l'homme introduite pour son déplacement. Cependant, la variation en vitesse la plus significative est

celle des pieds. Cette variation s'explique durant le cycle de la marche où le pied passe d'une vitesse nulle à sa vitesse maximale pour revenir à l'arrêt.

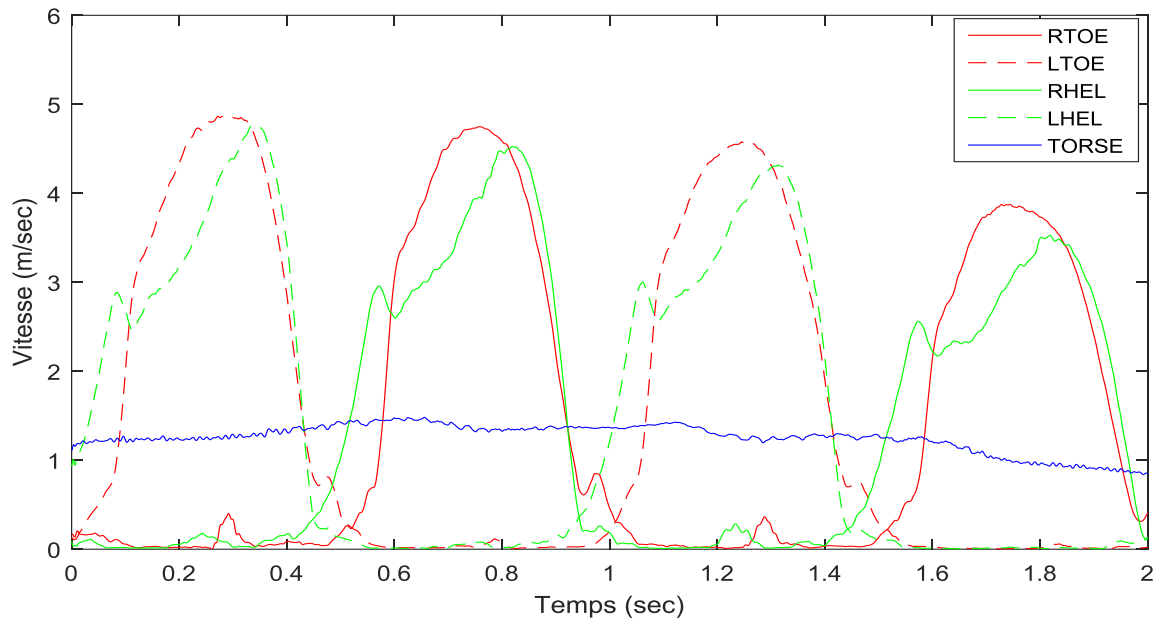


Figure 6. 11 Variation de la vitesse du torse, des talons (RHEL, LHEL) et des orteils (RTOE, LTOE) en fonction du temps.

Pour une comparaison visuelle entre les vitesses produites par le dispositif radar et celles produites par le système Vicon, les vitesses du torse, des orteils et des talons, obtenues par le système Vicon, ont été tracées sur les scalogrammes des signaux de sortie du système radar Doppler comme représenté sur la Figure 6. 12. Nous remarquons que le décalage de fréquence avec l'énergie réfléchi la plus élevée indique la vitesse de mouvement du torse (i.e. la vitesse de la marche, étant donné que le torse a la plus grande surface dans un corps humain). De plus, les oscillations des jambes génèrent un décalage de fréquence beaucoup plus élevé car leur mouvement est plus rapide que celui du torse. Néanmoins, l'énergie réfléchi par les jambes est plus faible en raison de sa petite surface équivalente radar (SER). Les réflexions des jambes sont toujours visibles dans le scalogramme d'un signal radar et ces informations peuvent être utilisées pour l'analyse spatio-temporelle de la marche humaine.

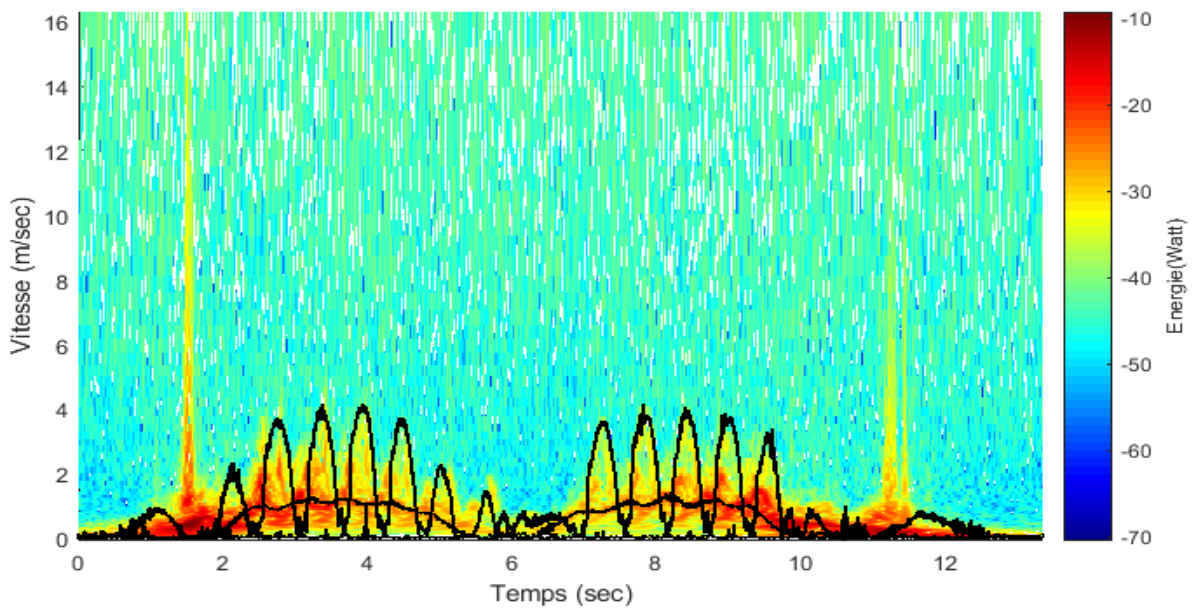


Figure 6. 12 Scalogramme du signal radar avec les vitesses du torse et des pieds obtenues par le système Vicon (courbe en noir).

Le choix du modèle radar, sa position, sa direction, et les composants de son circuit électronique ont été ajustés jusqu'à ce que la représentation du scalogramme soit suffisamment claire et précise pour refléter le mouvement humain et différencier les pas lors d'une réalisation du test TUG. Le protocole expérimental a été précédé d'une étude de faisabilité. Les participants se sont portés volontaires pour participer aux acquisitions de données réalisées selon de multiples modifications au niveau d'une série de modèle radar Doppler. Ensuite, la transformée en continu de l'ondelette 'Bump' a été appliquée sur les signaux de sortie de ces différentes modélisations. Ainsi, des comparaisons visuelles ont été établies à travers les scalogrammes pour obtenir comme meilleur choix le radar MDU 1750 (C920802), sa position sur le dos d'une chaise, sa direction parallèle au trajet de la marche, et son circuit électronique décrit dans la *section 5.2.1.3* du chapitre précédent.

Ensuite, le coefficient de corrélation et l'erreur quadratique moyenne (EQM) ont été calculés pour comparer les vitesses de la marche (i.e. vitesse du torse), obtenues après traitement par la TO de l'ondelette « Bump » du signal concaténé, et les vitesses de la marche obtenues par le système de référence Vicon. Ensuite, le coefficient de corrélation intra-classe ICC (2,1) a été calculé à partir des trois essais à chaque rythme de vitesse (normale, lente et rapide) afin de vérifier la fidélité du système radar Doppler (*voir équation en Annexe III*).

Résultats

Les résultats de cette section sont présentés en deux volets : l'un portant sur le choix du circuit électronique connecté au système radar Doppler ainsi que le processus de la concaténation des signaux de sortie, et l'autre sur la validité des méthodes et la fiabilité du système radar pour l'évaluation du test TUG.

D'abord, comme nous l'avons cité dans le chapitre précédent, une amplification du signal de sortie d'un système radar Doppler est nécessaire pour transformer le signal de l'ordre de millivolts (mV) en volts (V). Toutefois, la valeur d'amplification joue un rôle important pour l'extraction des données et des paramètres spatio-temporels de la marche. Une amplification trop élevée entraînerait la saturation du signal, provoquerait sa déformation par rapport au signal d'entrée, et engendrerait par la suite une distorsion fréquentielle indésirable (en d'autres termes, un signal carré est caractérisé par une somme infinie de sinusoïdes de différentes fréquences). En revanche, une petite amplification limiterait la détection du signal d'une personne performante les phases de virages du test TUG à 3 mètres de distance du système radar Doppler.

Un exemple de traitement par la TO d'un signal du système radar connecté à de multiples circuits électroniques de différentes valeurs d'amplification lors de l'acquisition de données est présenté sur la Figure 6. 13 et la Figure 6. 14. Les vitesses du torse, des orteils et du talons, produites par le système Vicon, ont été tracées sur un scalogramme. Une haute amplification d'un signal sinusoïdal en un signal carré et saturé a généré des hautes fréquences factices, comme le montre la Figure 6. 13. D'autre part, une amplification non suffisante appliquée à un signal sinusoïdal de petite amplitude a inhibé la détection des vitesses des jambes et pieds, comme le montre la Figure 6. 14 ci-dessous.

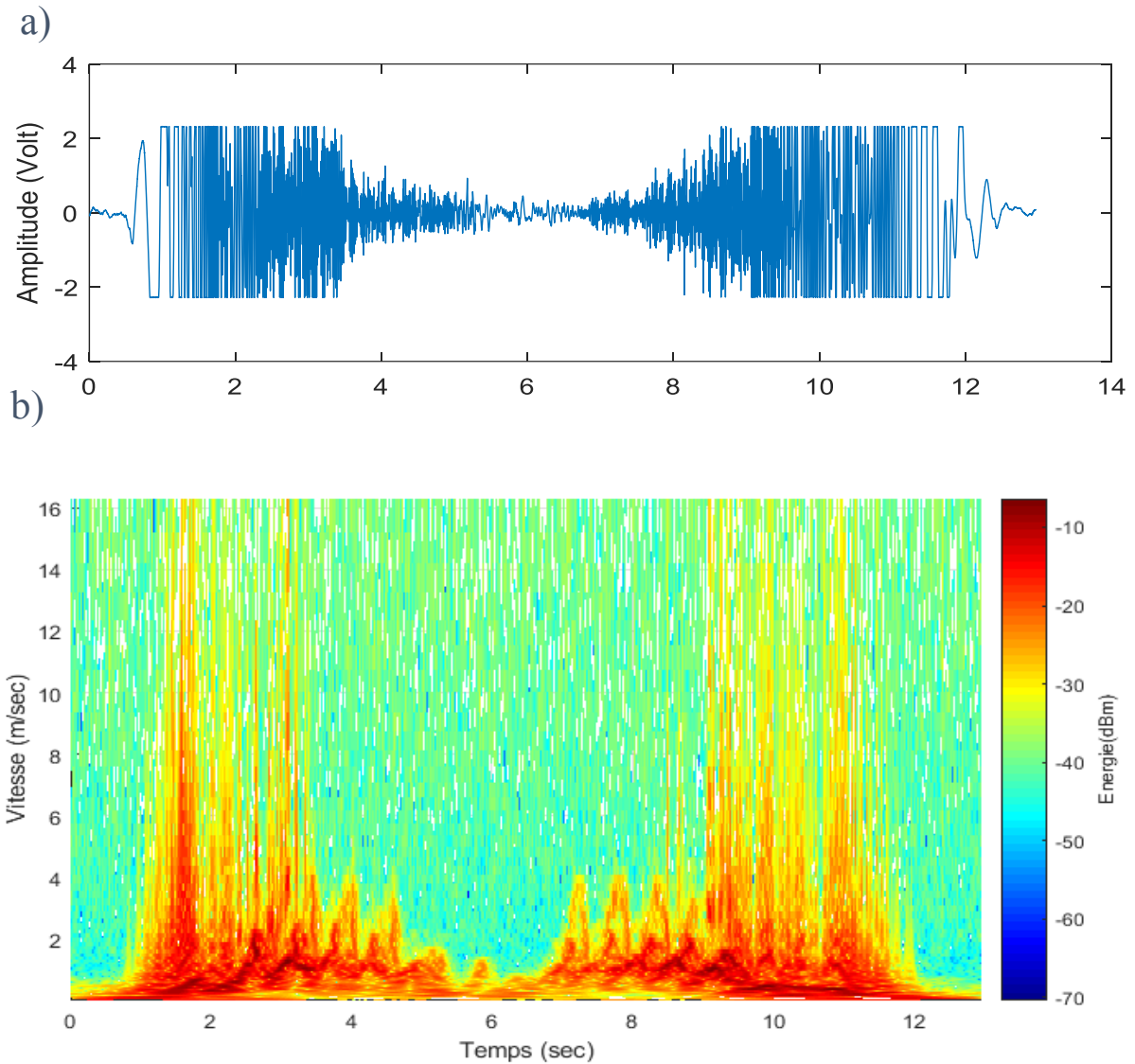


Figure 6. 13 a) Exemple d'un signal radar Doppler à haute amplification et b) son scalogramme.

Pour résoudre ce problème, nous avons suggéré une solution provisoire : la mise en place d'une famille de circuits électroniques composée d'une série d'AOP avec des gains d'amplifications multiples et une méthode de gestion automatique de l'amplification. Après plusieurs essais, nous avons abouti à une méthode de concaténation des segments du signal de sortie connecté à quatre différents modules électroniques de gain total ($G_1 \times G_2$) égal à 100, 300, 1600 et 3600, respectivement (cf. chapitre 5, *section 5.2.1.3*). Un exemple du nouveau signal radar et son scalogramme sont représentés sur la Figure 6. 15.

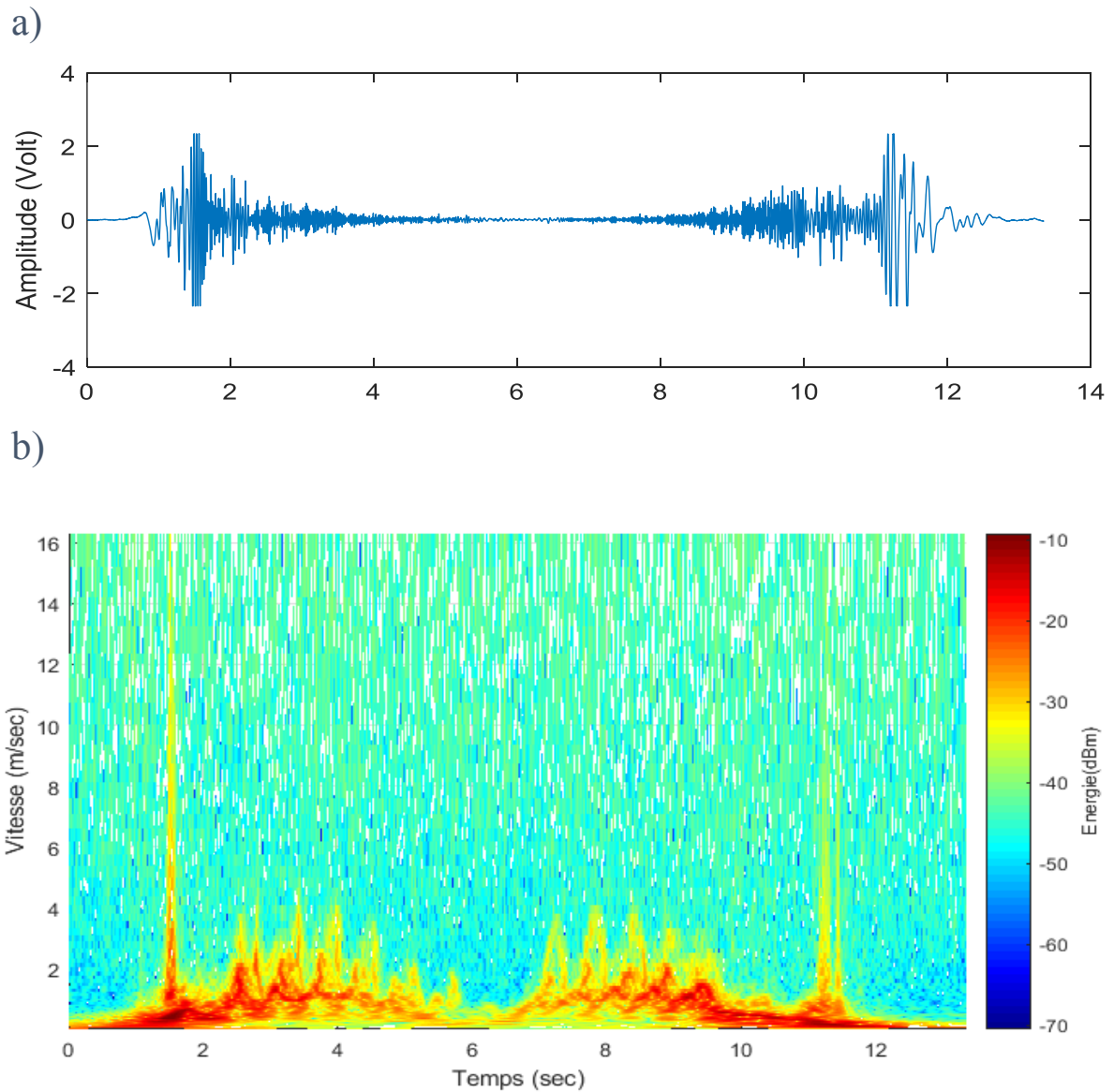


Figure 6. 14 a) Exemple d'un signal radar Doppler à petite amplification et b) son scalogramme.

Les résultats de la comparaison entre les vitesses de la marche obtenues après traitement par la transformée en continue de l'ondelette 'Bump' du signal concaténé (cf. *équation 6.25*) et celles obtenues par le système Vicon sont encourageants. Toutes les valeurs de corrélation ont dépassé 0,71 avec des valeurs d'EQM inférieur à 0,13.

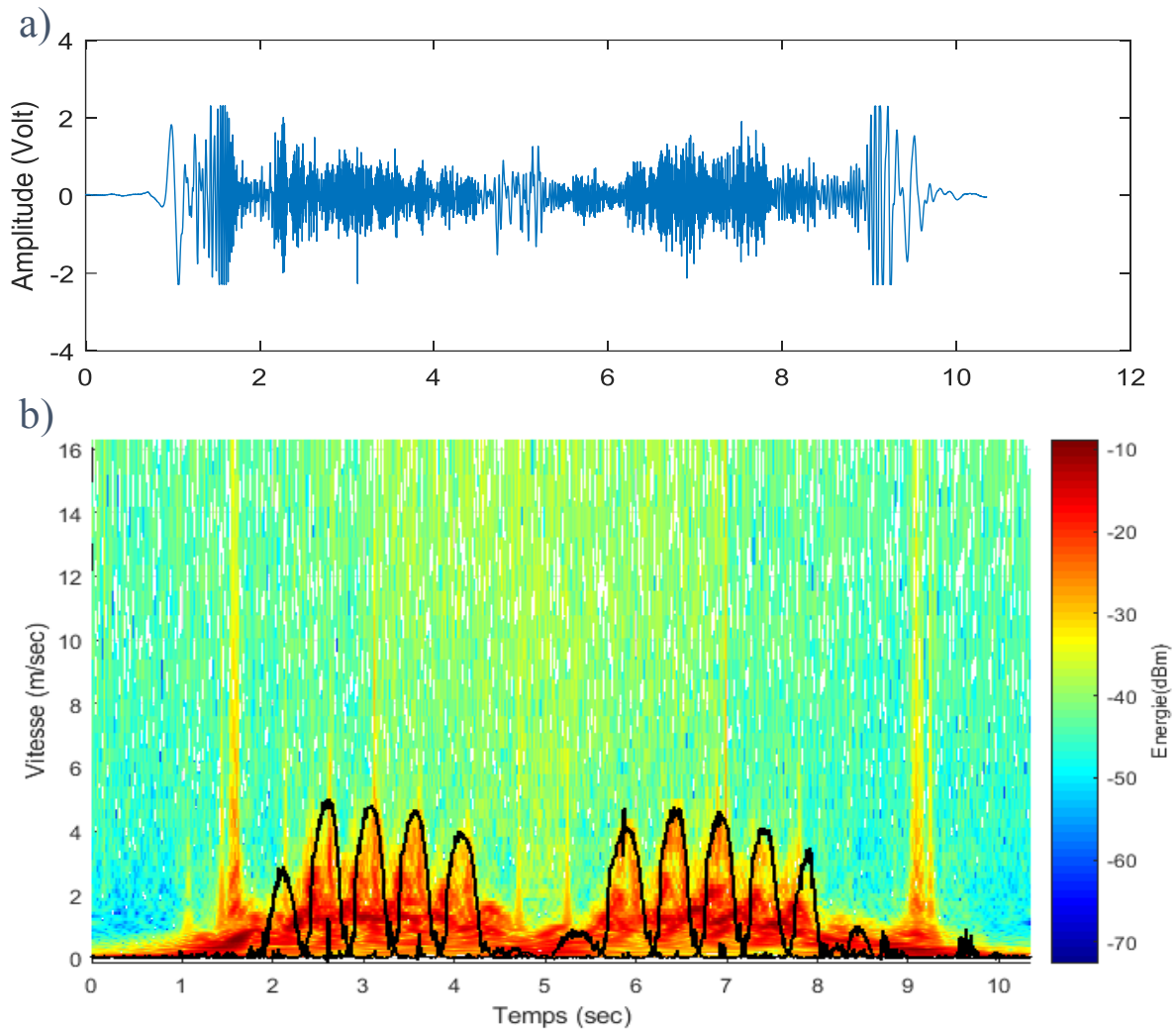


Figure 6. 15 a) Exemple d'un signal radar Doppler concaténé et b) son scalogramme

De même, les résultats relatifs à la fidélité du système radar Doppler ont été encourageants. Les valeurs de l'ICC ont été satisfaisante pour les trois rythmes de vitesse avec une valeur supérieure à 0,78.

Quelques points de discussion

On peut remarquer qu'une gestion d'amplification du circuit radar est nécessaire pour protéger la qualité des informations. Dans cette étude, une gamme de circuits électroniques de multiples gains a été comparée pour en sélectionner les plus avantageux. Nous avons proposé par la suite une méthode de concaténation automatique. Le traitement par la TO des signaux concaténés a caractérisé avec plus de précision les vitesses moyennes de la marche ainsi que les vitesses des pieds.

En ce qui concerne la validation des méthodes, l'étude de la comparaison entre les vitesses obtenues par le système radar après traitement par la TO et celles obtenues par le système de référence Vicon a montré des coefficients de corrélation élevés.

De même, les résultats relatifs à la fidélité du système radar Doppler sont encourageants. Les valeurs de l'ICC ont été satisfaisante pour les trois rythmes de vitesse.

Toutefois, il faut souligner certaines limites de cette étude. En premier, le nombre des participants au protocole expérimental était faible (26 volontaires au total). De même, ces participants étaient âgés de 23 à 60 ans et ont imité la vitesse d'une personne âgée en marchant à un rythme de vitesse lente. Ainsi, il est possible de considérer un nouveau circuit électronique ayant une gamme de gains d'amplification différents pour évaluer le test TUG effectué par une personne âgée.

En conséquence, il serait intéressant, à l'avenir, d'obtenir des données à partir d'une grande population, hétérogène et de tranches d'âge différentes, allant des personnes jeunes aux personnes âgées, pour s'assurer que les résultats de la présente étude restent valides quelque soit l'âge, la vitesse et la performance d'une personne lors d'un test TUG.

6.4. Conclusion

Une série de traitements préliminaires (débruitage, reconstruction, standardisation, etc.) a été appliquée sur les données brutes. Ensuite, un traitement basé sur la transformée en ondelettes a été proposé dans ce travail.

Une comparaison entre les résultats du système radar Doppler et ceux d'un système de référence a été établie afin d'identifier l'ondelette mère la plus adéquate pour nos signaux. Nos résultats ont révélé des coefficients de corrélation élevés entre les signaux de la vitesse de marche obtenus par le capteur radar et ceux obtenus par le système Vicon, avec des valeurs modérées d'erreur quadratique moyenne (inférieurs à 0,05 m/s) pour les ondelettes mères « Bump », « Morse » et « Amor ».

Ensuite, un algorithme a été codé sur Matlab[®] pour segmenter automatiquement les signaux amplifiés à différents gains d'amplitudes. Nous avons utilisé ces gains adaptatifs pour éviter d'une part l'écrêtage et l'amortissement du signal et d'autre part pour détecter la cible située à 3 mètre du système Radar.

Bibliographie

1. Mallat, S., *Une exploration des signaux en ondelettes*. 2000: Editions Ecole Polytechnique.
2. Graps, A., *An introduction to wavelets*. IEEE computational science and engineering, 1995. 2(2): p. 50-61.
3. Truchetet, F., *Ondelettes pour le signal numérique*. 1998: Hermes.
4. Gabor, D., *Theory of communication. Part I: The analysis of information*. Journal of the Institution of Electrical Engineers-Part III: Radio and Communication Engineering, 1946. 93(26): p. 429-441.
5. Meyer, Y., *Ondelettes et Ope'rateurs, I: Ondelettes, Hermann, Paris, 1990*. MR 93i, 1990. 42002.
6. Mallat, S.G., *Multiresolution approximations and wavelet orthonormal bases of Transactions of the American mathematical society*, 1989. 315(1): p. 69-87.
7. Daubechies, I., *Orthonormal bases of compactly supported wavelets*. Communications on pure and applied mathematics, 1988. 41(7): p. 909-996.
8. Haykin, S. and D.J. Thomson, *Signal detection in a nonstationary environment reformulated as an adaptive pattern classification problem*. Proceedings of the IEEE, 1998. 86(11): p. 2325-2344.
9. Tivive, F.H.C., A. Bouzerdoum, and M.G. Amin, *A human gait classification method based on radar Doppler spectrograms*. EURASIP Journal on Advances in Signal Processing, 2010. 2010: p. 1-12.
10. Du, L., et al., *Doppler spectrogram analysis of human gait via iterative adaptive approach*. Electronics letters, 2009. 45(3): p. 186-188.
11. Vignaud, L., et al. *Radar high resolution range & micro-doppler analysis of human motions. in 2009 International Radar Conference "Surveillance for a Safer World"(RADAR 2009)*. 2009. IEEE.
12. Zhang, J., *Analysis of human gait radar signal using reassigned WVD*. Physics Procedia, 2012. 24: p. 1607-1614.
13. Goldstein, J.S., I.S. Reed, and L.L. Scharf, *A multistage representation of the Wiener filter based on orthogonal projections*. IEEE Transactions on Information Theory, 1998. 44(7): p. 2943-2959.
14. Welch, G. and G. Bishop, *An introduction to the Kalman filter*. 1995, Citeseer.
15. Flandrin, P., G. Rilling, and P. Goncalves, *Empirical mode decomposition as a filter bank*. IEEE signal processing letters, 2004. 11(2): p. 112-114.
16. Handel, P., *Spectral subtraction noise suppression method*. 1999, Google Patents.
17. Taswell, C., *The what, how, and why of wavelet shrinkage denoising*. Computing in science & engineering, 2000. 2(3): p. 12-19.
18. Sardy, S., P. Tseng, and A. Bruce, *Robust wavelet denoising*. IEEE Transactions on Signal Processing, 2001. 49(6): p. 1146-1152.
19. Härdle, W., et al., *Wavelets, approximation, and statistical applications*. Vol. 129. 2012: Springer Science & Business Media.
20. Joy, J., S. Peter, and N. John, *Denoising using soft thresholding*. International Journal of Advanced Research in Electrical, Electronics and Instrumentation Engineering, 2013. 2(3): p. 1027-1032.
21. Chang, S., et al. *Speech enhancement for non-stationary noise environment by adaptive wavelet packet*. in *2002 IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing*. 2002. IEEE.
22. Mallat, S., *A wavelet tour of signal processing*. 1999: Elsevier.
23. Donoho, D.L. and J.M. Johnstone, *Ideal spatial adaptation by wavelet shrinkage*. biometrika, 1994. 81(3): p. 425-455.
24. Daubechies, I., *Ten lectures on wavelets*. Vol. 61. 1992: Siam.
25. Ngui, W.K., et al. *Wavelet analysis: mother wavelet selection methods*. in *Applied mechanics and materials*. 2013. Trans Tech Publ.

26. Torrence, C. and G.P. Compo, *A practical guide to wavelet analysis*. Bulletin of the American Meteorological society, 1998. 79(1): p. 61-78.
27. Shoeb, A. and G. Clifford, *Wavelets; Multiscale activity in physiological signals short-time fourier transform*. Biomedical signal and image processing, 2006: p. 1-29.

Chapitre 7

Mise en œuvre de la segmentation du test TUG

Sommaire

7.1 Introduction	141
7.2. Les composants du test TUG	142
7.2.1. Transfert	142
7.2.1. Marche.....	144
7.1.3. Virage.....	145
7.3. Segmentation entre « transfert et marche ».....	145
7.3.1. Méthodologie	146
7.3.2. Résultats	147
7.3.3. Discussion	148
7.4. Segmentation entre « marche et virage ».....	149
7.4.1. Méthodologie	149
7.4.2. Résultats	151
7.4.3. Discussion	153
7.5. Conclusion.....	153
7.6. Bibliographie.....	154

7.1. Introduction

L'évaluation du test TUG est simple, rapide et examine plusieurs indicateurs nécessaires à la mobilité. Celles-ci incluent les transferts assis-debout et les transferts debout-assis, la marche en rectiligne, le virage, le contrôle de l'équilibre et la capacité d'accomplir une séquence donnée de tâches. Le principal résultat pour l'analyse de ce test, rappelons-le, se base initialement sur le temps pris pour la réalisation de l'ensemble de ces tâches séquentielles. Toutefois, l'interprétation de chaque sous-tâche séparément (se lever d'une chaise, marcher une distance de 3 mètres, faire un demi-tour, revenir la distance parcourue et s'asseoir sur la chaise) peut éventuellement ajouter des informations pertinentes pour la prise de décision clinique en réadaptation et en médecine gériatrique, et évaluer tout changement au fil du temps. Cependant, aucun critère objectif n'existe pour délimiter chaque phase d'activité du test. En général, les phases sont évaluées subjectivement en s'appuyant sur l'expérience du thérapeute, ce qui rend difficile l'obtention des données objectives [1].

Récemment, plusieurs études ont été réalisées pour le développement de méthodes de segmentation afin de caractériser et évaluer ces activités complexes dans des environnements cliniques et à domicile. Ces méthodes ont été réalisées selon différents seuils, classifications et modèles [2, 3]. Par exemple, Weiss et al. [4] ont développé une méthode de segmentation du test TUG basée sur les valeurs extrêmes (minima et maxima) de l'accélération d'une unité de mesure inertielle (UMI) placée sur le dos des participants. D'autre part, Jallon et al. [5] ont proposé un algorithme de classification fondé sur la théorie des graphes pour l'analyse des signaux collectés par un capteur inertielle placé sur le thorax des sujets. Dans certaines études, de nouvelles versions du test TUG ont été introduites afin de chronométrer chaque partie du test séparément [6-8].

Après analyse de ces travaux, nous avons constaté que la majorité des approches proposées a été basée sur des capteurs inertiels placés à différents endroits sur le corps humain. Néanmoins, ces systèmes devront être portés au quotidien, ce qui peut provoquer une gêne et une stigmatisation pour la personne âgée menant à perturber son comportement et sa marche naturelle. Ainsi, l'objectif de ce travail est de présenter une méthode valide et robuste pour la segmentation des phases du test TUG classique à partir du capteur radar Doppler fixé sur le dos d'une chaise.

7.2. Les composants du test TUG

Le TUG classique englobe une série de nos activités quotidiennes qui peuvent être complexes et permettent d'évaluer la marche d'une personne âgée et son équilibre [9, 10]. Ce test consiste à : (1) se lever d'une chaise, (2) traverser une distance de 3 mètres, (3) faire un demi-tour, (4) revenir la distance traversée et (5) s'asseoir sur la chaise. En général, le temps que la personne met à accomplir ces tâches séquentielles est la seule mesure évaluée au cours du test. Toutefois, une évaluation plus large et importante encourage à chronométrer chacune des tâches séparément. Pour ce faire, il convient de noter que les phases de ce test sont réparties selon trois composants : (1) le transfert, (2) la marche et (3) le virage.

Dans cette section, nous présentons une introduction générale sur chacun des composants du test TUG.

7.2.1. Transfert

Par définition, le transfert désigne le fait de passer d'une position à une autre. Quatre types de transferts existent : (i) les transferts assis-couché, (ii) les transferts couché-assis, (iii) les transferts assis-debout et (iv) les transferts debout-assis. Néanmoins, l'évaluation du test TUG inclut les deux derniers types de transferts uniquement. Il convient de noter que dans certaines études le terme transfert assis-debout du test TUG est remplacé par « transfert assis-marche » (Sit-to-Stand Vs. Sit-to-Walk) [11].

Les capacités à se lever d'une chaise et à s'asseoir en toute sécurité représentent un indicateur clé de la mobilité, de l'autonomie fonctionnelle et du risque de chute chez les personnes âgées [12-15]. Il s'agit d'une tâche complexe qui nécessite à la fois un mouvement volontaire des différents segments qui contribuent au changement de posture et un contrôle de l'équilibre lors d'un déplacement important du centre de gravité du corps. Cela inclut la force du torse, la force des membres inférieurs, la coordination des mouvements et la flexibilité des articulations [16].

Le transfert d'une position assise à une position debout se caractérise par le déplacement du centre de gravité depuis une position stable vers une position moins stable par une extension des genoux, une flexion-extension des hanches et du tronc et une légère flexion dorsale des chevilles [17]. D'abord, la personne fléchit ses hanches et son tronc, amenant son centre de gravité vers l'avant, tout en restant en contact avec la chaise. Ensuite, elle étend ses genoux et ses chevilles pour se lever, et étend enfin ses hanches et son tronc au cours de la phase

ascendante du transfert. D'autre part, le transfert d'une position debout vers une position assise se caractérise par un mouvement vers le bas puis vers l'arrière. Le mouvement débute par une flexion du tronc (déplacement angulaire) suivie par une extension relative (retour à la verticale). La Figure 7. 1 (a) et (b) représente une caractérisation de ces deux transferts selon Mourey et al [17].

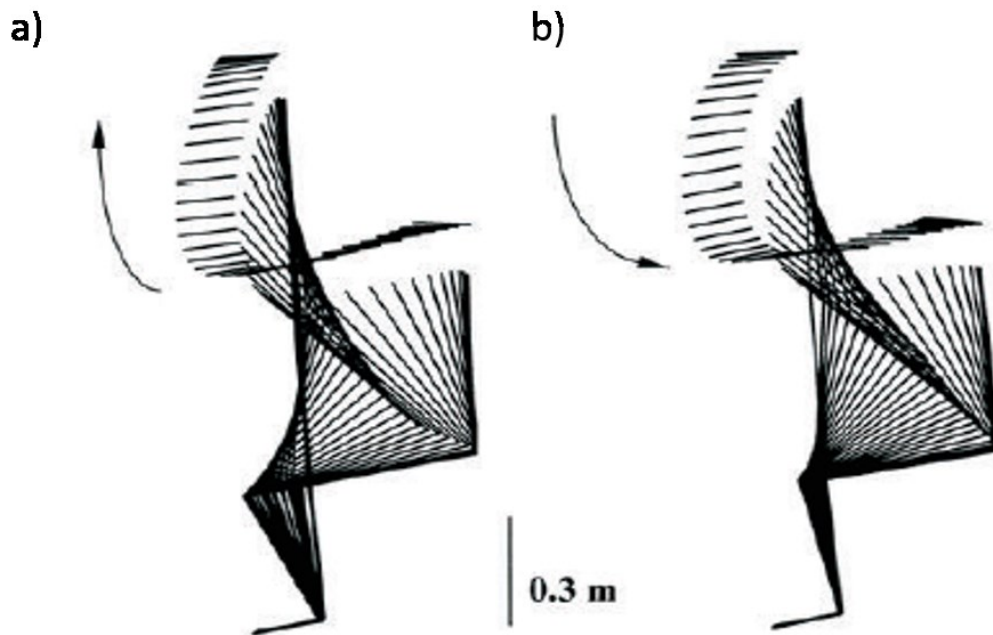


Figure 7. 1 Caractérisation du (a) transfert assis-debout mettant en évidence un mouvement vers l'avant puis vers le haut et du (b) transfert debout-assis mettant en évidence un mouvement vers le bas puis vers l'arrière. Adapté de « A kinematic comparison between elderly and young subjects standing up from and sitting down in a chair » par Mourey et al., 1998, Age and ageing, p. 139 [17].

De ce fait, l'ensemble des mouvements réalisés lors d'un transfert assis-debout, et vice-versa, est un paradigme efficace pour étudier la coordination entre la posture et le mouvement [17]. En général, une personne âgée met un certain temps pour réaliser cette phase. Toutefois, un temps assez long peut indiquer une fragilité et un déclin vers la dépendance [4]. La Figure 7. 2 (a) et (b) représente les vitesses angulaires du torse et du genou obtenues lors de la réalisation des phases assis-debout et debout-assis par une personne jeune et une personne âgée, respectivement.

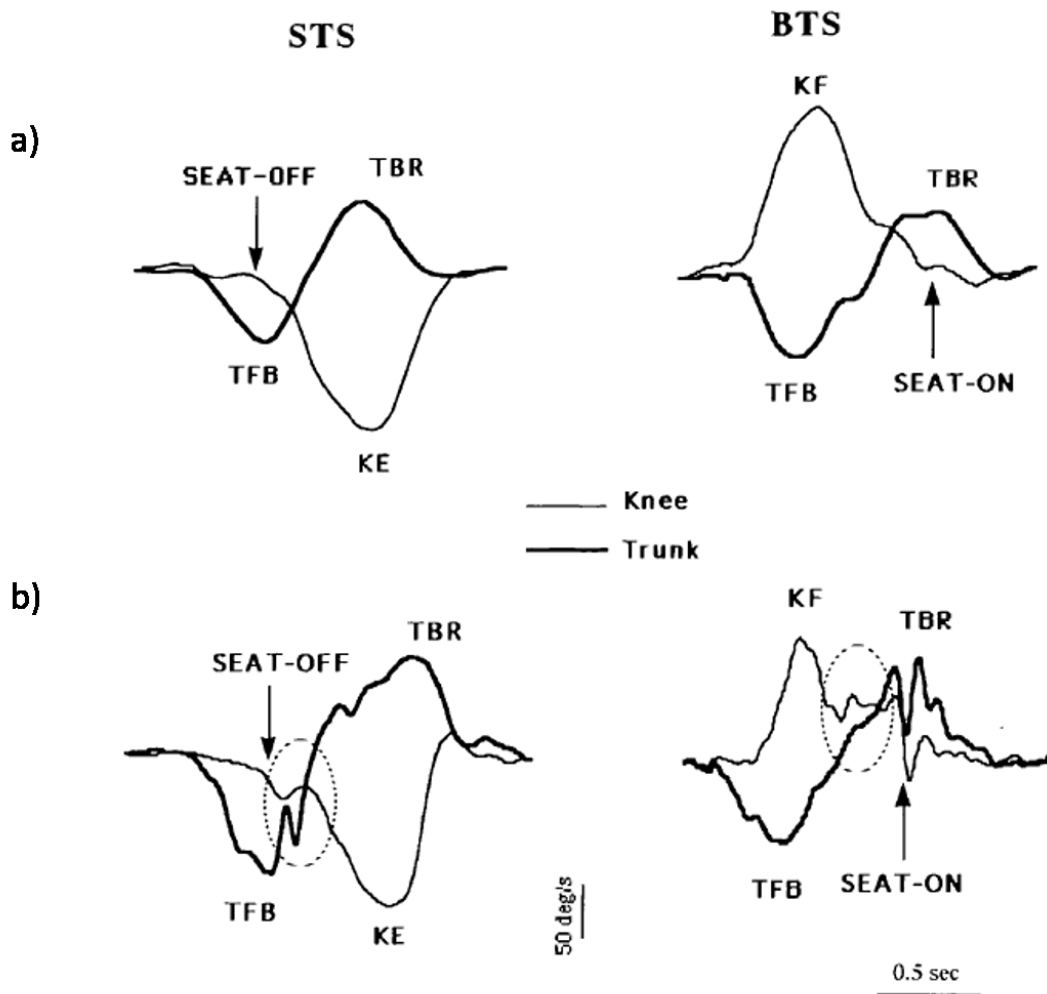


Figure 7. 2 Vitesses angulaires du tronc (Trunk) et du genou (Knee) obtenues lors de la réalisation des phases assis-debout (STS) et debout-assis (BTS) par a) une personne jeune et b) une personne âgée, avec TBF: flexion du tronc vers l'avant, TBR : retour du tronc vers l'arrière, KE : extension du genou et KF : flexion du genou. Adapté de « A kinematic comparison between elderly and young subjects standing up from and sitting down in a chair » par Mourey et al., 1998, Age and ageing, p. 139 [17].

7.2.2. Marche

La marche humaine peut être définie comme un phénomène volontaire permettant une translation de l'ensemble du corps dans le plan horizontal, consécutive à des mouvements de rotations [18]. Cette activité motrice apparaît simple en raison de son caractère automatique prédominant, mais elle s'avère d'une grande complexité lors de sa réalisation. Elle résulte d'une répétition de mouvements de différents segments corporels qui maintient l'équilibre du corps humain pendant son déplacement vers l'avant [19].

La marche est associée à de nombreux bénéfices en termes de santé [20]. Elle est strictement liée à l'autonomie, à la qualité de vie et à l'estime de soi [21]. Cependant, lors du

vieillesse, plusieurs facteurs intrinsèques et extrinsèques provoquent des modifications significatives de la marche. Ces facteurs sont liés au manque de force musculaire, à des troubles de la sensation périphérique et de la vision, à des états dépressifs tels que la peur de chute, etc. Pour cela, les cliniciens se rapportent à l'évaluation du test TUG chez les personnes âgées afin d'identifier les personnes ayant une mobilité réduite, détecter les signes précoces du déclin de la mobilité et prédire la nécessité d'une intervention thérapeutique. Il est remarquable que ce test se caractérise par deux phases de marche : une phase d'aller et une phase de retour.

Par ailleurs, les paramètres de la marche ont des influences importantes pour et sur la santé. Par exemple, la vitesse de marche reflète la qualité de la marche et les fonctions des unités motrices en général. Cette mesure est simple, facile et fournit des informations similaires à celles apportées par des échelles motrices plus complexes et plus coûteuses (ex. les plateformes de force) [22].

7.2.3. Virage

Le virage est le fait de tourner ou faire un demi-tour. Pour une personne en bonne santé, tourner pendant la marche implique une décélération de sa vitesse par un ajustement spontané de quelques paramètres de la marche et ensuite une réorientation des segments du corps [23, 24]. Les forces de réaction au sol antéro-postérieures et médio-latérales changent pour ralentir la vitesse de marche. De plus, les longueurs et largeurs de pas deviennent asymétriques afin de réorienter le centre de masse vers la nouvelle direction [25-27].

En conséquence, un virage réussi nécessite un contrôle intégré de plusieurs systèmes, y compris le contrôle des fonctions motrices, sensorielles et posturales. Des études antérieures ont démontré l'existence de quatre indicateurs de difficultés pour terminer la phase de virage du test TUG : (i) une maladresse ou une perte d'équilibre, (ii) un pivotement, (iii) un nombre de *pas* supérieur ou égal à cinq et (iv) un temps dépassant les trois secondes [28, 29]. De ce fait, la phase de virage joue un rôle important dans l'évaluation de la stabilité posturale statique et dynamique chez les personnes âgées.

7.3. Segmentation entre « transfert et marche »

L'objectif d'une segmentation entre les deux composants « transfert » et « marche » est de séparer chacune des phases de lever et de s'asseoir de celles de la marche du test TUG. Dans ce travail, nous proposons une méthode de segmentation basée sur la détection du premier *pas* permettant d'identifier la première phase de marche (i.e. la fin de la phase de se pencher et de

se lever d'une chaise) (voir Figure 7. 4 ci-dessous). La détection du dernier *pas* aidera à identifier la fin de la deuxième phase de marche (i.e. le début de la phase de s'asseoir sur une chaise).

7.3.1. Méthodologie

Soit \mathbf{M} la matrice des coefficients de la transformée :

$$\mathbf{M}(a, b) = WT_x^\Psi(a, b) \quad (7.1)$$

Le paramètre statistique maximum « $mx(b)$ » a été extrait de la matrice \mathbf{M} afin de détecter les vitesses instantanées obtenues par le système radar Doppler lors de la réalisation du test TUG (i.e. les vitesses du torse en raison de sa plus grande surface « Surface Equivalente Radar ») :

$$mx(b) = \max_a \mathbf{M}(a, b) \quad (7.2)$$

Compte tenu des résultats obtenus et par comparaison avec ceux du système Vicon, les indices de temps des vallées du signal $mx(b)$ fournissent des informations sur le cycle de la marche ainsi que les *pas* établis, comme le montre la Figure 7. 3. La détection des vallées et des crêtes d'un signal a été réalisée par des méthodes existantes dans la littérature et basées sur les méthodes des moindres carrés [30, 31].

De ce fait, l'indice de temps I_{osc} , du début de la première phase d'oscillation d'un cycle de marche (cf. chapitre 8) établie représente la fin de la phase de lever et le début de la phase de marche. Pour calculer cet indice, on détecte l'indice de temps de la première vallée d'un signal torse et on recule par un instant égal à un demi-*pas* (étant validé par le système Vicon). Un pas est obtenu par la détection de deux vallées consécutives (voir chapitre suivant).

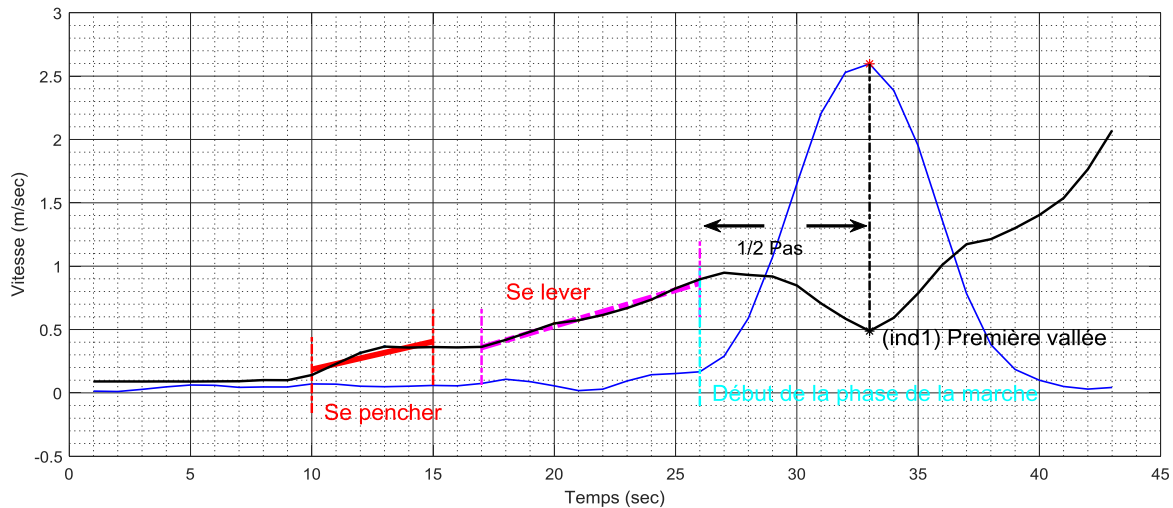


Figure 7. 3 Exemple des signaux de vitesse obtenus par le système radar $mx(b)$ (courbe en noir) et le système Vicon (courbe en bleu) lors d'une phase de transfert assis-debout.

Cette stratégie a été appliquée aussi pour la détection de l'indice de temps de la dernière phase d'oscillation établie afin de détecter la fin de la phase de marche et le début de la phase de s'asseoir.

Subséquentement, le coefficient de corrélation r a été évalué entre les indices de temps séparant les phases de transferts et marches obtenus par nos calculs et ceux obtenus par le système Vicon ainsi que les barrières infrarouges.

$$r = \frac{Cov(v_1, v_2)}{\sigma_{v_1} \sigma_{v_2}} \quad (7.3)$$

où $Cov(v_1, v_2)$ désigne la covariance des vecteurs des indices de temps obtenus par le système radar et représentés par v_1 , et ceux fournis par le système Vicon et les barrières infrarouges et représentés par v_2 , avec σ_{v_1} et σ_{v_2} leurs écarts-types, respectivement.

7.3.2. Résultats

L'approche proposée a été testée sur nos signaux radar collectés sur des sujets volontaires, (cf. chapitre 5, section 5.5.1). La Figure 7. 4 montre l'exemple d'un signal de vitesse du torse obtenu après traitement par la TO du signal radar Doppler (courbe en noir) avec un signal de vitesse des pieds obtenu par le système Vicon (courbe en bleu). Nous représentons dans cette figure le transfert d'une position assise à une position debout : le segment en rouge est la droite de régression quand la personne se penche vers l'avant, et le segment en magenta représente la droite de régression quand la personne se lève.

Tous les coefficients de corrélation ont dépassé le 0,95 pour les deux indices de temps, avec un taux d'erreur de 0,09 secondes.

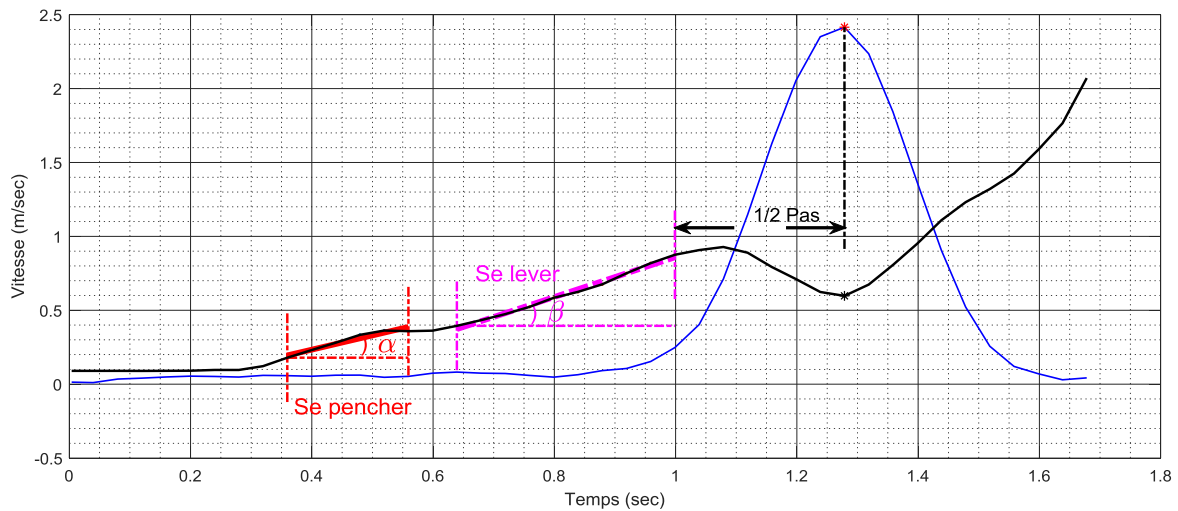


Figure 7. 4 Segmentation d'une phase de transfert en deux parties : se pencher (segment en rouge) et se lever (segment en magenta).

7.3.3. Discussion

Une méthode simple et facile a été présentée et validée pour une segmentation entre les composants transfert et assis du test TUG. Elle consiste à détecter les *pas* lors de la marche (le premier et le dernier *pas* en particulier) à partir de la vitesse du torse obtenue après traitement par la TO du signal radar Doppler.

La détection des *pas* offre des avantages de segmentation des composants et d'identification de plusieurs paramètres spatio-temporels de la marche (cf. Chapitre 8). Une double détection des *pas*, basée sur l'estimation des vitesses des pieds, sera aussi proposée et validée dans le chapitre suivant.

De plus, des paramètres cinématiques liés au penchement du dos et au lever de la personne pourraient être extraits du signal de la vitesse du torse, et mériteraient d'être considérés dans des travaux ultérieurs. Par exemple, les angles α et β calculés par les droites de régression (voir Figure 7. 4) pourraient indiquer la vitesse de pencher et celle de lever, respectivement ; tant que $\alpha + \beta$ augmente, la phase de transfert de la personne assise se réalise rapidement. Nous pourrions par la suite modéliser ces deux angles avec l'étude antérieure de Mourey et al. [17] citée ci-dessus, afin d'établir un score de cette phase.

Enfin, il convient de noter que, malgré l'efficacité de cette méthode à segmenter entre le composant transfert assis-debout et le composant de la marche, la détection du composant

transfert debout-assis est plus complexe. Des travaux ultérieurs seront nécessaires pour gérer la diversité de la façon de s'asseoir qui existe entre les personnes (par exemple s'aider des accoudoirs ou non, se tourner à gauche ou à droite, etc.). De plus, une phase de demi-tour s'ajoute souvent avant la phase de s'asseoir ce qui peut changer l'orientation du *pas*.

7.4. Segmentation entre « marche et virage »

Après avoir identifié le début et la fin de la première et la deuxième phase de marche respectivement, une seconde segmentation entre les deux composants « marche » et « virage » sert à séparer chacune des deux phases de marche et la phase de virage du test TUG. Dans ce travail, nous avons utilisé la méthode de classification basée sur l'algorithme de détection de ruptures « DARC » [32, 33].

7.4.1. Méthodologie

Soit $x(t)$ le signal du système radar Doppler relevé à l'instant t entre le début et la fin de la première et la deuxième phase de marche, respectivement. L'objectif est ainsi de concevoir la meilleure modélisation de ce signal permettant d'identifier les différentes phases de mobilité, obtenues précisément grâce aux signaux de référence du système Vicon et des barrières infrarouges, dont le but est de remplacer ces derniers.

D'abord, le signal $x(t)$ est analysé par l'ondelette « Bump ». Soit \mathbf{M}_2 la matrice des coefficients de la transformée en ondelettes, i.e.

$$\mathbf{M}_2(a, b) = WT_x^\psi(a, b) \quad (7.4)$$

Par la suite, différents signaux peuvent être reconstruits à partir de la transformée en ondelettes, en extrayant dix paramètres statistiques des colonnes de la matrice \mathbf{M}_2 . Nous citons le maximum, la moyenne, la variance, l'asymétrie, la mode, les valeurs absolues moyennes, la kurtosis, l'écart absolu moyen, l'entropie, le classement. Par exemple, le signal maximum $mx(b)$ qui représente la vitesse instantanée de l'individu :

$$mx(b) = \max_a \mathbf{M}_2(a, b) \quad (7.5)$$

et le signal variance $v(b)$ représente la dispersion des valeurs du scalogramme,

$$v(b) = var_a \mathbf{M}_2(a, b) = \frac{\sum_a \left(\mathbf{M}_2(a, b) - E(\mathbf{M}_2(a, b)) \right)^2}{N} \quad (7.6)$$

avec $E(\mathbf{M}_2(a, b)) = \frac{\sum_a \mathbf{M}_2(a, b)}{N}$ la moyenne des coefficients pour un b fixé et N le nombre de valeurs possibles que prend a . La comparaison aux signaux Vicon et des barrières infrarouges a permis par la suite de sélectionner le signal le plus adapté pour la classification entre les sections de marche et celles d'un virage (demi-tour).

Soit $y(b)$ le signal sélectionné, en d'autres termes $y(b)$ pourrait correspondre au maximum $mx(b)$, à la variance $v(b)$ ou autres paramètres.

Une fois le signal $y(b)$ reconstruit, l'approche proposée utilise l'algorithme de détection de ruptures « DARC » pour détecter automatiquement les ruptures (le début et la fin d'une phase de demi-tour) dans le signal $y(b)$ [32, 33]. Ci-dessous une illustration de l'algorithme DARC.

Détection automatique d'une phase de demi-tour : Algorithme DARC

A : Normalisation des données du signal $y(b)$ en divisant chaque donnée par la valeur maximale du signal

B : Modification de chaque point par un filtre de variance sur 10 points

C : Calcul des valeurs cumulées du signal

D : Recherche du plateau

D1. Multiplier chaque point cumulé par 10^4 et l'arrondir à l'entier le plus proche

D2. Faire glisser, par pas de 2, une « fenêtre » de 200 points

D3. Calculer le nombre de points se trouvant dans cette fenêtre : si le nombre de points trouvés correspond à une période de temps supérieur à 0.5 seconde, incrémenter un compteur de « plateau » et conserver les indices du 1er et du dernier point.

D4. Transformer en binaire en remplaçant les points hors plateau par 1 et les points du plateau par 0

Suite à l'identification des deux phases de mobilité (i.e. marche et virage), il devient possible d'estimer la vitesse instantanée du sujet en phase de marche grâce au signal $x(t)$ et le maximum de son scalogramme. Pour calculer la vitesse moyenne de la phase d'un demi-tour, il suffirait de calculer la moyenne de $mx(b_{début}: b_{fin})$; *début* et *fin* ont été trouvés par DARC.

Les indices de *début* et *fin* de la phase d'un demi-tour ont été comparés avec ceux obtenus par le système Vicon et les barrières infrarouges.

7.4.2. Résultats

L'approche proposée a été testée sur nos signaux radar collectés sur des sujets volontaires, chacun ayant fait le test TUG neuf fois selon les trois rythmes de vitesse (normale, lente et rapide) (cf. chapitre 5, *section 5.5.3*). Les dix paramètres statistiques cités ci-dessus ont été extraits de la matrice \mathbf{M}_2 , menant à dix possibilités de signaux reconstruits $y(b)$.

Nous avons défini le taux d'erreur comme la moyenne des différences entre les instants corrects et les instants estimés du début et de la fin de la phase de demi-tour divisées par la vraie durée du segment de demi-tour, et pour tous les signaux considérés. Le taux d'erreur obtenu avec la variance est de 0.13 secondes, et cela correspond au minimum d'erreur ; les autres taux avec d'autres paramètres statistiques sont supérieurs à ce dernier.

La Figure 7. 5 (a-d) illustre les résultats de ce travail pour le signal de variance extrait du scalogramme. La Figure 7. 5-a représente un exemple du signal brut du capteur radar Doppler avec les trois phases de marche. Le scalogramme de ce signal est représenté en Figure 7. 5 -b. Le signal de la variance du scalogramme est représenté sur la Figure 7. 5 -d. Les résultats de l'algorithme DARC concernant la variance cumulée et les plateaux binaires sont représentés sur la Figure 7. 5-e.

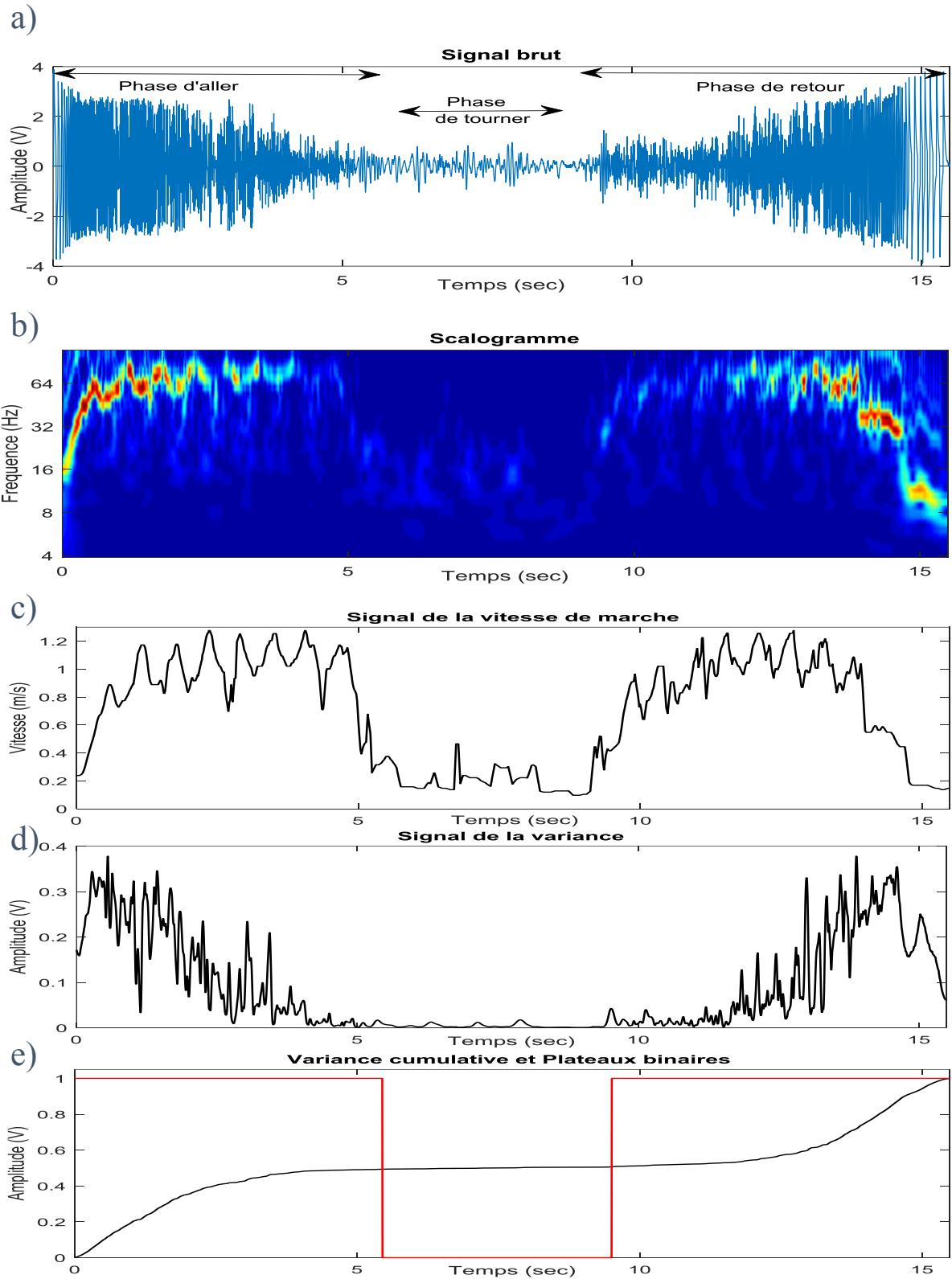


Figure 7. 5 (a) un signal radar, (b) son scalogramme, (c) le signal de vitesse de marche extrait de 2b, (d) le signal de variance extrait du scalogramme (voir équation 7.6) et (e) le signal de la variance cumulative en noir et les plateaux binaires de la détection automatique du demi-tour en rouge.

7.4.3. Discussion

A partir du système radar Doppler, nous avons développé une approche intelligente permettant de détecter les phases de virage pendant que la personne marche. Notre traitement du signal a été basé sur l'analyse de la transformée en ondelettes continue. Plusieurs paramètres statistiques ont été extraits à partir des coefficients de la transformée. Ensuite, une détection automatique basée sur l'algorithme DARC a permis d'identifier le début et la fin d'une phase d'un demi-tour en utilisant les paramètres statistiques extraits.

Une comparaison entre le résultat de l'approche proposée et les signaux du système optoélectronique Vicon et des barrières infrarouges a permis de vérifier que la variance des coefficients de la matrice des ondelettes donne une meilleure classification entre les phases de marche et de virage, comparée à tous les autres paramètres statistiques, avec un taux d'erreur de 0,13 secondes.

7.5. Conclusion

La stratégie proposée dans ce chapitre a été capable de segmenter avec précision les phases du test TUG. Elle s'appuie sur une proposition de deux méthodes de segmentation entre les trois composants du test d'une façon automatique et à la base de traitement par la transformée en ondelettes ; en premier une méthode de segmentation entre les composants « transfert et marche », et ensuite une méthode de segmentation entre les composants « marche et virage ». L'association entre l'application de la TO, l'algorithme de détection des phases d'oscillations, et l'algorithme DARC marque des résultats avantageux et une simplicité d'intégration dans un système embarqué au dos d'une chaise.

Bibliographie

1. Higashi, Y., et al., *Quantitative evaluation of movement using the timed up-and-go test*. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 2008. 27(4): p. 38-46.
2. Salarian, A., et al., *iTUG, a sensitive and reliable measure of mobility*. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2010. 18(3): p. 303-310.
3. Reinfelder, S., et al. *Timed Up-and-Go phase segmentation in Parkinson's disease patients using unobtrusive inertial sensors*. in *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. 2015. IEEE.
4. Weiss, A., et al., *An instrumented timed up and go: the added value of an accelerometer for identifying fall risk in idiopathic fallers*. Physiological measurement, 2011. 32(12): p. 2003.
5. Jallon, P., B. Dupre, and M. Antonakios. *A graph based method for timed up & go test qualification using inertial sensors*. in *2011 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP)*. 2011. IEEE.
6. Botolfsen, P., et al., *Reliability and concurrent validity of the Expanded Timed Up-and-Go test in older people with impaired mobility*. Physiotherapy Research International, 2008. 13(2): p. 94-106.
7. Nguyen, H., et al., *Auto detection and segmentation of daily living activities during a Timed Up and Go task in people with Parkinson's disease using multiple inertial sensors*. Journal of neuroengineering and rehabilitation, 2017. 14(1): p. 26.
8. Savoie, P., et al., *Automation of the Timed-Up-and-Go Test Using a Conventional Video Camera*. IEEE journal of biomedical and health informatics, 2019. 24(4): p. 1196-1205.
9. Herman, T., N. Giladi, and J.M. Hausdorff, *Properties of the 'timed up and go' test: more than meets the eye*. Gerontology, 2011. 57(3): p. 203-210.
10. Nordin, E., E. Rosendahl, and L. Lundin-Olsson, *Timed "Up & Go" Test: reliability in older people dependent in activities of daily living—focus on cognitive state*. Physical therapy, 2006. 86(5): p. 646-655.
11. Kouta, M., K. Shinkoda, and N. Kanemura, *Sit-to-walk versus sit-to-stand or gait initiation: biomechanical analysis of young men*. Journal of Physical Therapy Science, 2006. 18(2): p. 201-206.
12. Gill, T.M., C.S. Williams, and M.E. Tinetti, *Assessing risk for the onset of functional dependence among older adults: the role of physical performance*. Journal of the American Geriatrics Society, 1995. 43(6): p. 603-609.
13. Campbell, A.J., M.J. Borrie, and G.F. Spears, *Risk factors for falls in a community-based prospective study of people 70 years and older*. Journal of gerontology, 1989. 44(4): p. M112-M117.
14. Tinetti, M.E., M. Speechley, and S.F. Ginter, *Risk factors for falls among elderly persons living in the community*. New England journal of medicine, 1988. 319(26): p. 1701-1707.
15. Williamson, J.D. and L.P. Fried, *Characterization of older adults who attribute functional decrements to "old age"*. Journal of the American Geriatrics Society, 1996. 44(12): p. 1429-1434.
16. Scarborough, D.M., C.A. McGibbon, and D.E. Krebs, *Chair rise strategies in older adults with functional limitations*. Journal of Rehabilitation Research & Development, 2007. 44(1).
17. MOUREY, F., et al., *A kinematic comparison between elderly and young subjects standing up from and sitting down in a chair*. Age and ageing, 1998. 27(2): p. 137-146.
18. Bouisset, S., B. Maton, and B. Poggi, *Muscles, posture et mouvement Bases et applications de la methode electromyographique*. Lyon Pharmaceutique, 1996. 5(47): p. 272.
19. Perry, J. and J.R. Davids, *Gait analysis: normal and pathological function*. Journal of Pediatric Orthopaedics, 1992. 12(6): p. 815.
20. Bucksch, J., *Physical activity of moderate intensity in leisure time and the risk of all cause mortality*. British journal of sports medicine, 2005. 39(9): p. 632-638.
21. Watelain, E., *La marche humaine: de l'analyse quantifiée à l'aide au diagnostic*. 2017, EDP Sciences.
22. Graham, J.E., et al., *Frailty and 10-year mortality in community-living Mexican American older adults*. Gerontology, 2009. 55(6): p. 644-651.

23. Imai, T., et al., *Interaction of the body, head, and eyes during walking and turning*. Experimental brain research, 2001. 136(1): p. 1-18.
24. Manaf, H., M. Justine, and H.-T. Goh, *Effects of attentional loadings on gait performance before turning in stroke survivors*. PM&R, 2015. 7(11): p. 1159-1166.
25. Orendurff, M.S., et al., *The kinematics and kinetics of turning: limb asymmetries associated with walking a circular path*. Gait & posture, 2006. 23(1): p. 106-111.
26. Patla, A.E., A. Adkin, and T. Ballard, *Online steering: coordination and control of body center of mass, head and body reorientation*. Experimental brain research, 1999. 129(4): p. 629-634.
27. Strike, S.C. and M.J. Taylor, *The temporal-spatial and ground reaction impulses of turning gait: is turning symmetrical?* Gait & posture, 2009. 29(4): p. 597-602.
28. Thigpen, M.T., et al., *Turning difficulty characteristics of adults aged 65 years or older*. Physical Therapy, 2000. 80(12): p. 1174-1187.
29. Dite, W. and V.A. Temple, *Development of a clinical measure of turning for older adults*. American journal of physical medicine & rehabilitation, 2002. 81(11): p. 857-866.
30. Sachdev, M. and M. Nagpal, *A recursive least error squares algorithm for power system relaying and measurement applications*. IEEE Transactions on Power Delivery, 1991. 6(3): p. 1008-1015.
31. Gauss, C.F., *Méthode des moindres carrés: Mémoires sur la combinaison des observations*. 1855: Mallet-Bachelier.
32. Chkeir, A., et al., *Method for determining automatically the dichotomy index $i < o$ of an individual*. WO2017/103203.
33. Soubra, R., et al., *A Graphical User Interface for an Automatic Rest-activity Cycle Detection and Dichotomy Index Computation*, in *BIOSTEC*. 2019. p. 340-344.

Chapitre 8

Analyse spatio-temporelle de la marche

Sommaire

8.1. Introduction	157
8.2. La marche humaine	157
8.3. Exploration et exploitation de la marche	159
8.3.1. Méthodes d'analyse	159
8.3.2. Principaux paramètres de la marche.....	160
8.3.3. Outils de mesure	162
8.4. Proposition d'une analyse spatio-temporelle	163
8.4.1. Détection du signal des <i>pas</i>	163
8.4.2. Calcul des paramètres spatio-temporels.....	175
8.5. Conclusion	179
8.6. Bibliographie	180

8.1. Introduction

Avec l'âge, plusieurs paramètres de la marche se modifient sous l'effet du vieillissement physiologique et/ou pathologique [1]. Ces modifications se manifestent principalement par une diminution de la vitesse de la marche, une irrégularité dans les pas, une diminution du ballant des bras et une augmentation du temps de double appui [2-5]. Cependant, une variabilité anormale de ces paramètres peut être considérée comme une pathologie pour une personne âgée. Certains auteurs considèrent cette variabilité comme un facteur prédictif du risque de chutes, de la perte d'autonomie, d'institutionnalisation et de décès [5-7].

En particulier, les paramètres spatio-temporels sont des descripteurs validés de la marche [4]. Leur mesure permet de concrétiser les performances d'un sujet et de caractériser globalement sa marche. Toutefois, certaines variations minimales ne sont pas accessibles à l'œil humain lors d'une évaluation du test TUG (comme par exemple l'asymétrie, la cadence, etc...). De ce fait, divers scientifiques ont proposé des méthodes d'analyses à l'aide des capteurs portés ou non portés, dont chacun présente ses propres avantages et inconvénients [8].

Dans ce chapitre, nous présentons tout d'abord un bref rappel de la marche humaine, le cycle de la marche, les principaux paramètres évalués ainsi que leurs outils de mesure. Ensuite, nous décrirons la procédure de l'extraction des principaux paramètres de la marche lors d'une évaluation du test TUG.

8.2. La marche humaine

La marche est le mode de locomotion usuel de l'être humain, lui permettant un déplacement à allure modérée par le maintien d'équilibre en position debout et en propulsion. L'accomplissement de ce processus nécessite la présence de deux structures distinctes mais complémentaires : le Système Nerveux Central (SNC) et le système musculo-squelettique.

Par ailleurs, il est évidemment remarquable que chaque individu à sa propre façon de marcher. Cependant, pour être analysée, la marche peut être découpée en séquences de mouvements cycliques identifiables chez tous les humains, pour les deux sexes et pour toutes tranches d'âges [9].

Un cycle de marche commence par le contact initial du talon d'un pied au sol et se termine par le contact suivant du talon du même pied. Le cycle de la marche peut être lui-même divisé en phases afin d'établir les bases d'analyse. Ce découpage est principalement constitué de deux phases : une phase d'appui et une phase d'oscillation. La phase d'appui est définie

lorsque le pied (droit ou gauche) est en contact avec le sol et dure en moyenne 60% du temps du cycle. La phase d'oscillation est définie lorsque la jambe (droite ou gauche), en l'air, se déplace vers l'avant, se termine lorsque le talon reprend contact avec le sol et dure en moyenne les 40% restante du temps du cycle [9]. Il est possible aussi de faire un sous-découpage en fonction de ces deux phases. On parle, par exemple, d'un *double appui* lorsque les deux membres sont en phase d'appui et d'un *appui unilatéral* lorsque l'un des membres est en phase d'appui pendant que l'autre membre est en phase oscillante.

Un découpage plus fin à l'intérieur des phases d'appui et d'oscillation est représenté Figure 8. 1 et détaillé dans le paragraphe qui suit.

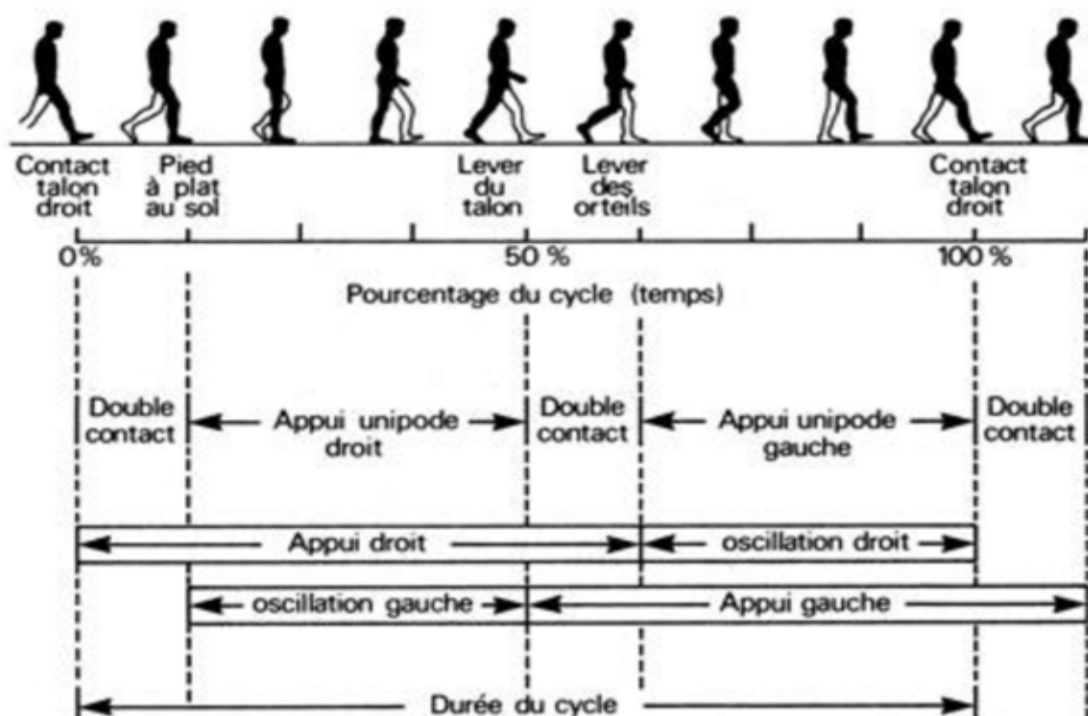


Figure 8. 1 La chronologie des différentes phases d'un cycle de marche. Adapté de « La marche humaine, la course et le saut: biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements » par Viel, 2000, Elsevier Masson [10].

- **La phase d'appui** peut être décomposée en 3 périodes :

En premier temps, les deux pieds sont en contact avec le sol. **Une phase du double appui de réception** commence à 0% du cycle avec le premier contact du talon au sol et se termine lorsque les orteils contralatéraux se soulèvent à 10% du cycle. Cette phase permet de diriger le mouvement du corps vert l'avant et vers le côté lorsque le pied contralatéral quitte le sol. Subséquemment, **une phase d'appui unilatéral** se produit et dure environ 40% du temps du cycle. Durant cette phase, un seul membre inférieur est en appui avec le sol. Cette phase

commence à 10% du cycle avec le décollement des orteils controlatéraux et s'achève à 50% du cycle avec le contact du talon controlatéral. Elle soutient la progression du corps en avant par le pied en appui. Ensuite, ***une phase de double appui de propulsion*** commence. Comme son nom l'indique, lors de cette phase les deux pieds sont en contact avec le sol. Cette phase commence lors du contact controlatéral et se termine avec le décollement des orteils du pied en appui à 60% du cycle. Elle a pour but de propulser le corps vers l'avant.

- **La phase d'oscillation** n'est habituellement pas découpée.

Nous pouvons, néanmoins, noter une distinction entre ***une phase d'accélération*** et ***une phase de décélération*** qui se présentent lors de cette période. Une phase d'accélération commence lorsque le pied décolle du sol et se finit lorsque les deux pieds se croisent. Après, une phase de décélération est observée lorsque le membre oscillant ralentit pour préparer le prochain contact.

8.3. Exploration et exploitation de la marche

8.3.1. Méthodes d'analyse

De nombreuses méthodes d'analyse, conduisant à des niveaux de précision différents, peuvent être conduites dans le cadre d'une évaluation de la marche humaine. L'objectif ici est de présenter les principes généraux des méthodes les plus utilisées [11] :

- L'analyse observationnelle : basée sur l'observation visuelle du patient et renforcée généralement par l'utilisation de la vidéo ou d'une échelle d'évaluation. Le premier moyen d'observer le mouvement est certainement l'œil humain, cependant, cela nécessite un apprentissage et une expertise importante. Dans ce cas, la subjectivité de l'observateur intervient également et provoque parfois une variabilité inter-juges.
- L'analyse spatio-temporelle : permet d'estimer les caractéristiques du cycle de la marche d'un sujet. Les paramètres essentiels pour indiquer l'évolution de la marche et l'apparition des troubles, ainsi que leurs outils de mesure, seront détaillés dans les sections suivantes.
- L'analyse quantifiée de la marche (AQM) : permet une analyse cinématique et cinétique du mouvement pour une meilleure précision. Cette analyse est relativement d'une longue durée (surtout pour la réalisation complète d'un bilan

articulaire, un bilan de spasticité et un bilan musculaire) et combine l'utilisation des systèmes optoélectroniques et des plateformes de force.

8.3.2. Principaux paramètres de la marche

Plusieurs paramètres peuvent être pris en compte lors d'une évaluation des capacités motrices. Ces paramètres sont généralement regroupés selon cinq catégories :

- (i) **Les paramètres spatio-temporels** qui informent sur le déroulement de la marche dans le temps et l'espace.
- (ii) **Les paramètres cinématiques** qui définissent les caractéristiques des angles, des trajectoires, des vitesses et des accélérations linéaires et angulaires des différents segments du corps.
- (iii) **Les paramètres cinétiques** qui déterminent les caractéristiques des forces et les moments de forces générées par les mouvements des segments corporels lors de la marche.
- (iv) **Les paramètres électromyographiques** qui regroupent l'étude de la chronologie et la durée de contraction des muscles au cours de la marche.
- (v) **Les paramètres énergétiques** qui déterminent la consommation d'énergie au cours de la marche.

Dans ce travail, nous avons consacré nos recherches à l'étude des principaux paramètres spatio-temporels uniquement. Nous avons choisi les paramètres qui sont couramment évalués pour fournir les caractéristiques globales de la marche.

Les principaux **paramètres spatiaux** sont :

- **La longueur du pas** : connue par « Step Length » en anglais, et correspond à la distance entre les deux talons lors du temps du double appui de réception.
Dans ce travail, on définit le pas par la progression vers l'avant du pied oscillant par rapport au pied portant.
- **La longueur d'enjambée** : connue par « Stride Length » en anglais. Par définition, l'enjambée correspond à la succession de deux pas droit et gauche. Ainsi, la longueur d'enjambée représente la somme algébrique des longueurs des deux pas successifs.
- **La largeur du pas** : qui correspond à la distance entre l'axe de propagation et la partie médiane du talon.

Ces paramètres sont exprimés en mètres et sont représentés sur la Figure 8. 2.

- **L'angle du pas** : qui correspond à l'angle formé entre l'axe de propagation et la ligne médiane de marche.

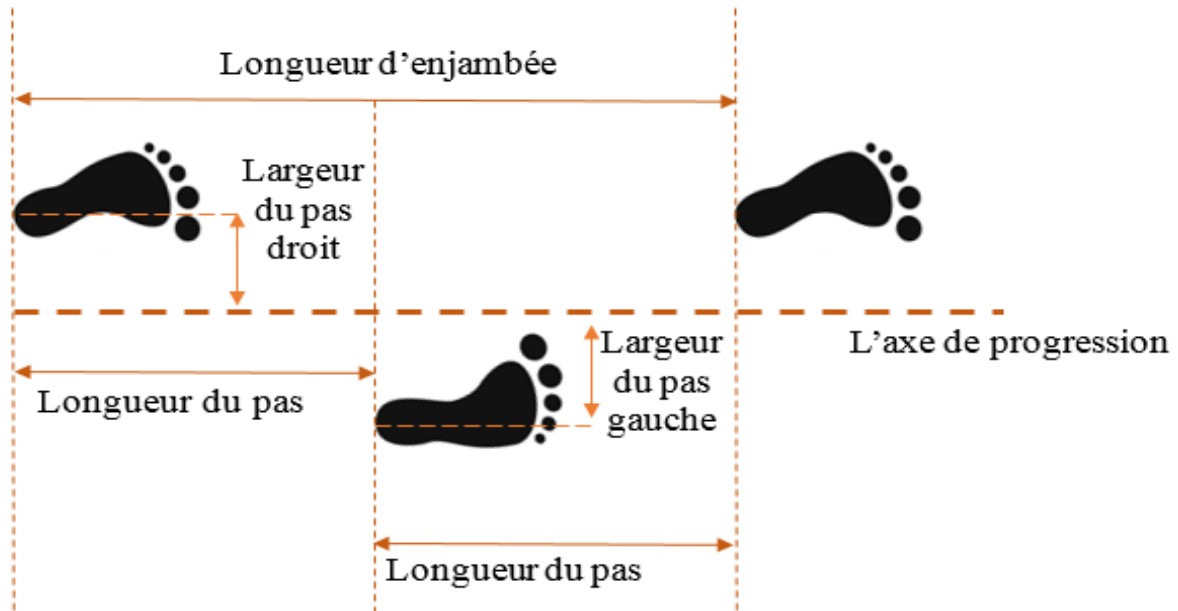


Figure 8. 2 Représentation des paramètres spatiaux.

Les principaux **paramètres temporels** sont :

- **La durée du cycle de marche**, exprimé en secondes
- **Le temps de la phase d'appui**, exprimé en secondes ou en pourcentages du cycle de la marche
- **Le temps de la phase oscillante**, exprimé en secondes ou en pourcentages du cycle de la marche
- **La cadence** : correspond à la vitesse de marche en fonction du nombre de pas. Ce paramètre représente la fréquence à laquelle une personne marche. On calcule la cadence comme le nombre de pas effectué par minute ou par seconde par l'équation suivante :

$$\text{Cadence (pas/min)} = \frac{1}{\text{durée de cycle de marche (sec)}} \times 60 \text{ (sec)} \quad (8.1)$$

- **La vitesse de la marche** : correspond à la relation mathématique entre la cadence et la longueur d'enjambée :

$$\text{Vitesse de la marche (m/sec)} = \frac{\text{enjambée (m)} \times \text{cadence (pas/min)}}{2 \times 60} \quad (8.2)$$

8.3.3. Outils de mesure

Les connaissances sur les paramètres spatio-temporels ont été principalement obtenues grâce au développement des outils de mesure. Les premières études de l'analyse de la motricité ont eu lieu grâce aux méthodes photographiques inventées par Marey et Muybridge [12]. En effet, Marey a notamment inventé **la chronophotographie** [13]. Cet outil est constitué de prises de vues photographiques successives d'un objet en déplacement dans un temps très étroit. Ainsi, des images détaillant les mouvements effectués sont produites. Ensuite, des mesures quantitatives étaient effectuées en mesurant les traces de pas sur un **drap blanc** au début, et puis par l'invention du **chronographe**. Ce dernier permet de mesurer les temps d'appui et les temps d'oscillation par la pression d'une chambre à air placée sous une chaussure. L'air chassé de cette chambre s'échappe dans un tambour à levier qui, à son tour, envoie sur l'enregistreur la durée et les phases de la pression du pied (voir Figure 8.3).

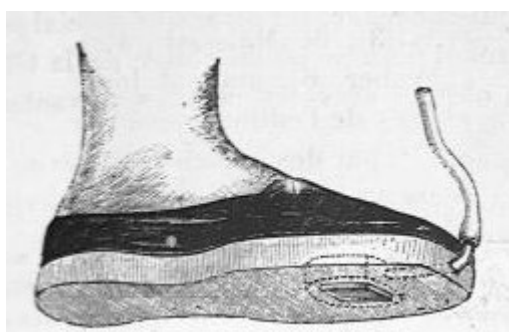


Figure 8. 3 Une personne munie des chaussures exploratrices et portant le chronographe de Marey. Un tube de transmission fait communiquer la chambre à air placée au-dessous des chaussures avec le tambour à levier du chronographe [14].

Ultérieurement et avec le progrès technologique, plusieurs outils de mesure ont été développés pour obtenir certains ou l'ensemble des paramètres spatio-temporels. On cite par exemple :

- **Le chronométrage** : un appareil capable de mesurer des temps, et ainsi de mesurer la vitesse de marche d'une personne sur une distance donnée.
- **La baropodométrie** : un outil de mesure et d'analyse de la pression plantaire durant les phases d'appui. Il s'agit des semelles avec des capteurs de pression embarquées dans les chaussures [15].
- **Le locomètre de Bessou** : un appareil qui permet l'évaluation et l'enregistrement des paramètres spatio-temporels à partir d'un système de câbles attachés aux pieds et qui rendent compte des déplacements au niveau des pieds [16].
- **Les tapis de marche électroniques** : une piste de marche contenant des sections de capteurs encapsulées dans un tapis et connectées à un ordinateur. Ces tapis permettent de mesurer les paramètres spatiaux et temporels de la marche (ex. les plateformes Gaitrite et Cirface) [17].
- **L'accéléromètre triaxial** : un dispositif d'évaluation basé sur l'utilisation d'accéléromètre afin de détecter les accélérations linéaires, angulaires et les inclinaisons sous différents points du corps [18].
- **Les systèmes optoélectroniques** : des systèmes utilisés pour l'analyse tridimensionnelle du mouvement. Ils nécessitent l'utilisation d'au moins deux caméras infrarouges pour calculer les coordonnées cartésiennes d'un marqueur placé sur le corps d'une personne [19].

8.4. Proposition d'une analyse spatio-temporelle

Dans cette section, nous proposons une méthode d'évaluation des principaux paramètres spatio-temporels de la marche lors du test TUG basée sur la vitesse des pieds, obtenue après traitement du signal radar Doppler.

8.4.1. Détection du signal des pas

Procédure d'analyse

Soit $X(t)$ le signal du système radar Doppler relevé à l'instant t . D'abord, le signal $X(t)$ a été analysé par la transformée en ondelettes continue. Dans ce travail, d'une part, l'ondelette

« Bump » a été choisie selon les résultats de nos études précédentes (cf. Chapitre 6, section 6.3.5), et d'autre part, le système Vicon a été utilisé comme un système de référence pour la validation de nos méthodes.

Soit \mathbf{M} la matrice des coefficients de la transformée en ondelettes, i.e.

$$\mathbf{M}(a, b) = WT_x^\psi(a, b) \quad (8.3)$$

et $v(t)$ le vecteur représentant la vitesse des pieds mobiles calculée par la dérivée du déplacement des marqueurs $RTOE$ et $LTOE$ sur l'axe des x (voir Figure 5.10 du chapitre 5) obtenus par le système Vicon :

$$v(t) = \frac{\partial x_{RTOE}}{\partial t} + \frac{\partial x_{LTOE}}{\partial t} \quad (8.4)$$

Un exemple du scalogramme de la matrice \mathbf{M} avec le signal $v(t)$ tracé en-dessus (courbe en noir) est présenté sur la Figure 8. 4. La courbe de vitesses maximales détectée dans le scalogramme définit bien $v(t)$. De plus, la partie inférieure à $v(t)$ représente les vitesses d'oscillations des membres inférieurs et supérieurs du corps humain (avec des valeurs d'énergie élevées), alors que la partie supérieure représente le bruit (avec des valeurs d'énergie basses).

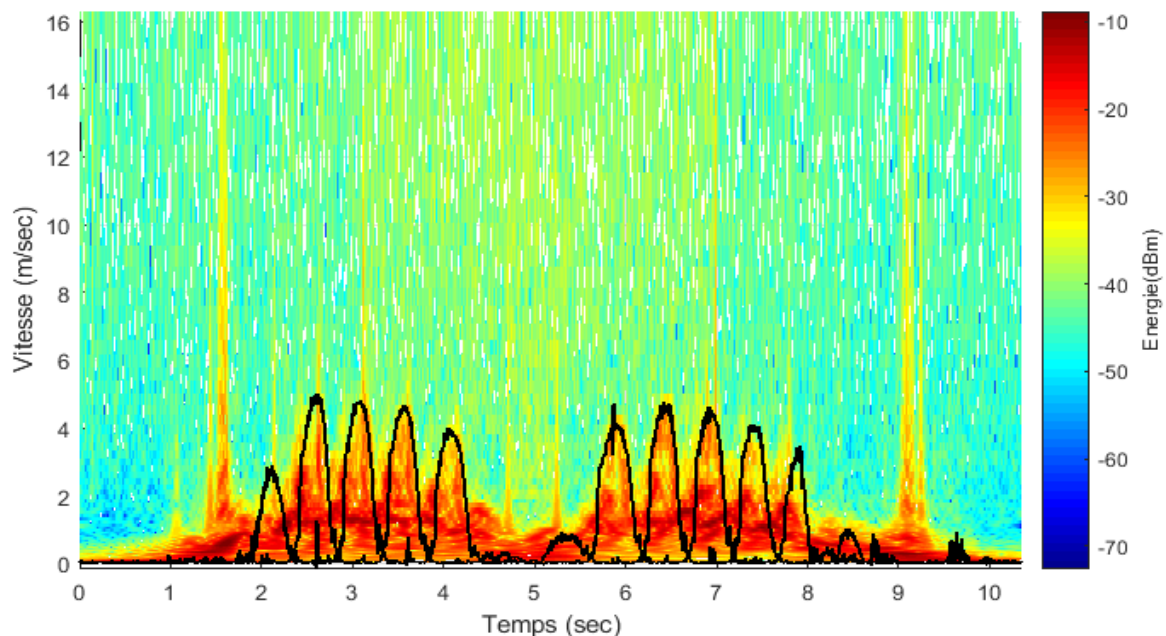


Figure 8. 4 Scalogramme d'une matrice des coefficients de la TO avec le signal de la vitesse des pieds tracé en noir.

Nous remarquons sur l'ensemble des signaux obtenus par le système Radar qu'une différence de distribution des valeurs d'énergie entre les deux parties existe. D'ici, l'idée de base consiste à identifier la valeur seuil séparant entre les valeurs d'énergie relatives aux *pas* et celles relatives au bruit. Dans ce contexte, nous avons proposé une approche de détection du seuil adapté (**th**) à partir d'un signal de ligne de base. L'histogramme des données du bruit (obtenues après traitement d'un signal radar Doppler enregistré en l'absence d'une cible mobile) est illustré sur la Figure 8. 5.

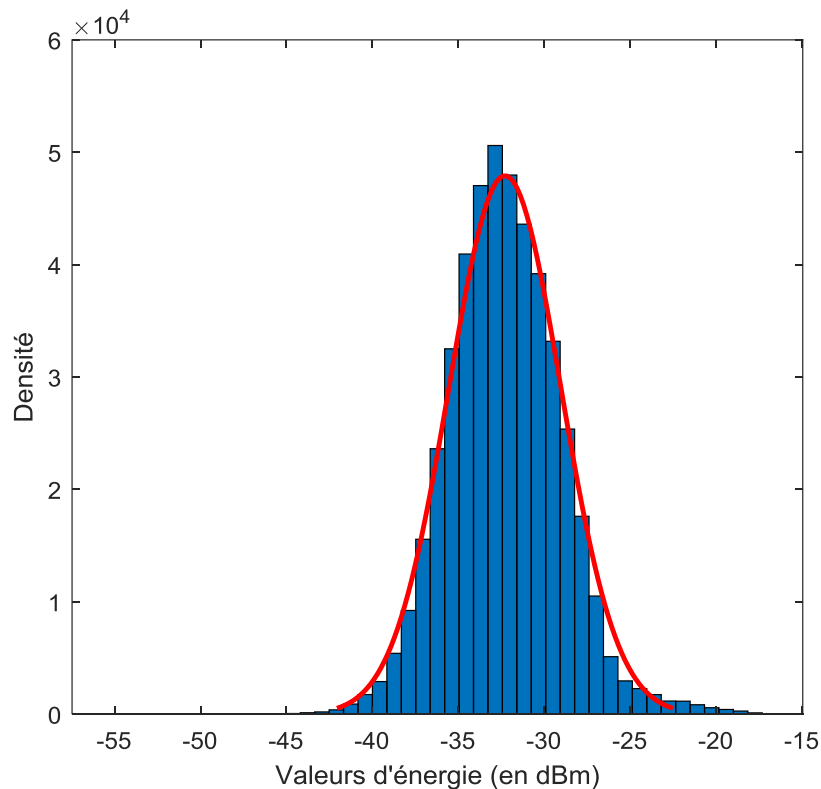


Figure 8. 5 Histogramme du bruit enregistré en l'absence d'une cible mobile.

Nous avons validé la normalité des données du bruit en utilisant le test de Kolmogorov-Smirnov [20]. En partant de ce fait, nous pouvons déduire que 95% de la distribution des données du bruit varient entre $\mu - 1,96\sigma$ et $\mu + 1,96\sigma$, avec μ la moyenne et σ l'écart type, et nous estimons par la suite une valeur seuil (**th**) pour séparer entre les valeurs d'énergie relatives au bruit et celles relatives aux *pas*, comme suit :

$$th = \mu + 1,96\sigma \quad (8.5)$$

vu que les valeurs d'énergie relatives au pas sont supérieures à celle du bruit.

Pour valider ce résultat, nous proposons d'évaluer la distribution des valeurs d'énergie relatives au bruit et celles relatives aux oscillations par rapport à la valeur seuil th d'une part et le vecteur de référence $v(t)$ d'autre part. D'abord, les colonnes de la matrice \mathbf{M} ont été soumises à un filtrage médian [21]. Ensuite, toutes les données de la matrice inférieures à la courbe $v(t)$ ont été groupées dans le vecteur v_{inf} , telles que :

$$v_{inf} = \{M_k(a, b)\}; \forall k \in \mathbb{N}^+ \text{ et } M_k(a, b) > th \quad (8.6)$$

Ce vecteur comprend ainsi les valeurs d'énergie relatives aux oscillations des membres inférieurs et supérieurs du corps humain. La Figure 8. 6 montre un exemple de comparaison entre la distribution des valeurs du bruit, la distribution des valeurs v_{inf} et la valeur seuil th . Le regroupement de la majorité des valeurs v_{inf} d'un côté (histogramme en marron) et le regroupement des valeurs du bruit de l'autre côté (histogramme en bleu) assurent une validité élevée de notre approche.

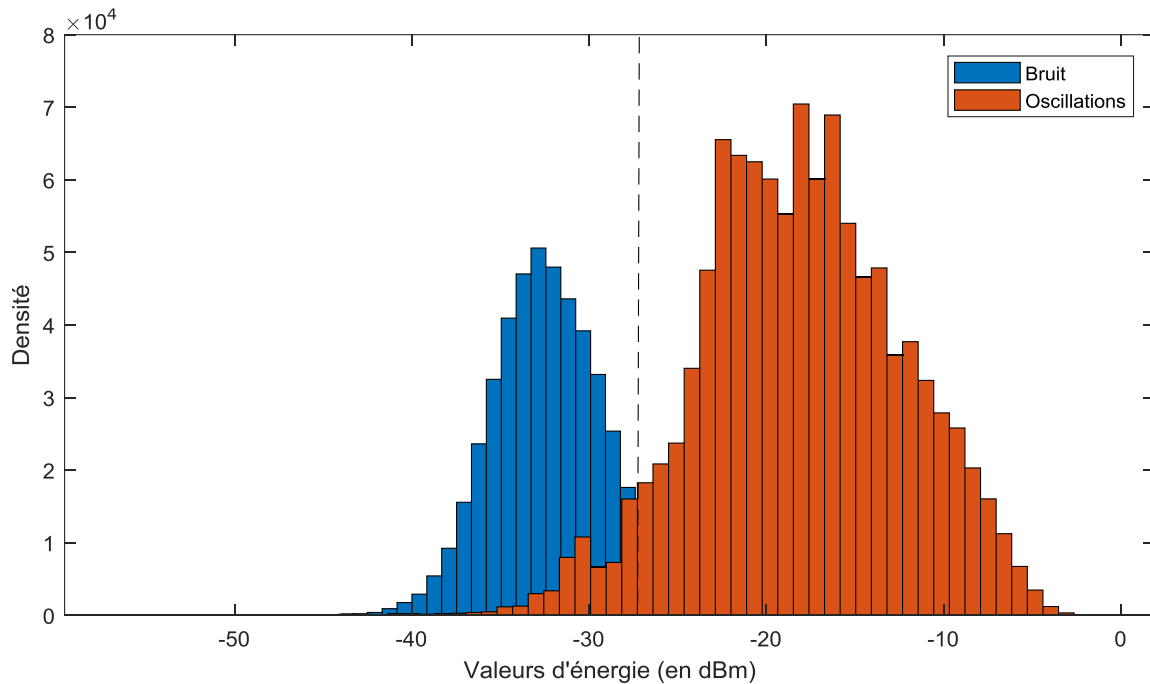


Figure 8. 6 Histogrammes de la distribution des valeurs d'énergie relatives aux oscillations des membres du corps humain (v_{inf}) et aux bruits.

En revanche, quelques éléments du vecteur v_{inf} ayant des valeurs d'énergie proches ou égales à celles du bruit ont été éliminés après débruitage par th . Ces éléments sont attribués au bruit, toutefois, ils sont dispersés dans la zone inférieure à la courbe $v(t)$. Par conséquent, nous

avons proposé d'accorder une valeur propre à ces éléments en se basant sur l'analyse par voisinage (i.e. analyse de dominance des valeurs d'énergie dans une zone proche).

L'idée fondamentale s'appuie sur le concept des opérations morphologiques pratiqué souvent dans le traitement des images [22, 23]. Il s'agit d'une méthodologie mathématique ensembliste qui a pour but de comparer la matrice de coefficient à analyser par un ensemble de géométrie connue appelé élément structurant. Les opérations morphologiques de base sont l'érosion et la dilatation, et leur combinaison permette la production d'autres opérations, telles que la fermeture (une dilatation suivie par une érosion) et l'ouverture (érosion suivie par une dilatation).

Dans ce travail, nous avons proposé l'application de l'opération morphologique de la fermeture sur la matrice \mathbf{M} dans le but de boucher les trous indésirables (i.e. bruit qui se trouve dans la partie v_{inf}), connecter les points disjoints et conserver les contours, comme le montre le cercle rouge de la Figure 8. 7-b ci-dessous d'un carré de la matrice \mathbf{M} dans la partie rouge et orange.

La Figure 8. 7-a illustre un exemple d'image avant et après l'application de l'opération « fermeture ».

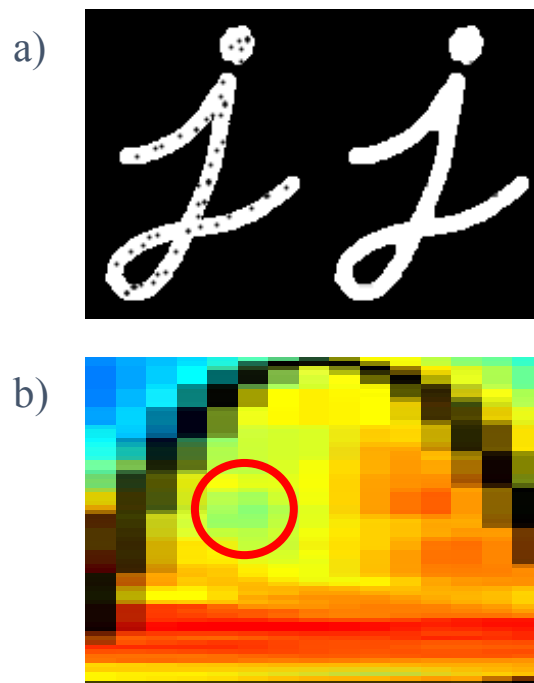


Figure 8. 7 a) Exemple d'image avant et après l'application de l'opération « fermeture » et b) figure zoom d'un carré de la matrice \mathbf{M} .

L'opération de *fermeture* consiste en un enchainement de dilatation et d'érosion de la matrice \mathbf{M} par un élément structurant \mathbf{B} , selon :

$$\mathbf{M} \cdot \mathbf{B} = (\mathbf{M} \oplus \mathbf{B}) \ominus \mathbf{B} \quad (8.7)$$

où \oplus représente le signe de la dilatation, et \ominus représente le signe d'érosion, avec :

$$\mathbf{A} = \mathbf{M} \oplus \mathbf{B} = \{\mathbf{z} \mid (\mathbf{B})_{\mathbf{z}} \cap \mathbf{M} \neq \emptyset\} \quad (8.8)$$

et

$$\mathbf{A} \ominus \mathbf{B} = \{\mathbf{z} \mid (\mathbf{B})_{\mathbf{z}} \subseteq \mathbf{A}\} \quad (8.9)$$

En principe, l'élément structurant \mathbf{B} représente une matrice binaire de petite taille qui se déplace de façon que son origine passe par tous les éléments de la matrice \mathbf{M} afin de mettre en évidence certaines caractéristiques. Cependant, trois propriétés de cet élément sont importantes à considérer : sa forme, sa taille et son point d'origine [24]. La forme de \mathbf{B} représente l'arrangement des valeurs uns et zéros dans un modèle (rectangulaire, circulaire, en disque, etc.), la taille agit comme une fenêtre dans laquelle l'interférence aura lieu, et l'origine identifie le point d'intérêt pour être traité.

Par conséquent, nous avons testé une variété d'éléments structurants et sélectionné le meilleur pour nos études grâce aux résultats obtenus par le système de référence Vicon et le calcul du rapport signal sur bruit (S/B) par référence au signal de ligne de base (enregistré en l'absence d'une cible en mouvement).

Par la suite, nous avons proposé une méthode de classification entre les valeurs d'énergie relatives aux *pas* et celles relatives aux bruit basée sur la valeur seuil (th) uniquement. Le principe est de conserver les éléments de la matrice \mathbf{M} qui sont supérieurs à (th) et interpréter le reste comme des *NaN* "not a number" :

$$\mathbf{M}(a, b) = \begin{cases} \mathbf{M}(a, b), & \mathbf{M}(a, b) > th \\ NaN, & \mathbf{M}(a, b) \leq th \end{cases} \quad (8.10)$$

Ainsi, l'enveloppe maximale séparant une valeur \mathbf{M} d'une valeur *NaN* a été extraite pour la détection des *pas* du système radar Doppler.

D'autre part, nous avons proposé une méthode de classification basée sur l'application d'un apprentissage statistique.

Par définition, l'apprentissage statistique désigne un ensemble de méthodes et d'algorithmes capables d'identifier l'information pertinente de données ou d'apprendre un comportement à partir de l'observation d'un phénomène [25, 26]. Ce processus comprend deux grandes branches : *l'apprentissage supervisé* (i.e. Supervised Learning) et *l'apprentissage non-supervisé* (i.e. Unsupervised Learning). Dans le cas supervisé, l'apprentissage consiste à trouver un modèle à partir d'un ensemble de données labellisées (ou étiquetées). A l'inverse, l'apprentissage non-supervisé se fait d'une façon totalement autonome à partir des données non-labellisées (i.e. sans lui fournir des exemples de résultats attendus en sortie).

En général, l'apprentissage non-supervisé est utilisé dans le but de *clustering (ou partitionnement)* ; procédé qui a pour but de regrouper un ensemble de données hétérogènes sous forme de sous-groupes homogènes liés par des caractéristiques similaires [27, 28]. Bien que de nombreuses méthodes de clustering aient été proposées dans la littérature, l'approche de la *k-moyenne* représente l'algorithme de clustering le plus répandu [29-32]. Cette approche consiste à regrouper les données en k groupes homogènes, appelés clusters, par minimisation de la variance intra-classe.

On considère $x_i \in \mathbb{R}^p$ l'ensemble des points de la matrice \mathbf{M} à séparer, avec $i \in \{1, \dots, n\}$. Le but ici est de classer l'ensemble de ces points en $k = 2$ clusters. L'approche de la *k-moyenne* consiste tout d'abord à choisir un barycentre c_j (connu par le mot centroid) pour chacun des clusters C_j avec $j \in \{1, \dots, k\}$, et ensuite attribuer chaque point x_i au c_j le plus proche par une mesure de similarité (en distance) notée par d . Les étapes de la *k-moyenne* sont présentées dans l'algorithme ci-dessous :

Algorithme de clustering par la k-moyenne

1. Choix du nombre des clusters k
2. Initialisation aléatoire des barycentres c_1, c_2, \dots, c_k
3. Calcul de la distance de similarité entre les barycentres et chaque point x_i :

$$x_i \in C_j \leftrightarrow d = \arg \min \|x_i - c_j\|^2$$

4. Rapprochement des points au cluster C_j dont le barycentre est le plus proche :

$$C_j = \{\text{ensemble des points de } x_i \text{ les plus proche au barycentre } c_j\}$$

5. Calcul des nouveaux barycentres des clusters : $c_j = \frac{1}{N_j} \sum_{x_i \in C_j} x_N$, où N est le nombre d'échantillons pour le cluster C_j

6. Répétition des étapes 3 à 5 suivant un critère d'arrêt fixe: soit par le nombre limite d'itérations, ou soit par la convergence de l'algorithme (c.à.d. les barycentres c_j deviennent stables ou l'inertie intra-classe ne s'améliore quasiment plus entre deux itérations).

Le choix initial des barycentres peut influencer la qualité des résultats de clustering (étape 2 de l'algorithme ci-dessus). En général, les barycentres sont choisis initialement par l'algorithme d'une façon aléatoire. Cependant, pour un partitionnement plus précis, nous proposons une stratégie d'apprentissage semi-supervisée dans laquelle l'initialisation des barycentres sera basée sur la valeur seuil (th). En d'autres termes, après la détection de la valeur th et l'application de l'opération morphologique, les données de la nouvelle matrice seront regroupées en deux clusters : le cluster de bruit (C_b) et le cluster des oscillations (ou des *pas*) (C_p) contenant les valeurs d'énergie inférieures et supérieures à th , respectivement. Ainsi, les barycentres initiaux c_1 et c_2 seront égaux à la moyenne des clusters (C_b) et (C_p) (voir Figure 8. 8).

De plus, d'après la littérature mathématique, plusieurs notions et calculs de distance peuvent être appliqués pour obtenir les résultats de l'étape 3 de l'algorithme ci-dessus [33, 34]. Après avoir testé les méthodes les plus connues pour le cas du clustering (telles que les distances euclidiennes, city block, Hamming et Manhattan), nous avons trouvé que la distance euclidienne est l'outil le plus adéquat pour comparer le degré de similarité entre les deux observations dans ce travail. La distance euclidienne entre les points x_i et c_j est :

$$d = \sqrt{(x_i - c_j)^2} \quad (8.11)$$

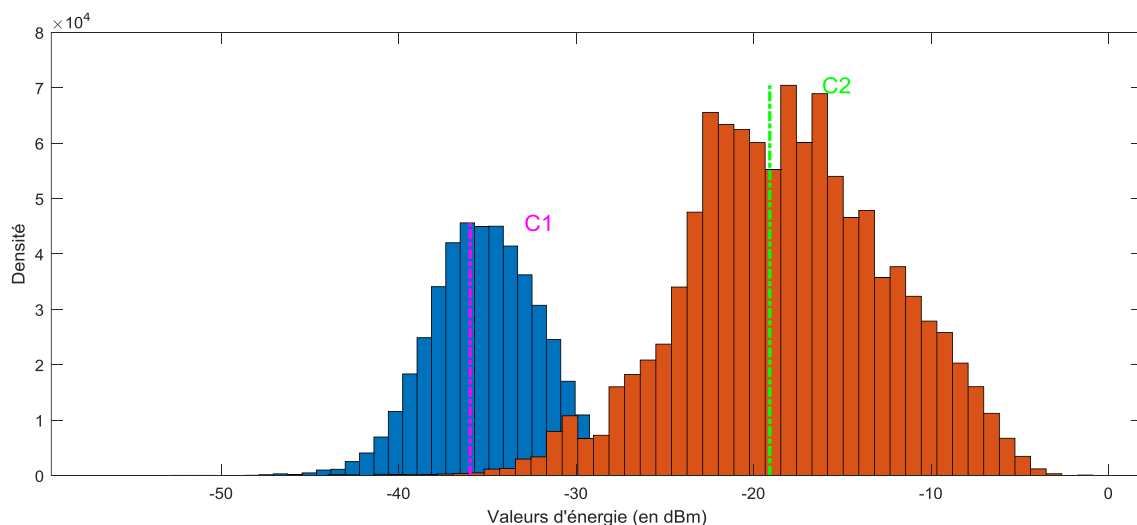


Figure 8. 8. Initialisation des barycentres.

Après un certain nombre d'itérations (i.e. répétition des étapes 3 à 5 jusqu'à la convergence de l'algorithme), nous obtenons une matrice de valeurs dichotomiques (ensemble de valeurs uns et deux). Ainsi, la vitesse des pieds $Y(b)$ sera identifiée par une méthode très simple de détection de l'enveloppe séparant entre les valeurs de uns et deux pour chaque colonne de la matrice.

Pour valider nos méthodes, nous avons évalués les coefficients de corrélation entre les vitesses des *pas* obtenues par chacune des deux approches proposées et celles obtenues par le système de référence Vicon $v(t)$.

Résultats

Le traitement d'un signal de ligne de base a révélé une valeur seuil (**th**) égal à -27 *décibels*. Par référence au système Vicon, les résultats de classement par (**th**) entre les valeurs d'énergie relatives au bruit et celles relatives aux oscillations des *pas* ont été encourageants (voir les histogrammes de la Figure 8. 8). Toutefois, une amélioration a été apportée par la fusion d'un débruitage basé sur l'opération morphologique de *fermeture* avec un élément structurant **B** de forme rectangulaire, taille (3×9) et d'origine centré.

Nous remarquons dans la Figure 8. 9 (a et b) un changement de la densité numérique des énergies. Les valeurs d'énergie relatives aux oscillations, et ayant une valeur proche de celles du bruit, ont été converties en valeurs correctes (de même pour les valeurs du bruit). L'avantage de cette approche est montré sur la Figure 8. 10. La comparaison entre les signaux de vitesse des pieds obtenus par le système radar Doppler et ceux obtenus par le système de référence Vicon, a démontré une corrélation plus élevée après traitement des matrices par la procédure de l'opération morphologique, avec $r = 0,87$ et $r = 0,91$ avant et après traitement de l'opération fermeture, respectivement.

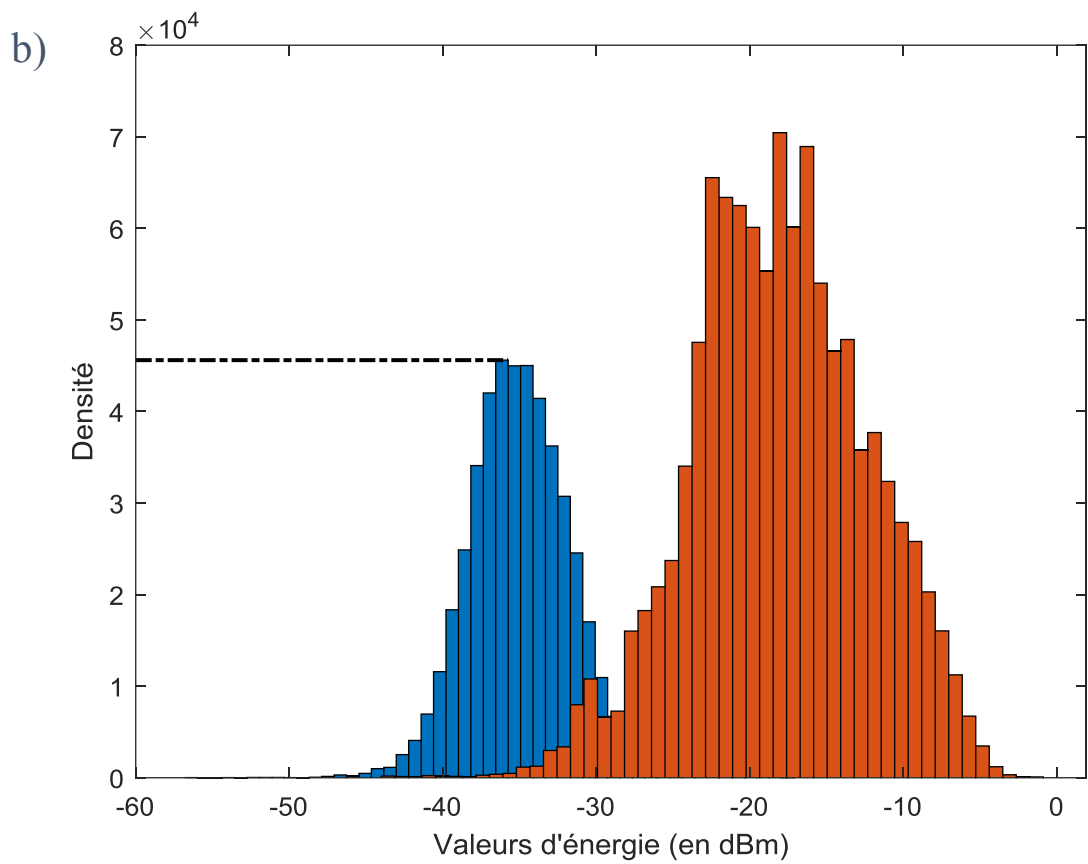
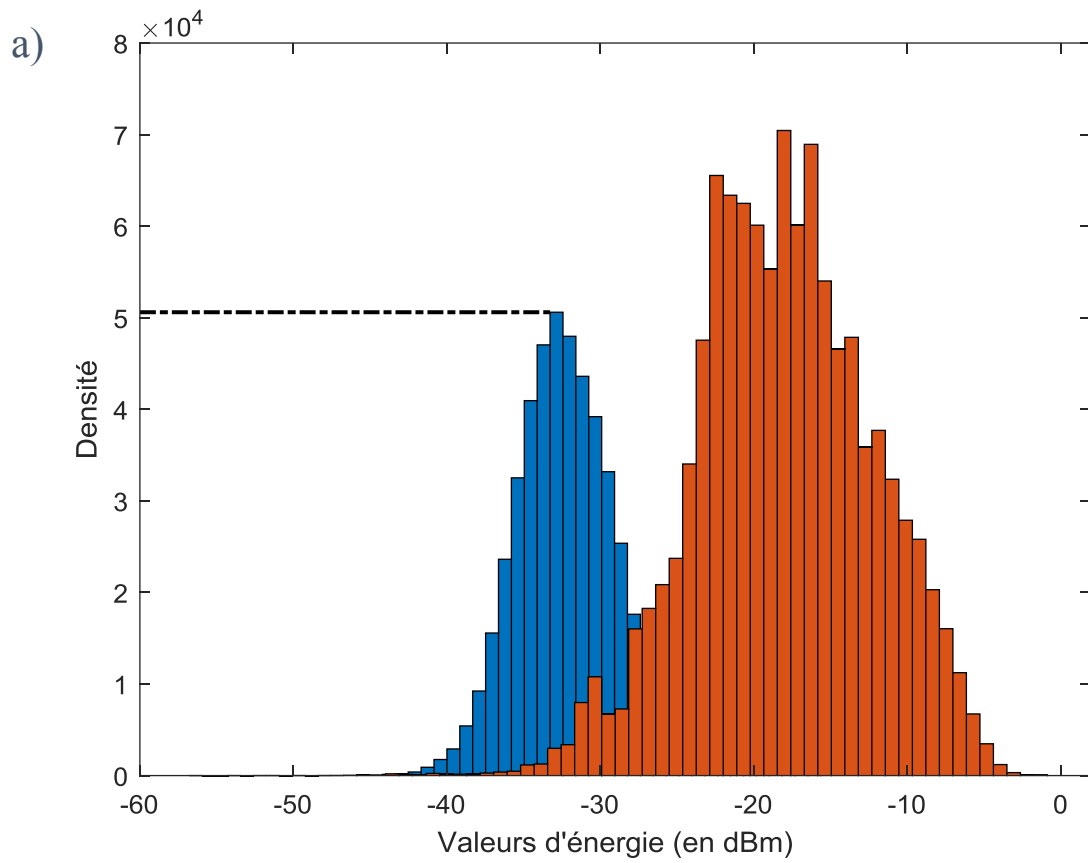


Figure 8. 9 Histogrammes obtenus a) avant et b) après traitement par l'opération morphologique de fermeture.

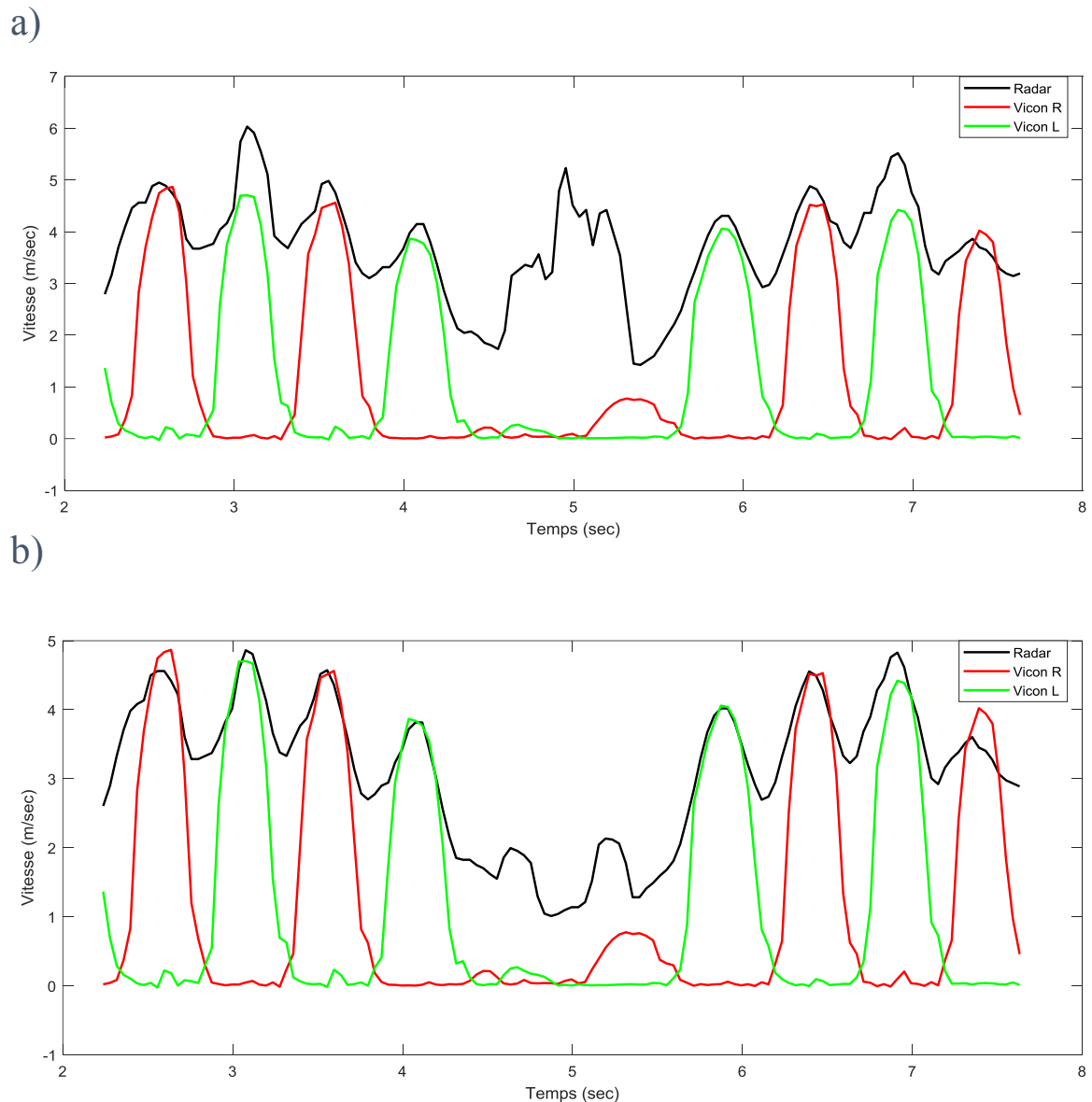


Figure 8. 10 Les signaux de vitesse des pieds obtenus par le système Vicon et ceux obtenus par le système radar Doppler a) avant et b) après le traitement par l'opération morphologique de fermeture.

Les résultats de la première approche proposée (i.e. classification selon la valeur seuil (th)) ont révélé un coefficient de corrélation entre les signaux de vitesse obtenus et ceux du système Vicon égal à 0,91. La Figure 8. 11 montre un exemple de partitionnement des données de la matrice \mathbf{M} en deux parties.

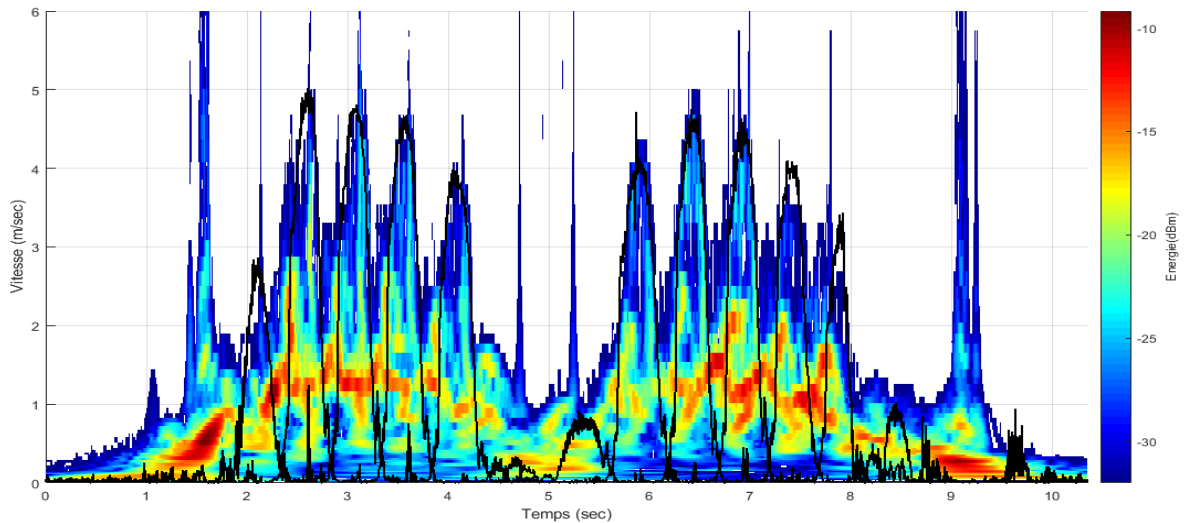


Figure 8. 11 Scalogramme de la matrice \mathbf{M} après partitionnement par la valeur seuil.

D'autre part, les résultats de la deuxième approche proposée (i.e. apprentissage semi-supervisé) ont révélé un nombre d'itérations compris entre 12 et 14 pour la convergence de l'algorithme de la *k-moyenne*, un coefficient de corrélation entre les signaux de vitesse obtenus et ceux du système Vicon égal à 0,89. La Figure 8. 12 montre un exemple de partitionnement des données de la matrice \mathbf{M} en deux parties.

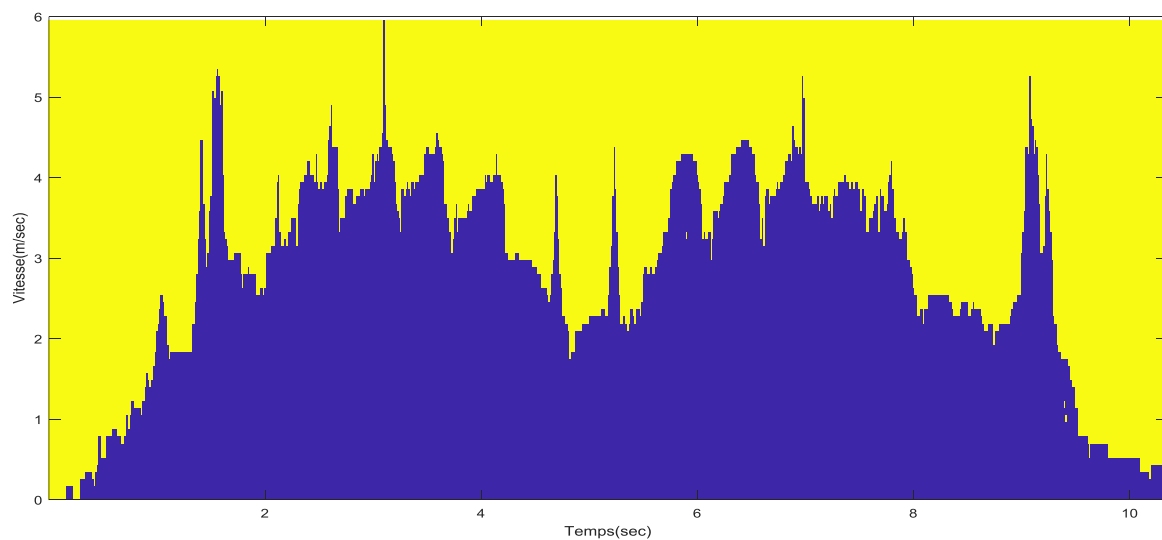


Figure 8. 12 Scalogramme de la matrice \mathbf{M} après partitionnement par l'apprentissage semi-supervisé de la *k-moyenne*.

Quelques points de discussion

L'identification des *pas* lors de la réalisation du test TUG est une étape primordiale pour l'extraction des paramètres spatio-temporels de la marche. Toutefois, une phase de débruitage a été nécessaire pour éliminer le bruit du signal radar Doppler tout en conservant les hautes fréquences générées par les oscillations des membres inférieurs du corps humain. Le filtrage proposé a été appliqué sur les matrices obtenues après traitement par ondelettes.

Notre méthodologie a été basée sur l'identification de la valeur seuil du bruit et l'analyse par voisinage (i.e. la fusion du traitement par les opérations morphologiques) dans le but de séparer entre les valeurs d'énergie relatives aux *pas* et celles relatives au bruit. Les résultats de comparaison avec le système Vicon ont été encourageants. Cependant, ces résultats restent préliminaires du fait qu'il existe une différence de bruit généré dans une salle d'expérimentation à celui généré dans un environnement usuel de la personne âgée. Ainsi, nous proposons pour l'avenir la nécessité de détecter le seuil de bruit relatif à l'environnement où le système final (i.e. la chaise intelligente) sera présent et de réaliser une phase de calibrage du système de temps à autre, afin d'ajuster la valeur seuil (**th**) et de choisir un élément structurant **B** convenable (en forme, taille et origine) selon l'environnement.

De plus, nous avons proposé une approche complémentaire basée sur l'apprentissage semi-supervisé pour la détection du signal des *pas* après débruitage. En pratique, nous constatons que la simplicité et la rapidité de l'algorithme de clustering par la *k-moyenne* nous permettent de l'intégrer dans un système embarqué ayant ses fonctionnalités en temps réel. Les études de comparaison entre les vitesses obtenues par cette approche et celles obtenues par le système de référence Vicon ont révélé aussi des résultats encourageants.

8.4.2. Calcul des paramètres spatio-temporels

Procédure d'analyse

La Figure 8. 13 montre un exemple des signaux de vitesses du torse et des pieds (signaux en bleu et noir respectivement), obtenus après le traitement du signal du radar Doppler, et ceux obtenus par le système Vicon (signal en rouge) lors d'une phase de marche. L'axe des ordonnées indique les vitesses des pieds uniquement. Le signal du torse a été tracé pour la comparaison des signaux. Comme nous le constatons, les crêtes et les vallées du signal du torse, et les crêtes du signal des pieds représentent un indice clé pour l'évaluation des paramètres spatio-temporels.

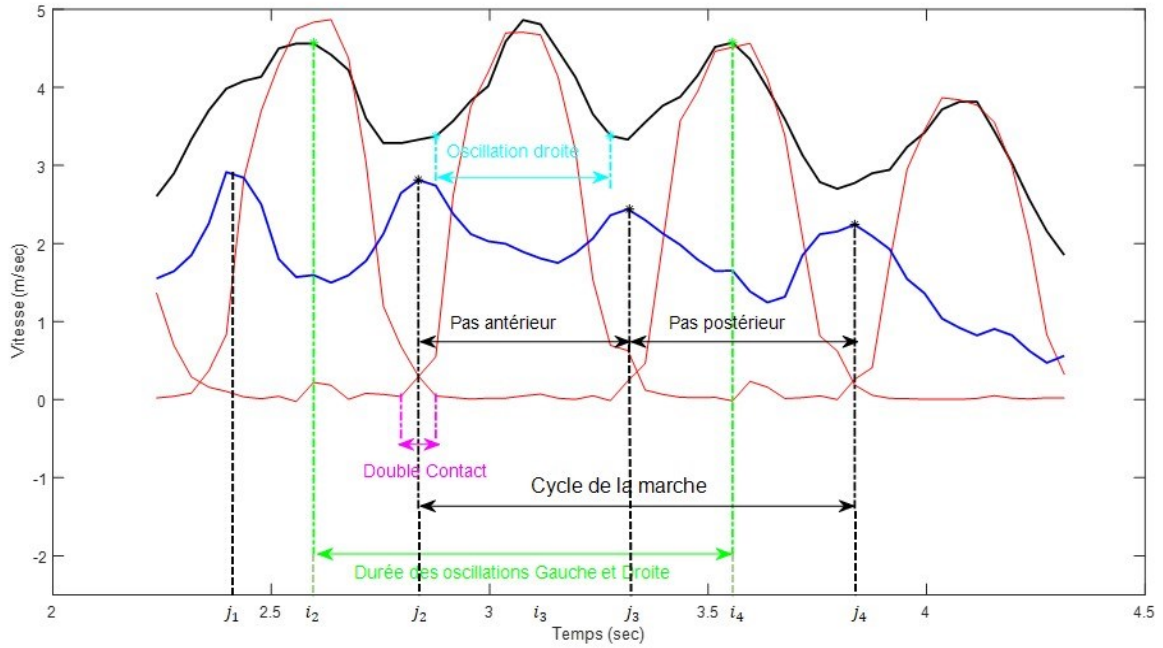


Figure 8. 13 Exemple des vitesses du torse (bleu) et des pieds, obtenues par les systèmes radar Doppler (noir) et Vicon (rouge) lors de la marche.

Compte tenu des résultats obtenus, les équations identifiées pour le calcul des principaux paramètres spatio-temporels sont détaillées ci-dessous :

Soient $v_{torse}(t)$ et $v_{toe}(t)$ les signaux des vitesses du torse et des pieds, respectivement, obtenus après traitement du signal radar Doppler lors des phases de marche d'un test TUG, et $\{j_1, j_2, \dots, j_N\}$, $\{i_1, i_2, \dots, i_N\}$, et $\{i_2, i_3, \dots, i_{N+1}\}$ les indices de temps référant aux crêtes du signal $v_{torse}(t)$, aux vallées du signal $v_{torse}(t)$ et aux crêtes du signal $v_{toe}(t)$.

✚ Nombre de pas

$$\text{Nombre de pas} = N \quad (8.12)$$

✚ Durée du pas

$$\text{Durée}_{pas} = j_{k+1} - j_k \quad (8.13)$$

avec $k \in \{2, 3, \dots, N\}$.

✚ Durée du pas antérieur

$$\text{Durée}_{pas_A} = j_{k+1} - j_k \quad (8.14)$$

avec $k \in \{2, 4, \dots, N - 2\}$ si N pair et $k \in \{2, 4, \dots, N - 3\}$ si N impair.

✚ Durée du pas postérieur

$$Durée_{pas_P} = j_{k+1} - j_k \quad (8.15)$$

avec $k \in \{3, 5, \dots, N - 3\}$ si N pair et $k \in \{3, 5, \dots, N - 2\}$ si N impair.

✚ Durée d'un cycle de marche

$$Durée_{cycle} = j_{k+2} - j_k \quad (8.16)$$

avec $k \in \{2, 3, \dots, N - 2\}$.

✚ Durée des oscillations antérieures et postérieures

$$Durée_{osc} = Durée_{pas} = i_{k+2} - i_k \quad (8.17)$$

avec $k \in \{2, 3, \dots, N - 2\}$.

✚ Vitesse moyenne de la première phase de marche

$$v_{marche\#1} = \frac{\sum_{t=t_1}^{t=t_2} v_{torse}(t)}{t_2 - t_1} \quad (8.18)$$

avec $t_1 = j_1$ (i.e. début de la phase de marche) et t_2 l'indice de temps de la fin de la première phase de marche détecté par l'algorithme DARC (cf. Chapitre 7, section 7.4.1)

✚ Vitesse moyenne de la deuxième phase de marche.

$$v_{marche\#2} = \frac{\sum_{t=t_3}^{t=t_4} v_{torse}(t)}{t_4 - t_3} \quad (8.19)$$

avec t_3 l'indice de temps du début de la deuxième phase de marche détecté par l'algorithme DARC (cf. Chapitre 7, section 7.4.1) et $t_4 = j_N$.

✚ Cadence

$$Cadence = \frac{1}{Durée_{cycle}} \times 60 = \frac{60}{j_{k+2} - j_k} \quad (8.20)$$

avec $k \in \{2, 3, \dots, N - 2\}$.

✚ Durée de la phase d'aller ou de retour (pour traverser les 3 mètres)

$$Durée_{marche} = j_N - j_1 \quad (8.21)$$

✚ Durée du test TUG

$$Durée_{TUG} = \sum Durée_{transfert+marhce+virage} \quad (8.22)$$

✚ Longueur du pas

$$Longueur_{pas} = \frac{Durée_{pas} \times 3}{Durée_{marche}} ; \text{ en mètres} \quad (8.23)$$

✚ Longueur du pas antérieur

$$Longueur_{pas_A} = \frac{Durée_{pas_A} \times 3}{Durée_{marche}} \quad (8.24)$$

✚ Longueur du pas postérieur

$$Longueur_{pas_P} = \frac{Durée_{pas_P} \times 3}{Durée_{marche}} \quad (8.25)$$

✚ Longueur d'enjambée antérieure

$$Longueur_{enj_A} = Longueur_{pas_A} + Longueur_{pas_P} \quad (8.26)$$

✚ Longueur d'enjambée postérieure

$$Longueur_{enj_P} = Longueur_{pas_P} + Longueur_{pas_A} \quad (8.27)$$

Résultats

Tableau 8. 1 Les taux d'erreurs obtenus (valeurs arrondies) entre les paramètres spatio-temporels estimés après traitement du signal radar Doppler et ceux du système Vicon.

Paramètres	Taux d'erreurs
Nombre de pas ; Eq (8.12)	0
Durée du test TUG (sec) ; Eq (8.22)	4,8%
Durée du pas (sec) ; Eq (8.13)	4%
Durée du pas antérieur et postérieur (sec) ; Eq (8.14) et Eq (8.15)	~4%
Durée du cycle de la marche #1 et #2 (sec) ; Eq (8.16)	4%
Durée d'une oscillation antérieure et postérieure (sec) ; Eq (8.17)	~6%
Vitesse moyenne de la marche #1 et #2 (cm/sec) ; Eq (8.18) et Eq (8.19)	~3%
Cadence #1 et #2 (pas./min) ; Eq (8.20)	4%
Longueur du pas (cm) ; Eq (8.23)	3%
Longueur du pas antérieur et postérieur (cm) ; Eq (8.24) et Eq (8.25)	~3%
Longueur d'enjambée antérieure et postérieure (cm) ; Eq (8.26) et Eq (8.27)	4,5%

La détection des signaux de vitesse moyenne de la marche (vitesse du torse) ainsi que les signaux des vitesses des pieds après traitement du signal radar Doppler nous a permis d'évaluer 17 paramètres spatio-temporels de la marche. Les taux d'erreurs obtenus avec ceux du système de référence Vicon sont regroupés dans le Tableau 8. / ci-dessus.

Quelques points de discussion

Une comparaison entre les résultats des paramètres spatio-temporels obtenus par les équations considérées dans ce travail et ceux obtenus par le système Vicon a permis de valider nos approches d'analyses et de calculs. Nous proposons ainsi une étude plus large pour l'évaluation des paramètres supplémentaires (tels que la durée des phases d'appuis double et unilatéral, la largeur du *pas*, l'angle du *pas*, etc.). De plus, le calcul des paramètres est relatif aux deux phases de marche d'un test TUG (i.e. la phase d'aller et la phase de retour), toutefois, il est évidemment nécessaire d'élaborer ce travail pour un calcul des paramètres durant la phase de virage.

8.5. Conclusion

Le système radar Doppler a été initialement proposé pour modéliser le test TUG à domicile. Il a été suggéré par la suite de l'utiliser également pour estimer les paramètres de la marche. Dans ce chapitre, nous avons proposé deux approches de détection du *pas* afin d'évaluer les principaux paramètres spatio-temporels des phases de la marche d'un test TUG. Notre étude a obtenu des corrélations élevées avec les résultats du système Vicon pour les 17 paramètres estimés.

Bibliographie

1. Alexander, N.B. and A. Goldberg, *Gait disorders: search for multiple causes*. Cleveland Clinic journal of medicine, 2005. 72(7): p. 586.
2. Murray, M.P., R.C. Kory, and B.H. Clarkson, *Walking patterns in healthy old men*. Journal of gerontology, 1969. 24(2): p. 169-178.
3. Blanke, D.J. and P.A. Hageman, *Comparison of gait of young men and elderly men*. Physical Therapy, 1989. 69(2): p. 144-148.
4. COSTES-SALON, M.-C., et al., *Modifications des paramètres spatio-temporels de la marche lors du vieillissement: étude kymographique chez 168 volontaires sains*. L'Année gérontologique (Ed. française), 1995. 9: p. 439-457.
5. Gabell, A. and U. Nayak, *The effect of age on variability in gait*. Journal of gerontology, 1984. 39(6): p. 662-666.
6. Jahn, K., A. Zwergal, and R. Schniepp, *Gait disturbances in old age: classification, diagnosis, and treatment from a neurological perspective*. Deutsches Ärzteblatt International, 2010. 107(17): p. 306.
7. Hausdorff, J.M., *Gait variability: methods, modeling and meaning*. Journal of neuroengineering and rehabilitation, 2005. 2(1): p. 1-9.
8. Sprint, G., D.J. Cook, and D.L. Weeks, *Toward automating clinical assessments: a survey of the timed up and go*. IEEE reviews in biomedical engineering, 2015. 8: p. 64-77.
9. Perry, J. and J.R. Davids, *Gait analysis: normal and pathological function*. Journal of Pediatric Orthopaedics, 1992. 12(6): p. 815.
10. Viel, E., *La marche humaine, la course et le saut: biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements*. Vol. 9. 2000: Elsevier Masson.
11. Ady, R., *Mobilité assistée à l'aide d'une canne robotisée*. 2015, Paris 6.
12. Marey, É.-J., *Analyse du mécanisme de la locomotion au moyen d'une série d'images photographiques recueillies sur une même plaque et représentant les phases successives du mouvement*. 1882: Bachelier.
13. Marey, E.-J., *La Chronophotographie, nouvelle méthode pour analyser le mouvement dans les sciences physiques et naturelles*. 1891.
14. Marey, E.-J., *Le mouvement*. 1894: G. Masson.
15. Haute Autorité de santé, *ANALYSE BAROPODOMETRIQUE DE LA MARCHE*. 2007.
16. Bessou, P., P. Dupui, and R. Montoya, *Simultaneous recording of longitudinal displacements of both feet during human walking*. Journal de physiologie, 1988. 83(2): p. 102-110.
17. Webster, K.E., J.E. Wittwer, and J.A. Feller, *Validity of the GAITRite® walkway system for the measurement of averaged and individual step parameters of gait*. Gait & posture, 2005. 22(4): p. 317-321.
18. Bouten, C.V., et al., *A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity*. IEEE transactions on biomedical engineering, 1997. 44(3): p. 136-147.
19. Chèze, L., *Analyse cinématique du mouvement humain*. 2014: ISTE Group.
20. Massey Jr, F.J., *The Kolmogorov-Smirnov test for goodness of fit*. Journal of the American statistical Association, 1951. 46(253): p. 68-78.
21. Yardibi, T., et al. *Gait characterization via pulse-Doppler radar*. in *2011 IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications Workshops (PERCOM Workshops)*. 2011. IEEE.
22. Serra, J., *Image analysis and mathematical morphology*. 1983: Academic Press, Inc.
23. Haralick, R.M., S.R. Sternberg, and X. Zhuang, *Image analysis using mathematical morphology*. IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence, 1987(4): p. 532-550.
24. Ravi, S. and A. Khan. *Morphological operations for image processing: understanding and its applications*. in *Proc. 2nd National Conference on VLSI, Signal processing & Communications NCVSComs-2013*. 2013.
25. Friedman, J., T. Hastie, and R. Tibshirani, *The elements of statistical learning*. Vol. 1. 2001: Springer series in statistics New York.

26. Hastie, T., R. Tibshirani, and J. Friedman, *The elements of statistical learning: data mining, inference, and prediction*. 2009: Springer Science & Business Media.
27. Romesburg, C., *Cluster analysis for researchers*. 2004: Lulu. com.
28. Vermunt, J.K. and J. Magidson, *Latent class cluster analysis*. Applied latent class analysis, 2002. 11(89-106): p. 60.
29. Jain, A.K., M.N. Murty, and P.J. Flynn, *Data clustering: a review*. ACM computing surveys (CSUR), 1999. 31(3): p. 264-323.
30. Xu, R. and D. Wunsch, *Survey of clustering algorithms*. IEEE Transactions on neural networks, 2005. 16(3): p. 645-678.
31. Madhulatha, T.S., *An overview on clustering methods*. arXiv preprint arXiv:1205.1117, 2012.
32. Jain, A.K., *Data clustering: 50 years beyond K-means*. Pattern recognition letters, 2010. 31(8): p. 651-666.
33. Bora, M., et al., *Effect of different distance measures on the performance of K-means algorithm: an experimental study in Matlab*. arXiv preprint arXiv:1405.7471, 2014.
34. Deza, M.M. and E. Deza, *Encyclopedia of distances*, in *Encyclopedia of distances*. 2009, Springer. p. 1-583.

Chapitre 9

Synthèse de la Partie II.

La capacité à se mouvoir est une exigence fondamentale pour un mode de vie indépendant et en bonne santé pour les personnes âgées. Son évaluation est l'un des aspects les plus importants dans une Evaluation Gériatrique Standardisée (EGS). Cette dernière présente de nombreux tests standardisés généralement pratiqués en consultation gériatrique pour l'évaluation clinique de la mobilité. Divers tests ont été conçus afin d'identifier les changements au niveau de la mobilité d'un individu, de détecter les premiers signes de déclin et d'aider à guider les interventions thérapeutiques [1, 2].

En général, les cliniciens et les gériatres se réfèrent souvent au test Timed Up and Go (TUG) ; connu par sa simplicité et sa rapidité et qui examine convenablement l'aptitude ou la capacité de nos activités quotidiennes (i.e. transfert, marche et virage). Malgré la complexité de la séquence de mouvements établis, seul le temps total est pris en compte comme résultat d'interprétation. De plus, l'aspect clinique de ce test impose sa réalisation d'une manière espacée dans le temps au cabinet de consultation, en institution ou à l'hôpital, alors qu'une surveillance quotidienne et à domicile s'avère plus efficace pour la détection d'un changement ou d'une dérive de l'état initial de la personne, permettant aux professionnels de santé d'agir et d'intervenir le plus tôt possible.

En conséquence, la nécessité d'un test TUG automatisé/instrumenté, segmenté et muni d'une étude supplémentaire des paramètres de marche a été recommandée et reconnue par divers scientifiques [3]. Pour ce faire, de nombreux systèmes technologiques ont été proposés à l'aide des capteurs portés ou des capteurs non portés dont chacun présente ses propres avantages et inconvénients. Dans cette thèse, nous avons proposé une nouvelle approche basée sur un capteur ambiant, c'est le système radar Doppler. Ce système non-porté, simple, peu coûteux, fiable est respectueux des exigences de la confidentialité et de la vie privée. De plus, il peut être utilisé d'une façon objective et conviviale sans gêner la marche et sans besoin de transformation de l'environnement usuel.

Dans cette thèse nous avons développé un système valide et fiable pour : (1) l'automatisation du test TUG, (2) la segmentation de ses phases et (3) l'extraction des principaux paramètres de la marche.

D'abord, un protocole expérimental a été mis en œuvre pour répondre à ces objectifs. Plusieurs prototypes ont été réalisés dans différentes conditions afin de choisir le modèle radar, sa position et son circuit électronique les mieux adaptés. Une série de traitement préliminaire (débruitage, reconstruction, standardisation, etc.) a été appliquée sur les données brutes. Ensuite, un traitement basé sur la transformée en ondelettes a été proposé dans ce travail. Cette méthode de traitement est souvent utilisée dans une diversité d'application biomédicale dans le but d'un filtrage ou d'une compression des signaux, et même pour l'extraction des paramètres spatio-temporels. Elle fournit une analyse multi-résolution. Cependant, la principale difficulté liée à cette analyse est la sélection d'une ondelette mère adéquate. C'est ainsi que nous avons proposé une méthodologie, basée sur un système optoélectronique Vicon, pour l'identification des meilleures ondelettes mères. Nos résultats ont révélé des coefficients de corrélation élevés entre les signaux de la vitesse de marche obtenus par le capteur radar et ceux obtenus par le système Vicon, avec des valeurs modérées d'erreur quadratique moyenne (inférieures à 0,05 m/s) pour les ondelettes mères « Bump », « Morse » et « Morlet ».

Par la suite, deux techniques de segmentation ont été présentées pour identifier les phases du test TUG. La première avait pour but de différencier entre les composants « transfert » et « marche » à partir de l'identification des pas lors du test. La deuxième avait pour but de différencier entre les composants « marche » et « virage » à partir de l'algorithme de détection de ruptures « DARC ».

Une comparaison entre les résultats obtenus par ces deux techniques proposées et ceux obtenus par les systèmes de référence (i.e. Vicon et les barrières infrarouges) a permis de valider nos méthodes. La fusion de ces deux techniques nous procure une segmentation complète et valide des cinq phases d'un test TUG.

Finalement, une étude supplémentaire a été présentée pour compléter l'évaluation du test TUG par une analyse spatio-temporelle de la marche humaine. Dans ce travail, nous avons proposé deux approches de classification entre les valeurs relatives aux oscillations et celles relatives au bruit dans le but de la détection du signal des *pas* : une approche basée sur la détection d'une valeur seuil et un système de débruitage par l'application des opérations morphologiques, et une approche basée sur l'apprentissage semi-supervisé de la *K-moyenne*. Ainsi, les principaux paramètres ont été extraits afin de caractériser d'une manière globale le déroulement de la marche dans l'espace et dans le temps, et objectiver les performances en terme de vitesse de marche, cadence, longueur du pas, etc.

Il est toutefois nécessaire de mentionner que certaines limites existent dans notre travail et demandent des améliorations. Trois principales limites liées à notre protocole de validation expérimentale peuvent être soulevées : les participants dans l'échantillon, le lieu des mesures effectuées et la durée de l'étude.

En premier, le nombre des participants au protocole expérimental était faible (26 volontaires au total). De plus, ces participants, âgés de 23 à 60 ans, ont imité la vitesse d'une personne âgée en marchant à un rythme de vitesse lente. Malgré le fait que notre étude de validation peut être applicable sur un tel nombre d'échantillon et avec des participants en santé, quel que soit leur âge. Une taille d'échantillon plus étendue et une participation des personnes âgées pourraient rendre plus fiable la généralisation de nos méthodes et de nos résultats.

Une deuxième limite porte sur le fait que les mesures ont été faites dans la salle du LivingLab de l'UTT. En effet, les méthodes et les approches proposées dans ce travail ne pourront être complètement validées que par leur analyse sur des séquences de données enregistrées dans un environnement réel de personnes âgées, tel que leur domicile ou les établissements d'hébergement pour personnes âgées dépendantes (EHPAD). Une évaluation dans ces environnements permettrait de valider nos approches et de savoir si une étude supplémentaire est nécessaire. Par exemple, une nouvelle stratégie de débruitage pourrait s'avérer essentielle pour filtrer un signal radar Doppler bruité par le son d'une télévision, la lumière ambiante, et toute autre source de bruits.

Enfin, une troisième limite porte sur la durée de l'étude. Dans ce travail, la validité et la fidélité du système radar Doppler ont été évaluées. Cependant, la sensibilité au changement est aussi une propriété psychométrique essentielle qui permettrait de savoir si notre système proposé est capable de prévoir une amélioration, une dégradation ou une stabilité de l'activité locomotrice de la personne âgée. Ainsi, un suivi longitudinal est évidemment nécessaire pour compléter notre étude.

Pour répondre à ces limites, il serait donc intéressant, à l'avenir, d'obtenir des données à partir d'une population large et d'âge différent, allant de personnes jeunes aux personnes âgées, à leur domicile et sous une longue période, pour assurer que les résultats de la présente étude restent valides, fiables et sensibles aux changements, quels que soit l'âge des participants, l'endroits et le moment de la réalisation du test TUG.

Bibliographie

1. Macri, E., et al., *The de morton mobility index: normative data for a clinically useful mobility instrument*. Journal of aging research, 2012. 2012.
2. Menezes, K.V.R.S., et al., *Instruments to evaluate mobility capacity of older adults during hospitalization: A systematic review*. Archives of gerontology and geriatrics, 2017. 72: p. 67-79.
3. Sprint, G., D.J. Cook, and D.L. Weeks, *Toward automating clinical assessments: a survey of the timed up and go*. IEEE reviews in biomedical engineering, 2015. 8: p. 64-77.

Partie III.
Conclusion et Perspectives

Chapitre 10

Conclusion générale et Perspectives

L'objectif principal de cette thèse était de proposer une solution pour l'évaluation de la capacité à se mouvoir d'une façon objective et conviviale, fondée sur l'étude d'un test d'évaluation gériatrique objectivable à partir de dispositifs technologiques conçus avec les différents acteurs pivots. Son utilisation est très simple et intuitive afin d'assurer un système basé sur la motivation et l'automesure.

Pour aboutir à cet objectif, la démarche proposée comprenait : (i) une étude bibliographique complète sur les tests d'évaluation de la capacité à se mouvoir (ii) la mise en place d'un protocole expérimental (iii) un processus d'analyse et de traitement des données et (iv) une mise en œuvre de transfert au marché des résultats de la recherche dans les perspectives d'avenir (i.e. réalisation de la chaise intelligente).

Nous avons tout d'abord extrait de la littérature les différents tests fréquemment appliqués pour une évaluation locomotrice chez les personnes âgées. Cette recherche a engendré un guide de référence contenant 31 tests utilisés en gériatrie et cités dans la littérature, ainsi que leurs principaux aspects pratiques et leurs propriétés psychométriques (validité, fidélité et sensibilité au changement). Ces informations collectées, associées de l'avis des professionnels de santé, ont permis de classer le test Timed Up and Go (TUG) au premier rang.

Ensuite, nous avons noté compte-tenu des propriétés et du résultat de l'interprétation d'un test TUG, la nécessité d'une automatisation à domicile, d'une segmentation des phases et d'une extraction des paramètres spatio-temporels. Celles-ci peuvent fournir aux cliniciens une surveillance quotidienne de la marche pour estimer avec plus de précision l'état fonctionnel d'une personne âgée (ex. détection d'une anomalie liée à la santé, une perte d'autonomie, un risque de chute, des troubles cognitifs, une nécessité de placement en institution, etc.). Ainsi, le défi de notre travail était de contribuer à un développement scientifique et technologique capable de répondre à ces besoins tout en protégeant la vie privée des utilisateurs, sans avoir besoin ni de leur intervention (ex. le cas des systèmes portés) ni d'une transformation de leur environnement usuel (ex. le cas d'une installation de caméras à domicile).

A cet effet, le système que nous avons proposé est basé sur un capteur radar Doppler qui peut être installé à domicile d'une façon non intrusive, décorative et à bas coût, et qui peut fonctionner dans des conditions d'éclairage variables tout en respectant les exigences de confidentialité et la vie privée.

Dans cette optique, nous avons mené, en premier lieu, une série d'expérimentations avec une variété des systèmes de radar Doppler placés au dos d'une chaise selon différentes positions et connectés à différents circuits électroniques pour une amplification et un filtrage adéquats des signaux de sortie. Ensuite, une méthode de traitement du signal radar basée sur l'analyse par la transformée en ondelettes a été proposée. Cet outil mathématique fournit une représentation simultanée temps-fréquence du signal. L'analyse se fait à partir d'une fonction analysante, appelée « ondelette mère » qui devait être choisie convenablement, étant donné que de nombreuses ondelettes mères sont valables, mais que chacune peut donner un résultat différent. Une comparaison des résultats obtenus après traitement des signaux radar par 85 ondelettes mères avec ceux obtenus par un système optoélectronique Vicon a permis de sélectionner les ondelettes mères les plus convenables (Bump, Morse et Morlet), ainsi que le modèle radar, sa position et les circuits électroniques les plus efficaces pour une automatisation du test TUG.

Nous avons également proposé une segmentation automatique du test TUG afin de chronométrer chacune des phases du test (les phases de se lever et s'asseoir sur une chaise, les phases d'aller et de retour, et la phase de virage). Cela pourrait contribuer à identifier les activités motrices durant lesquelles des difficultés sont rencontrées. Deux approches de segmentation entre les composants transfert/marche et les composants marche/virage ont été présentées et validées en comparant nos résultats avec ceux du système Vicon et des barrières infrarouges.

Enfin, nous avons complété nos études par une analyse spatio-temporelle de la marche, pour une caractérisation globale du mouvement. Selon la littérature, les paramètres de la marche (tels que la vitesse de la marche, la longueur du pas, la longueur d'enjambée, la cadence, etc.) sont de bons indicateurs pour étudier l'évolution de l'état de santé d'une personne. Ainsi, nous avons proposé un algorithme d'extraction des principaux paramètres lors d'une évaluation du test TUG à partir du système radar Doppler basé sur un système de débruitage et un apprentissage semi-supervisé par la K-moyenne.

Au total, les résultats de ce travail sont prometteurs et offrent un socle solide pour l'avenir. Nous proposons la conception d'une chaise intelligente adaptée aux besoins des utilisateurs (ex. gériatres, personnes âgées, etc.) pour une automatisation et une segmentation du test TUG. La démarche centrée utilisateur, définie par l'ISO 9241-210, est supposée être accomplie dans le but de lancer un produit de qualité sur le marché. Cette démarche sera basée sur la notion d'itération d'**une phase d'analyse, une phase de conception et une phase d'évaluation.**

Les perspectives peuvent être divisées en deux grandes catégories : la première liée aux dispositifs radar Doppler et leur développement scientifique et technologique, et la deuxième relative à la co-conception et au développement de la chaise intelligente.

La première perspective se concentre sur l'amélioration du système radar Doppler, notamment le modèle choisi et son montage électronique. Le dispositif actuel consiste en un radar monochromatique capable de déterminer la vitesse radiale d'une cible par effet Doppler. Cependant, nous proposons, pour la suite, l'utilisation d'un radar capable de déterminer la vitesse ainsi que l'angle fait entre la trajectoire cible et la ligne joignant le radar et la cible (exemple d'un radar FMCW). Cela permettra d'aller plus loin par l'extraction des paramètres cinématiques (les caractéristiques angulaires des différents segments du corps) lors d'une de la réalisation du test TUG et de ses phases de transferts assis-debout et debout-assis en particulier. Pour la partie électronique, il s'agit d'améliorer le circuit électronique avec un montage d'amplificateur à contrôle automatique du gain (CAG) et un système de filtrage adapté à l'environnement réel.

Proposer une conception complète d'une chaise intelligente est la deuxième perspective importante pour notre travail. Il s'agira par exemple d'ajouter la capacité d'évaluer l'état et l'évolution de la marche ainsi que d'autres paramètres complémentaires essentiels pour l'évaluation tels que la sarcopénie (ou perte de masse musculaire) dans le but d'accompagner le gériatre ou le médecin référant pour diagnostiquer la ou les causes de cette perte de la capacité à se mouvoir. Cela peut être réalisé en se basant sur des capteurs d'impédancemétrie et des capteurs de pression embarqués dans les accoudoirs de la chaise afin d'étudier par exemple les fonctions motrices de chaque bras. Après une première phase de recherche fondamentale, un grand défi est d'assembler les parties mécaniques, technologiques, électroniques et informatiques dans un contexte socio-médico-économique pertinent. Il serait essentiel de penser à la structure (ou design) d'une chaise ergonomique faisable pour une

évaluation du test TUG, peu coûteuse et acceptable par les personnes âgées. De même, il s'agirait d'intégrer une structure de connectivité, transfert et stockage sans fil des données.

Enfin, il serait important de proposer le développement d'une application web ou mobile qui sera accessible aux cliniciens et/ou les personnes testées et qui permettra la gestion des données, l'affichage direct des résultats du test TUG, et la visualisation des évolutions de la marche au fil du temps ainsi que l'évolution des autres paramètres liés à une anomalie de santé.

Publications et Communications

Publication dans des journaux internationaux référencés

- ✚ **Soubra, R.**, Novella, J. L. & Chkeir, A., (2019). A Systematic Review of Thirty-One Assessment Tests to Evaluate Mobility in Older Adults. *BioMed Research International*, 2019
- ✚ **Soubra, R.**, Novella, J. L. & Chkeir, A., (soumis). Reliability and Responsiveness of Thirty-One Mobility Assessment Tests for Older Adults: A Systematic Review

Publications dans des congrès internationaux avec articles étendus (>3 pages)

- ✚ **Soubra, R.**, Mourad-Chehade, F., Alshamaa, D. & Chkeir, A., (2019, July). Doppler Radar System for In-Home Gait Characterization using Wavelet Transform Analysis. In 2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) (pp. 6081-6084). IEEE
- ✚ **Soubra, R.**, Alshamaa, D., Dauriac, B., Mourad-Chehade, F., Chkeir, A., & Duchene, J. (2019, April). Doppler Radar System for an Automatic Transfer Phase Detection Using Wavelet Transform Analysis. In 2019 3rd Intern. Conf. on Bio-engineering for Smart Technologies (BioSMART) (pp. 1-4). IEEE.
- ✚ Alshamaa, D., **Soubra, R.**, Dauriac, B. & Chkeir, A., (2019, April). A Smart Radar System for Automatic Functional Capacity Tests. In 2019 3rd International Conference on Bio-engineering for Smart Technologies (BioSMART) (pp. 1-4). IEEE.
- ✚ Alshamaa, D., **Soubra, R.** & Chkeir, A., (2019, July). Gait Speed Measurement using a Doppler Radar Sensor for In-Home Functional Capacity Tests. In 2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) (pp. 3424-3428). IEEE.
- ✚ Rahhal, M., Nassereddine, M., Atieh, M., **Soubra, R.** & Chkeir, A., (2019, July). Reliability of the Balance Quality Tester (BQT) for balance quality measurement. In 2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) (pp. 3738-3741). IEEE.
- ✚ Alshamaa, D., **Soubra, R.**, Mourad-Chehade, F. & Chkeir, A., (2019, March). Measurement of Gait Speed using a Doppler Radar: Influence of Acceleration and Deceleration Zones. In 2019 IEEE Sensors Applications Symposium (SAS) (pp. 1-5). IEEE.
- ✚ Reda, M., **Soubra, R.**, Nassereddine, M. & Chkeir, A., (2019, February). Quantitative Gait Measurement with Wave Doppler-radar for Elderly Walking Speed Recognition. In HEALTHINF 2019 (pp. 410-414)

Publications dans des congrès nationaux avec articles étendus (>3 pages)

- ✚ **Soubra, R.**, Mourad-Cehade, F., Alshamaa, D. & Chkeir, A., (2019, May). Détection de la vitesse de marche à travers d'un radar Doppler : Analyse par ondelettes. In 2019 Journées d'Etude sur la TéléSanté (JetSan)

- ✚ **Soubra, R.**, Mourad-Cehade, F., Alshamaa, D. & Chkeir, A., (2019, August) Modélisation de test d'évaluation gériatrique standardisée à partir d'un radar Doppler : Application de la transformée en ondelettes. In 2019 XXVIIème Colloque francophone de traitement du signal et des images (Gretsi)

Annexe I.

Comparaison des tests

Tableau A.I. 1 Comparaison des tests dans leurs dimensions objectivables et réalisables.

Test	Réalisable sans observateur professionnel	Réalisable sans aidants familiaux	Objectivable (Avis personnel)
Timed Up and Go (TUG)	×	×	×
Short Physical Performance Battery (SPPB)	×		×
Six-Minute Walk Test (6MWT)			×
8 Foot-Up-and-Go (UG)	×	×	×
Usual/Habitual Gait Speed (UGS or HGS)	×	×	×
Physical Performance Test (PPT)	×		
5-Time Sit-to-Stand (FTSST)	×	×	×
Pick-Up Weight Test	×		×
L-Test of Functional Mobility (L-Test)	×	×	×
Backward Walking (BW)	×		×
De Morton Mobility Index (DEMMI)	×		
Figure of 8 Walk Test (F8W)	×		×
Instrumented Stand & Walk Test (ISAW)	×	×	×
Hierarchical Assessment of Balance & Mobility(HABAM)	×		
Trail Walking Test (TWT)	×	×	×
Parallel Walk Test (PWT)	×	×	×
Charité Mobility Index (CHARMI)	×		
Standardized walking Obstacle Course (SWOC)	×		
Tinetti Performance Oriented Mobility Assessment			
Berg Balance Scale (BBS)	×		×
Dynamic Gait Index (DGI)			
Balance Evaluation Systems Test (BesTest)			
Functional Gait Assessment (FGA)			×
Alternate Step Test (AST)	×		×
Elderly Mobility Scale (EMS)			
Physical Performance & Mobility Examination (PPME)			×
Functional Obstacle Course (FOC)	×		
TURN180	×	×	×
Duke Progressive Mobility Skills Test	×		×
Life Space Mobility Assessment (LSMA)	×	×	×
Modified Gait Efficacy Scale (mGES)	×	×	×

Annexe II.

Ordre des tests d'évaluation de la capacité à se mouvoir

Tableau A. II. 1 Le nombre de citation des tests d'évaluation basée sur la performance.

Test	Origine du test	Nombre de citation
Timed Up and Go (TUG)	Podsiadlo & Richardson (1991)	9583
Short Physical Performance Battery (SPPB)	Guralnik et al (1994)	5224
Six-Minute Walk Test (6MWT)	Butland et al (1982)	1604
8 Foot-Up-and-Go (UG)	Rikli & Jones (1999)	1556
Usual/Habitual Gait Speed (UGS or HGS)	Van Kan et al (2009)	1068
Physical Performance Test (PPT)	Reuben et al (1990)	831
5-Time Sit-to-Stand (FTSST)	Csuka & McCarty (1985)	668
Pick-Up Weight Test	Tidemenann et al (2008)	353
L-Test of Functional Mobility (L-Test)	Deathe et al (2005)	137
Backward Walking (BW)	Laufer, Y (2005)	123
De Morton Mobility Index (DEMMI)	De Morton et al (2008)	115
Figure of 8 Walk Test (F8W)	Hess et al (2010)	103
Instrumented Stand & Walk Test (ISAW)	Mancini et al (2014)	84
Hierarchical Assessment of Balance & Mobility(HABAM)	Macknight & Rockwood (1995)	67
Trail Walking Test (TWT)	Yamada & Ichihashi (2010)	37
Parallel Walk Test (PWT)	Lark et al (2009)	27
Charité Mobility Index (CHARMI)	Liebl et al (2011)	3
Standardized walking Obstacle Course (SWOC)	Taylor et al (1997)	2

Tableau A. II. 2 Le nombre de citation des tests d'évaluation basée sur le jugement de l'évaluateur

Test	Origine du test	Nombre de citation
Tinetti Performance Oriented Mobility Assessment	Tinetti (1986)	3191
Berg Balance Scale (BBS)	Berg et al (1989)	2318
Dynamic Gait Index (DGI)	Shumway-Cook et al (1997)	1080
Balance Evaluation Systems Test (BesTest)	Horak et al (2009)	553
Functional Gait Assessment (FGA)	Wrisley et al (2004)	357
Alternate Step Test (AST)	Tiedemann et al (2008)	353
Elderly Mobility Scale (EMS)	Smith et al (1994)	182
Physical Performance & Mobility Examination (PPME)	Winograd et al (1990)	149
Functional Obstacle Course (FOC)	Kevin Means (1996)	75
TURN180	Simpson et al (2002)	35
Duke Progressive Mobility Skills Test	Hogue et al (1990)	34

Tableau A. II. 3 Le nombre de citation des tests d'auto-évaluation.

Test	Origine du test	Nombre de citation
Life Space Mobility Assessment (LSMA)	May et al (1985)	122
Modified Gait Efficacy Scale (mGES)	Newell et al (2012)	30

Annexe III.

Coefficients Intra-classe (ICC)

Tableau A.III.2 Tableau récapitulatif des formes du coefficient intra-classe (ICC) selon Shrout et Fleiss [1]*.

Modèle	Type	Nomenclature	Formule
One-way random	Juge unique	$ICC(1,1)$	$\frac{MS_B - MS_W}{MS_B + (k - 1)MS_W}$
	Moyenne de k juges	$ICC(1,k)$	$\frac{MS_B - MS_W}{MS_B}$
Two-way random	Juge unique	$ICC(2,1)$	$\frac{MS_S - MS_E}{MS_S + (k - 1)MS_E + \frac{k(MS_T - MS_E)}{n}}$
	Moyenne de k juges	$ICC(2,k)$	$\frac{MS_S - MS_E}{MS_S + \frac{k(MS_T - MS_E)}{n}}$
Two-way fixed	Juge unique	$ICC(3,1)$	$\frac{MS_S - MS_E}{MS_S + (k - 1)MS_E}$
	Moyenne de k juges	$ICC(3,k)$	$\frac{MS_S - MS_E}{MS_S}$

* k = le nombre des juges, MS est l'abréviation de la moyenne quadratique (i.e. mean square), MS_B = moyenne quadratique entre les sujets, MS_E = erreur moyenne quadratique, MS_W = moyenne quadratique propre aux sujets, MS_S = moyenne quadratique des sujets et MS_T = moyenne quadratique des essais.

Tableau A.III.3 Tableau récapitulatif des formes du coefficient intra-classe (ICC) selon McGraw et Wong [2] avec C le symbole de la cohérence et A le symbole de l'accord absolu.

Modèle	Définition	Type	Nomenclature	Formule
One-way random	Accord absolu	Juge unique	$ICC(1)$	$\frac{MS_B - MS_W}{MS_B + (k - 1)MS_W}$
		Moyenne de k juges	$ICC(k)$	$\frac{MS_B - MS_W}{MS_B}$
Two-way random	Cohérence	Juge unique	$ICC(C, 1)$	$\frac{MS_S - MS_E}{MS_S + (k - 1)MS_E}$
		Moyenne de k juges	$ICC(C, k)$	$\frac{MS_S - MS_E}{MS_S}$
	Accord absolu	Juge unique	$ICC(A, 1)$	$\frac{MS_S - MS_E}{MS_S + (k - 1)MS_E + \frac{k(MS_T - MS_E)}{n}}$
		Moyenne de k juges	$ICC(A, k)$	$\frac{MS_S - MS_E}{MS_S + \frac{k(MS_T - MS_E)}{n}}$
Two-way fixed	Cohérence	Juge unique	$ICC(C, 1)$	$\frac{MS_S - MS_E}{MS_S + (k - 1)MS_E}$
		Moyenne de k juges	$ICC(C, k)$	$\frac{MS_S - MS_E}{MS_S}$
	Accord absolu	Juge unique	$ICC(A, 1)$	$\frac{MS_S - MS_E}{MS_S + (k - 1)MS_E + \frac{k(MS_T - MS_E)}{n}}$
		Moyenne de k juges	$ICC(A, k)$	$\frac{MS_S - MS_E}{MS_S + \frac{k(MS_T - MS_E)}{n}}$

1. Shrout, P.E. and J.L. Fleiss, *Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability*. Psychological bulletin, 1979. **86**(2): p. 420.
2. McGraw, K.O. and S.P. Wong, *Forming inferences about some intraclass correlation coefficients*. Psychological methods, 1996. **1**(1): p. 30.

Annexe IV.

Document de consentement

Formulaire de consentement libre et éclairé relatif à une étude de validation du système radar Doppler utilisé pour évaluer la capacité à se mouvoir

Je certifie avoir donné mon accord pour participer à une étude de validation du système radar Doppler utilisé pour évaluer la capacité à se mouvoir. J'ai été pleinement informé(e) de ce que j'aurai à faire au cours de l'expérimentation. J'accepte volontairement de participer à cette étude et je comprends que ma participation n'est pas obligatoire et que je peux stopper ma participation à tout moment sans avoir à me justifier ni encourir aucune responsabilité. Mon consentement ne décharge pas les organisateurs de la recherche de leurs responsabilités et je conserve tous mes droits garantis par la loi.

Au cours de cette expérience, j'accepte que soient recueillies des mesures de mon poids et de ma taille. Je comprends que les informations recueillies sont strictement confidentielles, anonymes et à usage exclusif des investigateurs concernés de l'Université de technologie de Troyes en France.

J'ai été informé que mon identité n'apparaîtra dans aucun rapport ou publication et que toute information me concernant sera traitée de façon confidentielle et anonyme. J'accepte que les données enregistrées à l'occasion de cette étude puissent être conservées dans une base de données et faire l'objet d'un traitement informatisé par l'Université de technologie de Troyes en France.

Date :

Prénom et Nom de la personne volontaire :

Signature de la personne volontaire (précédée de la mention « lu et approuvé ») :

Nom de l'investigateur:

Signature :

Racha SOUBRA

Doctorat : Optimisation et Sûreté des Systèmes

Année 2020

Modélisation de tests gériatriques standardisés pour l'évaluation et le suivi de la capacité fonctionnelle

Le développement des systèmes de surveillance au quotidien des capacités fonctionnelles est fondamental face au vieillissement de la population et aux capacités limitées d'accueil aux cabinets de consultation gériatrique. L'objectif de la thèse est de proposer une solution d'évaluation de la capacité à se mouvoir d'une façon objective et conviviale fondée sur la réalisation d'un test d'évaluation gériatrique standardisée, objectivable à partir de dispositifs technologiques, d'utilisation très simple et intuitive dans un cadre motivant d'automesure. Le défi scientifique est d'identifier le meilleur test gériatrique permettant d'évaluer la perte de la capacité à se mouvoir, puis de le caractériser de façon objective à partir d'expérimentations menées sur une plateforme d'analyse quantifiée de la marche produisant des données de référence (i.e. le système Vicon disponible sur le site du Living Lab au sein de l'Université de Technologie de Troyes), et de le modéliser pour le traduire sous forme de dispositifs technologiques propres à être utilisés aussi bien au cabinet du professionnel de santé qu'au domicile, selon une approche de traitement de signal basée sur l'analyse multi-résolution par ondelettes. L'idée de base de conception est de développer « une chaise intelligente » à laquelle on ajoute une fonction d'évaluation (marche, équilibre, masse musculaire, force de préhension, fatigue, etc.) d'usage totalement intuitif.

Mots clés : traitement du signal – ondelettes – marche (locomotion) – modélisation des données (informatique) – gérontechnologies.

Modelling of a Comprehensive Geriatric Assessment Test for Evaluation and Monitoring of the Functional Mobility

The development of systems for a day-to-day monitoring of functional capacities is becoming necessary in view of the aging population and the limited capacity of geriatric surgeries. The objective of this thesis is to propose an objective and user-friendly solution for evaluating the ability to move, by carrying out a standardized geriatric evaluation test, objectivable from technological devices, very simple and intuitive to use in an encouraging framework of self-measurement. The scientific challenge revolves around identifying the best geriatric test to evaluate the loss of the ability to walk, and then objectively characterizing this test through experiments, using a quantitative gait analysis platform producing reference data (i.e. the Vicon system available at the Living Lab site of University of Technology of Troyes). The proposed approach is based on a multi-resolution analysis of signals (i.e. Wavelet Transform analysis), outputted from ambient sensors with the aim of developing a "smart chair" being able to perform the test at home.

Keywords: signal processing – wavelets (mathematics) – gait in humans – gerontechnology.

Thèse réalisée en partenariat entre :

