



Méthodologies et technologies pour l'évaluation de la fragilité physique des personnes âgées

Rana Jaber

► To cite this version:

Rana Jaber. Méthodologies et technologies pour l'évaluation de la fragilité physique des personnes âgées. Gériatrie et gérontologie. Université de Technologie de Troyes, 2014. Français. NNT : 2014TROY0020 . tel-03357085

HAL Id: tel-03357085

<https://theses.hal.science/tel-03357085>

Submitted on 28 Sep 2021

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

Rana JABER

Méthodologies et technologies pour l'évaluation de la fragilité physique des personnes âgées



Spécialité :
Optimisation et Sûreté des Systèmes

2014TROY0020

Année 2014

THESE

pour l'obtention du grade de

DOCTEUR de l'UNIVERSITE DE TECHNOLOGIE DE TROYES Spécialité : OPTIMISATION ET SURETE DES SYSTEMES

présentée et soutenue par

Rana JABER

le 4 juin 2014

Méthodologies et technologies pour l'évaluation de la fragilité physique des personnes âgées

JURY

M. J.-L. NOVELLA	PROFESSEUR DES UNIVERSITES	Président
M. J. BOUDY	ENSEIGNANT CHERCHEUR - HDR	Rapporteur
M. É. CAMPO	PROFESSEUR DES UNIVERSITES	Rapporteur
M. P. DEJARDIN	DOCTEUR EN MEDECINE	Examineur
M. J. DUCHÊNE	PROFESSEUR DES UNIVERSITES	Directeur de thèse
M. D. HEWSON	ENSEIGNANT CHERCHEUR - HDR	Examineur

À ma famille

À toi, Ali

À toi, mon cœur Issam

Résumé

La fragilisation est un processus multiforme dynamique faisant passer de l'autonomie à la dépendance. C'est une question essentielle liée au vieillissement de la population. Il est important de repérer au plus tôt les personnes à risques dans la phase de réversibilité de la fragilité afin d'engager rapidement des actions correctives. L'échelle de Fried est un outil très répandu qui permet d'identifier une personne fragile au travers de cinq indicateurs (force de préhension palmaire, fatigue, vitesse de la marche, activité physique, et perte de poids). Cependant, les approches actuelles ne permettent pas d'alimenter ces indicateurs au quotidien dans la mesure où la présence d'un professionnel de santé est nécessaire. L'objectif de la thèse est de contribuer à la réalisation d'un pack d'évaluation gériatrique ambulatoire comprenant un ensemble de dispositifs technologiques, d'utilisation très simple et totalement intuitive, visant à alimenter les indicateurs de Fried hors de l'environnement contrôlé du cabinet du professionnel de santé : la Grip-ball pour la mesure de la force de préhension, un radar Doppler pour la vitesse de la marche, un pèse-personne pour la perte de poids. De plus, le pèse-personne a la capacité d'évaluer la qualité d'équilibre. L'ensemble est intégré autour d'une tablette PC ou d'un Smartphone. Un protocole a été défini afin d'en évaluer la valeur diagnostique et la valeur d'usage.

Mots-clés : Personnes âgées, Evaluation, Gérontechnologies

Sommaire

Chapitre I.	Introduction générale.....	11
Chapitre II.	La fragilité	15
II.1.	Introduction	15
II.2.	Le vieillissement de la population	15
II.2.1.	Définitions du vieillissement.....	15
II.2.2.	Données démographiques	17
II.3.	La fragilité	20
II.3.1.	Bases physiopathologies	24
II.3.2.	Conséquences de la fragilité.....	27
II.4.	Conclusion	28
Chapitre III.	Mesure de la fragilité	33
III.1.	Introduction.....	33
III.2.	Modèles de la fragilité	33
III.3.	Tests gériatriques et grilles d'évaluation	44
III.4.	Discussion	48
III.5.	Conclusion	52
Chapitre IV.	Grip-ball.....	58
IV.1.	Introduction.....	58
IV.2.	Les dispositifs d'évaluation de la force de préhension palmaire	58
IV.3.	Conception et développement d'un dynamomètre innovant pour l'évaluation de la force de préhension palmaire à domicile	67
IV.3.1.	Cahier des charges d'usage.....	67
IV.3.2.	Réalisation du dynamomètre : la Grip-ball.....	69
IV.4.	Evaluation de performance	76
IV.4.1.	Linéarité du capteur	76
IV.4.2.	Relation entre pression et force appliquée.....	82

IV.4.3.	Fiabilité et validité	85
IV.5.	Proposition d'un modèle de relation pression / force de préhension	90
IV.6.	Discussion générale sur le dispositif de mesure de la force de préhension	99
IV.7.	Protocole à appliquer dans le cadre de l'évaluation de la fragilité	104
IV.7.1.	Position du corps durant le test.....	104
IV.7.2.	Dominance de la main	106
IV.7.3.	Autres conditions de réalisation du test.....	107
IV.7.4.	Analyse des effets de différents retours visuels.....	109
IV.8.	Conclusion	114
Chapitre V.	Vitesse de la marche	122
V.1.	Introduction	122
V.2.	Les dispositifs d'évaluation	123
V.3.	Description du dispositif.....	125
V.4.	Validation du dispositif	127
V.4.1.	Pré-validation sur convoyeur	127
V.4.2.	Validation par rapport aux tests cliniques	129
V.5.	Discussion générale sur le dispositif de mesure de la vitesse de la marche	133
V.6.	Conclusion	137
Chapitre VI.	Pèse-personne	142
VI.1.	Introduction.....	142
VI.2.	Evaluation du risque de chute	143
VI.3.	Conception d'un pèse-personne pour l'évaluation de l'équilibre à domicile	144
VI.3.1.	Paramètres extraits.....	146
VI.3.2.	Amélioration de l'information produite	149
VI.4.	Discussion générale sur le dispositif.....	155
VI.5.	Conclusion	156
Chapitre VII.	ARPEGE.....	161

VII.1. Objectifs	161
VII.2. Le Pack ARPEGE	162
VII.3. Évaluation de la valeur diagnostique du Pack d'Évaluation Gériatrique Embarqué.....	170
VII.4. Discussion	173
VII.5. Conclusion	174
Chapitre VIII. Conclusion et perspectives.....	176
Annexe : Liste de publications relatives à ce travail	180

Liste des figures

Figure II-1 Evolutions passées et futures de l'espérance de vie à la naissance des femmes et des hommes entre 2005 et 2050. Champ : France métropolitaine. Source : Insee, projections de population 2005-2050.....	18
Figure II-2 Scénario de la pyramide des âges en 2060. Champ : France métropolitaine. Source : Insee, scénario central des projections de population 2007-2060.....	19
Figure II-3 Diagramme de Venn montrant les chevauchements et les relations entre l'incapacité, les comorbidités et la fragilité (Fried et al. 2001).	22
Figure II-4 Développement du processus de la fragilité en fonction de déclin des réserves hémostatiques (Hogan et al. 2003).	24
Figure II-5 Hypothèses sur le chemin conduisant de l'atteinte moléculaire à l'expression clinique de la fragilité selon Fried et collègues (Fried et al. 2001, Ahmed et al. 2007).	27
Figure IV-1 Le dynamomètre Jamar (a) analogique, (b) numérique.	61
Figure IV-2 Le sphymomanomètre modifié.....	63
Figure IV-3 Le vigorimètre Martin.	64
Figure IV-4 Le dynamomètre Smedley.....	65
Figure IV-5 Le dynamomètre Lode.	66
Figure IV-6 La Grip-ball.	69
Figure IV-7 Carte électronique de la Grip-ball alimentée par pile. Le commutateur est intégré dans le support cylindrique (noir).	71
Figure IV-8 Support de la balle lorsqu'elle n'est pas utilisée.	71
Figure IV-9 Principe de fonctionnement du couplage inductif sans fil (Pigniez 2013).....	73
Figure IV-10 La carte primaire équipée de ses composants.	73
Figure IV-11 La self-inductance primaire à l'intérieur du socle.....	74
Figure IV-12 La Grip-ball et son électronique interne: (a) carte capteur et communication; (b) carte secondaire «charge batterie » face composants; (c) carte secondaire « charge batterie », face batteries.....	74
Figure IV-13 Cartes « charge batterie » et « capteur et communication » placées sur la valve de la balle.	75
Figure IV-14 Support de la balle pour sa recharge.	75
Figure IV-15 Vigorimètre équipé de l'électronique de la Grip-ball. (a) vigorimètre Martin, (b) vigorimètre modifié, (c) Détail des réalisations spécifiques mécaniques (chambre de	

dérivation) et électronique (support capteur). Réalisation : Luc Rodrigues de Magalhaes (UTT).	77
Figure IV-16 Stentor, système d'application d'une force calibrée sur: (a) le vigorimètre modifié ; (b) la Grip-ball contenue dans une sphère rigide.	79
Figure IV-17 Ecran d'interface du logiciel « GripSoft expert ».	80
Figure IV-18 Relation entre le capteur de la Grip-ball et le manomètre du vigorimètre Martin. Expérimentation avec sujets.	81
Figure IV-19 Relation entre le capteur de la Grip-ball et le manomètre du vigorimètre Martin. Expérimentation avec le stentor.	81
Figure IV-20 Comparaison entre la force appliquée et la pression enregistrée avec la Grip-ball pour trois pressions initiales différentes: 140 kPa (bleu), $R^2 = 0,997$; 150 kPa (rouge), $R^2 = 0,998$; 160 kPa (vert), $R^2 = 0,999$	84
Figure IV-21 Le Vigoriball avec le raccord auto-obturant.	86
Figure IV-22 Régression linéaire entre la pression acquise par le Vigoriball (axe X) et le Jamar (axe Y) pour une pression initiale de 100 kPa (pression atmosphérique).	88
Figure IV-23 Régression linéaire entre la pression acquise par le Vigoriball (axe X) et le Jamar (axe Y) pour une pression initiale de 125 kPa.	89
Figure IV-24 Régression linéaire entre la pression acquise par le Vigoriball (axe X) et le Jamar (axe Y) pour une pression initiale de 150 kPa.	89
Figure IV-25 Montage expérimental incluant le dispositif hybride et le Stentor.	92
Figure IV-26 Relation entre la force et la pression pour le Vigoriball pour une pression initiale égale à 100 kPa.	93
Figure IV-27 Comparaison de la relation force-pression entre Vigoriball / Stentor et Jamar / vigorimètre Martin (données de Desrosiers ((Desrosiers et al. 1995b)). Tous les points affichés correspondent à l'étude Jamar / vigorimètre Martin. La droite en trait continu est la droite de régression la plus adaptée pour Jamar / vigorimètre Martin. La droite en pointillés représente la droite de régression Vigoriball/Stentor.	94
Figure IV-28 Résultats expérimentaux pour quatre des pressions initiales. De la pente la plus faible à la pente la plus forte : 99,5 kPa (bleu), 131,4 (rouge), 155,5 kPa (vert), 186,3 kPa (violet).	94
Figure IV-29 Relation entre les pentes et les pressions initiales.	96
Figure IV-30 Erreur du modèle pour toutes les pressions initiales. Intervalle de confiance à 95%. *signifie une différence significative vis-à-vis de l'erreur la plus faible ($p < 0,05$).	97

Figure IV-31 Les erreurs du modèle pour les trois groupes de pression basse, moyenne et élevée. Intervalle de confiance à 95%. * représente une différence significative à $p < 0,05$	98
Figure IV-32 Interface de retour visuel avec le Vigoriball.	111
Figure IV-33 Force de préhension pour les hommes et les femmes. Les données sont affichées en moyenne \pm écart-type. * signifie une différence significative telle que $p < 0,05$	112
Figure IV-34 Comparaison post-hoc de la force de préhension entre toutes les conditions. Les différences moyennes affichées sous forme de barres d'erreurs. * signifie une différence significative telle que $p < 0,05$	113
Figure V-1 Capteur MDU1130.	126
Figure V-2 Schéma du module analogique associé au capteur.	127
Figure V-3 (a) Dispositif de mesure de la vitesse de la marche, (b) circuit électronique.	127
Figure V-4 Déroulement de l'expérimentation avec le convoyeur.	128
Figure V-5 Signal produit par le déplacement du chariot mobile.	129
Figure V-6 Déroulement de l'expérimentation.	130
Figure V-7 (a) signal brut, (b) signal filtré.	131
Figure V-8 Corrélation entre le dispositif et le chronométrage sur une distance de 4,5 m (a) Ordonnée à l'origine calculée par le modèle, (b) Ordonnée à l'origine fixée à 0.	132
Figure V-9 Corrélation entre le dispositif et le chronométrage sur une distance de 10 m. (a) Ordonnée à l'origine calculée par le modèle, (b) Ordonnée à l'origine fixée à 0.	133
Figure V-10 Comparaison entre notre dispositif et deux autres solutions de la littérature. ...	135
Figure V-11 Affichage de la vitesse de la marche.	135
Figure V-12 Corrélation entre les vitesses calculées sur 4,5 m et 10 m.....	136
Figure VI-1 Pèse-personne modifié.	145
Figure VI-2 Les étapes successives du processus de pesage.....	146
Figure VI-3 Une illustration des mesures de force verticale (à gauche) et de stabilogramme (à droite). Les données sont présentées pour deux cas: (a) sujet sans problèmes d'équilibre, (b) sujet avec problème d'équilibre (attesté par des tests cliniques).	148
Figure VI-4 Organigramme de la décomposition empirique multimodale (EMD) (Amoud 2006).....	151
Figure VI-5 Nombre d'IMF des témoins, âgés, et chuteurs pour les signaux AP et ML.....	154
Figure VI-6 Fréquence moyenne des témoins, âgés, et chuteurs pour les signaux AP et ML.	154
Figure VI-7 Fréquence médiane des témoins, âgés, et chuteurs pour les signaux AP et ML.	155

Figure VII-1 LE Pack ARPEGE.	167
Figure VII-2 Menu affiché à la mise en route de la tablette.	167
Figure VII-3 Interface de saisie des données anthropométriques.	168
Figure VII-4 Une illustration d'un écran de résultat (ici poids et test d'équilibre). Les onglets sur la gauche permettent de sélectionner le test à réaliser.	168
Figure VII-5 L'affichage du bilan de test.	169
Figure VII-6 Exemple d'un compte-rendu produit par le Pack ARPEGE.	170

Liste des tableaux

Tableau III-1 Facteurs de fragilité pris en compte par différents modèles.	34
Tableau III-2 Liste des critères utilisés dans l'index de fragilité de CSHA (Rockwood et al. 2005).....	36
Tableau III-3 Echelle de fragilité de Rockwood basée sur Canadian Study of Health and Aging (CSHA) (Rockwood et al. 2005).	37
Tableau III-4 Mesures du phénotype de fragilité de Fried (Fried et al. 2001).	38
Tableau IV-1 Les principales caractéristiques des dynamomètres (Innes 1999, Roberts et al. 2011).....	59
Tableau IV-2 Les principales caractéristiques de la technologie NiMH. Etude réalisée par Philippe Hovan, ingénieur dans l'équipe de recherche.	72
Tableau IV-3 Ajustement quadratique pour la relation entre la force et la pression pour différentes pressions initiales de la Grip-Ball.	84
Tableau IV-4 Les principales caractéristiques anthropométriques des sujets.....	85
Tableau IV-5 les valeurs de l'ICC pour chaque pression initiale.....	88
Tableau IV-6 Les droites de régression pour les 10 pressions initiales.	95
Tableau IV-7 Les principales caractéristiques anthropométriques des sujets.....	110
Tableau VI-1 Scores des quatre variables calculées.	149
Tableau VI-2 Les résultats du test ANOVA	153
Tableau VII-1 Les instruments de mesure utilisés dans ARPEGE sont comparés à ceux utilisé dans l'étude Cardiovascular Health Study (CHS).	163

Chapitre I. Introduction générale

En France, comme ailleurs, des pressions de plus en plus fortes s'exercent sur le système de santé. Ce défi s'inscrit dans une profonde modification de la pyramide des âges sous le double effet de l'augmentation de la durée de vie due à la disparition des grandes catastrophes (famines, épidémies, guerres...) et de grands progrès scientifiques (l'hygiène, la salubrité de l'habitat, la sécurité alimentaire, l'éducation et la santé) et à l'occurrence du baby-boom. Le poids relatif dans notre société des personnes âgées de 65 ans ou plus va donc augmenter significativement.

Le vieillissement est un processus évolutif caractérisé par son extrême hétérogénéité. On peut distinguer trois catégories des personnes âgées :

- Les personnes âgées en bonne santé, avec une absence ou une atteinte très minime des fonctions physiologiques et une absence de pathologie. Cette catégorie représente environ 70 % de l'ensemble. Ces personnes sont parfaitement indépendantes et doivent être considérées de la même manière que la population générale en bonne santé.
- Les personnes âgées dépendantes, fréquemment associées aux pathologies sévères évolutives ou compliquées et/ou au handicap. Ces personnes vivent dans des structures d'accueil médicalisées ou à domicile, mais avec un accompagnement médical important. Elles représentent environ 5% de la population âgée.
- Entre ces deux groupes, on trouve les personnes pré-fragiles ou fragiles, qui représentent donc environ 25% des personnes âgées. Ce sont des personnes qui se trouvent dans un équilibre entre la bonne santé et la maladie, ou encore entre l'autonomie et la dépendance, un équilibre précaire que tout événement stressant peut tendre à rompre. Le processus de fragilisation, qui était à l'état latent, est révélé et accentué par des événements tels qu'une maladie, la mort du conjoint, un déménagement ou une hospitalisation. Il s'en suit alors une cascade d'effets négatifs réduisant l'autonomie (chute, incapacité, institutionnalisation) pouvant aller jusqu'au décès. La fragilité repose notamment sur une réduction des réserves physiologiques des différents systèmes de l'organisme, limitant les capacités de l'individu à s'adapter à un stress, même mineur.

Le concept de fragilité a progressivement évolué au cours des années, mais à ce jour il n'existe pas de définition consensuelle, chaque auteur focalisant sur un ou plusieurs des volets potentiels de la fragilité (médical, physiologique, fonctionnel, social, environnemental...).

Les causes de la fragilité ne sont pas encore totalement comprises. Une voie physiopathologique qui présente des similarités avec, mais qui n'est pas identique au processus du vieillissement, est suggérée. Les facteurs les plus souvent identifiés comme contribuant à la fragilisation des personnes âgées (et par là à une décroissance des réserves fonctionnelles, en particulier après 85 ans) sont le manque d'exercice (induisant la sarcopénie), un régime alimentaire mal adapté (menant à la malnutrition), des facteurs génétiques et immunologiques, des changements hormonaux, la prise de médicaments, ainsi que de nombreux facteurs environnementaux (habitat mal adapté, perte de proches, rupture de lien social, ...). L'interaction complexe entre ces facteurs détermine et influence le niveau de la fragilité. La fragilité dans sa globalité n'est pas donc équivalente à la somme de ses éléments constitutifs. Le niveau réel de la fragilité peut être positionné sur un continuum entre fragile et non fragile. Mais ce niveau de fragilité peut changer au fil du temps dans les deux sens, ce qui signifie qu'on peut devenir plus ou moins fragile.

Même si on ne s'entend pas toujours sur la définition du concept de fragilité (on préfère souvent le terme dynamique de fragilisation), on en reconnaît les conséquences sur les personnes âgées, leur famille, notamment sur les soignants, ainsi que sur l'ensemble de la société. En raison de ses particularités, les cliniciens et les chercheurs sont d'accord sur la nécessité de la détecter, du fait que cette évolution de l'autonomie vers la dépendance peut être au moins partiellement inversée si elle est détectée suffisamment tôt pour pouvoir entreprendre des actions correctrices.

Il existe aujourd'hui des approches multiples d'évaluation de la fragilité, que ce soit par des tests cliniques au cabinet du gériatre, des questionnaires renseignés souvent dans le cadre de l'environnement usuel de la personne, ou encore des dispositifs de quantification d'indicateurs comme la perte de poids, la qualité de l'équilibre, la capacité musculaire etc.. La plupart semblent plus adaptés aux centres gériatriques et aux salles d'urgence, ou nécessitent un acteur de santé. Ceci rend difficile la détection des changements quand ils se produisent car cela nécessite le déplacement de la personne âgée. Plusieurs travaux mettent en évidence le fait que la détection arrivait trop tard pour proposer une intervention efficace lorsque le processus de fragilisation commence. Ainsi la plupart des auteurs insiste fortement sur le fait

de mettre en place des outils de repérage d'un risque de fragilisation à un stade suffisamment précoce pour qu'une action corrective puisse être engagée.

Cela pose la question d'un outil de repérage simple à utiliser dans divers environnements (domicile, centre de prévention, cabinet du généraliste, consultation gériatrique), et manipulable de façon intuitive par des professionnels non spécialistes, et qui, sans remplacer les évaluations gériatriques complètes, permet le repérage et le suivi des personnes âgées en risque de fragilisation pour pouvoir apporter des actions correctives permettant de maintenir une qualité de vie souhaitée par la personne dans son lieu de vie.

Ces briques forment le socle sur lequel cette thèse va s'appuyer pour produire une solution modulable et d'utilisation non experte de repérage de personnes en risque de fragilisation, en créant les conditions d'une totale acceptabilité dans un cadre de prévention, c'est-à-dire avant toute manifestation explicite de symptômes de fragilité.

L'idée de base de conception des outils technologiques d'évaluation 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, téléphone portable, objets ludiques, etc.) auxquels on ajoute une fonction d'évaluation (poids, masse musculaire, force de préhension, fatigue, équilibre, mémoire, etc.) d'usage totalement intuitif et autant que possible ludique.

Cette thèse s'intègre dans le contexte du projet ARPEGE, qui a pour objectif l'élaboration d'une solution de repérage adaptée à une démarche de prévention et d'anticipation de la fragilisation, ayant fait la preuve de sa qualité diagnostique, utilisable dans des conditions d'exploitation compatibles avec les pratiques professionnelles et les compétences des évaluateurs, et d'une totale acceptabilité pour les personnes évaluées.

Il s'agit d'une collaboration entre :

- L'Institut Charles Delaunay de l'Université de technologie de Troyes pour les aspects technologiques d'adaptation des outils et méthodologiques de traitement des signaux, d'extraction de paramètres et de fusion de données
- L'équipe « santé publique, vieillissement, qualité de vie et réadaptation des sujets fragiles » de l'Université de Reims Champagne-Ardenne qui possède entre autres l'expertise en matière de modèles de fragilité et d'évaluation de la qualité diagnostique des outils de repérage et de suivi

- Le centre de prévention des Arcades à Troyes comme site d'évaluation, la Carsat Nord-Est ses partenaires conventionnés pour l'évaluation d'usage,
- Le réseau gériatrique de Champagne-Ardenne (RéGéCA) en interface avec les réseaux de professionnels de santé
- L'association MADoPA pour son expertise en matière d'évaluation d'usage
- Opticsvalley, association francilienne fortement impliquée dans le thème E-santé, pour l'ouverture interrégionale et l'accès à des typologies de populations complémentaires.

Le plan du présent manuscrit de thèse est le suivant :

Le présent chapitre forme une introduction générale et identifie les motivations et les objectifs des travaux menés dans le cadre de cette thèse.

Le chapitre II vise à présenter la notion de fragilité des personnes âgées, analyse les définitions déjà données dans la bibliographie et explique brièvement ses causes et ses conséquences.

Le chapitre III revoit les modèles existant dans la littérature pour évaluer la fragilité ainsi que les différentes approches permettant d'alimenter ces indicateurs. Ce chapitre propose un modèle simple et rapide dans son utilisation sans nuire à sa qualité de repérage et de suivi des personnes à risque, et produisant des résultats reproductibles.

Les chapitres suivants vont alimenter les indicateurs du modèle proposé par des outils technologiques. Nous nous attacherons à décrire et valider les dispositifs développés pour chacune de ces mesures et nous décrirons comment ces dispositifs ont été intégrés dans le pack ARPEGE qui propose une solution de repérage et de suivi fondée sur un ensemble mobile d'évaluation de la fragilité ou du risque de fragilisation, susceptible d'être utilisé dans divers environnements (domicile, centre de prévention, cabinet de généraliste, consultation gériatrique).

Chapitre II. La fragilité

II.1. Introduction

Le nombre de personnes âgées ne cesse d'augmenter dans le monde, la chute des taux de natalité et de mortalité accélère le vieillissement des populations (Lee 2003). D'ici à 2050, et ce pour la première fois dans l'histoire du genre humain, la population âgée dans le monde dépassera celui de la population jeune. Bien que l'augmentation du nombre des personnes âgées reflète une amélioration de la santé et des conditions socio-économiques favorables dans les pays industrialisés, elle constitue aussi une véritable difficulté pour la délivrance de soins de qualité.

Face à cette réalité, le développement de la gériatrie s'est accéléré pour mieux comprendre les besoins de santé des personnes âgées, afin de proposer des interventions potentiellement adéquates et diminuer ses incidences sur la société. En gériatrie, les médecins ont remarqué que l'état de santé des populations âgées était très hétérogène, certaines personnes âgées restant en bonne santé jusqu'à un âge très avancé, alors que d'autres présentent de nombreux problèmes dès la cinquantaine. De même, des patients de même âge et ayant des comorbidités comparables ont réagi très différemment au même traitement pour la même pathologie. Cette hétérogénéité interroge les gériatres, les cliniciens, les chercheurs. Le concept de fragilité est alors considéré comme un moyen pour mieux comprendre cette hétérogénéité et pouvoir apporter des actions de prévention et des interventions, si c'est possible, visant soit à retarder l'apparition de la fragilité ou au moins réduire ses conséquences néfastes. Bien que le terme 'fragile' ou 'fragilité' en référence aux personnes âgées ait été utilisé dès 1980, à ce jour, il n'y a pas de définition consensuelle. L'absence de consensus rend la mesure de la fragilité complexe et problématique.

Ce chapitre présente une revue sur les définitions proposées par différents auteurs, ainsi que les causes et les conséquences de la fragilité.

II.2. Le vieillissement de la population

II.2.1. Définitions du vieillissement

Le vieillissement est une phase naturelle de la vie, mais les chercheurs débattent encore sur le moment à partir duquel le vieillissement commence, c'est-à-dire quand une personne doit être

considérée comme vieille. De nombreuses définitions portent sur le vieillissement (près de 200). Cela reflète le fait que de nombreuses théories s'y rapportent, mais également une méconnaissance de ce processus très complexe.

Le vieillissement a été également conceptualisé comme un affaiblissement naturel des capacités physiques et psychiques dû à l'âge. On ne connaît pas l'origine du vieillissement mais plusieurs hypothèses ont été avancées : l'épuisement des ressources d'énergie dans l'organisme, l'accumulation de radicaux libres toxiques, l'accumulation d'erreurs successives dans la synthèse des protéines, une déficience progressive du système hormonal et immunitaire et de la programmation génétique. Ce processus dynamique, complexe et progressif est la résultante des effets cumulés de facteurs individuels génétiques mais aussi environnementaux, comportementaux et sociaux, auxquels est soumis l'organisme tout au long de la vie. Ces facteurs et leur niveau d'interaction interviennent de façon différente en fonction de l'individu dans le processus de vieillissement (Raiche et al. 2000).

La population âgée est ainsi caractérisée par une grande hétérogénéité. Elle est vaste et rassemble des personnes bien différentes dans leur état de santé et leur état fonctionnel. Les conséquences du vieillissement peuvent donc être très importantes chez certains sujets âgés et être minimales voire absentes chez d'autres individus du même âge (Jeandel 2005).

Différentes définitions ont été suggérées pour déterminer l'âge où commence le vieillissement. Par exemple l'organisation mondiale de la santé (OMS) définit le vieillissement comme « un processus graduel et irréversible de modification des structures et des fonctions de l'organisme, résultant du passage du temps » (Lagacé 2010). Généralement l'OMS retient comme critère un âge supérieur ou égal à 65 ans pour qu'une personne entre dans la vieillesse (Wang et al. 2002). Une autre définition, plus sociale, utilise l'âge de la cessation d'activité professionnelle, ce qui revient à un âge compris environ entre 55 et 65 ans. Par contre, dans les services et les institutions gériatriques, l'âge du vieillissement est en moyenne de 85 ans (Lutzler et al. 2005).

D'un autre côté, Kelly (Kelly 2011) énonce que ces critères d'âge sont artificiels, certains processus du vieillissement étant continus, débutant dès la naissance pour ne finir qu'avec le décès de l'individu.

Il est néanmoins de plus en plus reconnu que ce terme de « vieillissement » peut être trompeur. Les individus ne sont pas « vieux » aujourd'hui à 60 ou 65 ans comme hier : les

réalités de l'âge ne sont pas les mêmes à un siècle d'intervalle. Le troisième âge n'est plus systématiquement synonyme de vieillesse et le quatrième âge survient de plus en plus tard. Aujourd'hui, le nombre de centenaires ne cesse d'augmenter (Blanchet et al. 2007). On obtient alors pour chaque période, un âge d'entrée dans la vieillesse, évolutif au cours du temps. En effet, Morel (Morel et al. 2011) propose un autre indicateur d'entrée dans la vieillesse : la probabilité de survivre à 10 ans, ce qui autorise une corrélation avec l'état de santé. Cet indicateur permet « la reconstruction d'une sorte d'âge équivalent sur le plan de l'état de santé moyen qui évolue au gré des progrès des conditions de vie, de l'alimentation et des soins médicaux ».

Peu importe les définitions, le vieillissement est sans aucun doute une question économique et sociale majeure dans tous les pays. Il a ainsi soulevé l'intérêt des chercheurs, des cliniciens, des gestionnaires et des planificateurs de soins et de services des personnes âgées.

II.2.2. Données démographiques

Au 1^{er} Janvier 2012, selon l'institut national de la statistique et des études économiques (Insee) la France comptait environ 65,35 millions d'habitants avec une augmentation de 349000 personnes par rapport au 1^{er} Janvier 2011, soit un accroissement de 0,5% de la population. Au sein de cette population, 17,1% ont 65 ans ou plus (contre 16,0% il y a dix ans) dont plus de la moitié est âgée de 75 ans ou plus. Le nombre de personnes de 60 ans ou plus a crû de 22,6% en dix ans et leur part dans l'ensemble de la population française est presque équivalente à celles des jeunes de moins de 20 ans (respectivement 23,5% et 24,5%)¹.

Dans l'Union Européenne, la France n'est évidemment pas le seul pays qui vieillit. Selon Eurostat, l'office statistique de l'Union européenne, la proportion de personnes âgées de 55 ans ou plus dans la population totale a augmenté entre 1990 et 2010 dans tous les États membres. En 2010, les plus fortes proportions de personnes âgées de 55 à 64 ans se situaient en Finlande (14,7% de la population totale) ainsi qu'en République tchèque et à Malte (14,1% chacun), et les plus faibles au Luxembourg (10,8%), en Lituanie (10,7%) et en Irlande (10,1%). La Belgique avec 12,2% égalait la moyenne européenne. En ce qui concerne le groupe d'âge des plus de 65 ans, les plus fortes proportions étaient observées en Allemagne (20,7%), en Italie (20,2%) et en Grèce (18,9%), et les plus faibles à Chypre (13,1%), en

¹ Bilan démographique 2011 : la fécondité reste élevée », Insee Première no 1385, janvier 2012.

Slovaquie (12,3%) et en Irlande (11,3%). La Belgique (17,2%), quant à elle, se plaçait juste sous la moyenne européenne².

Selon ce scénario, la population de la France métropolitaine continuera à croître. Les projections font état d'estimations à 74 millions d'habitants au 1^{er} Janvier 2060 contre 60,7 millions en 2005. Selon les différents scénarii de l'Insee, cette population continuera de vieillir sous le double effet de l'avancée des générations nombreuses du baby-boom nées entre 1946 et 1975 et l'augmentation de l'espérance de vie qui est passée de 25 ans en 1740 à 43 ans en 1850 puis à plus de 80 ans de nos jours et qui devrait continuer à augmenter au moins jusque dans les années 2050 de plus ou moins 2,5 ans, soit 86,5 ans pour les femmes et 81,3 ans pour les hommes en 2050 selon l'hypothèse basse, et 91,5 ans pour les femmes et 86,3 ans pour les hommes selon l'hypothèse haute (Figure II-1).

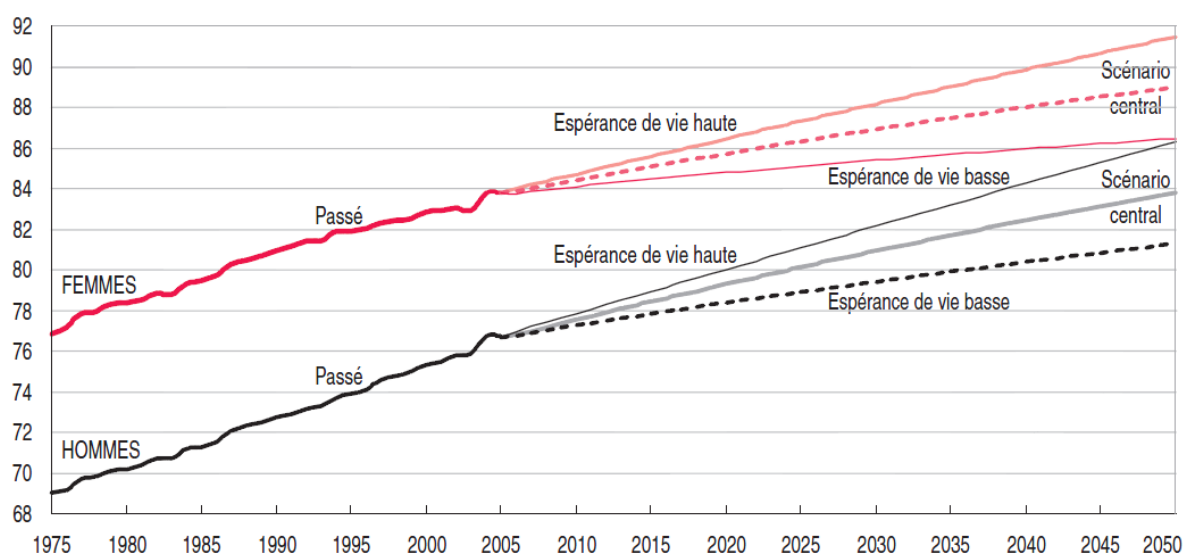


Figure II-1 Evolutions passées et futures de l'espérance de vie à la naissance des femmes et des hommes entre 2005 et 2050. Champ : France métropolitaine. Source : Insee, projections de population 2005-2050.

En 2060, dans la France métropolitaine 23,6 millions de personnes seraient ainsi âgées de 60 ans ou plus, soit une hausse de 80% sur une cinquantaine d'années. L'augmentation est la plus forte pour les plus âgés, le nombre des personnes âgées de 75 ans ou plus sera de 22,3 millions en 2050 contre 12,6 millions en 2005, soit une personne sur trois âgée de 60 ans ou plus contre une sur cinq en 2005 (Figure II-2).

² Publication d'Eurostat, "Active ageing and solidarity between generations – a statistical portrait of the European Union 2012"

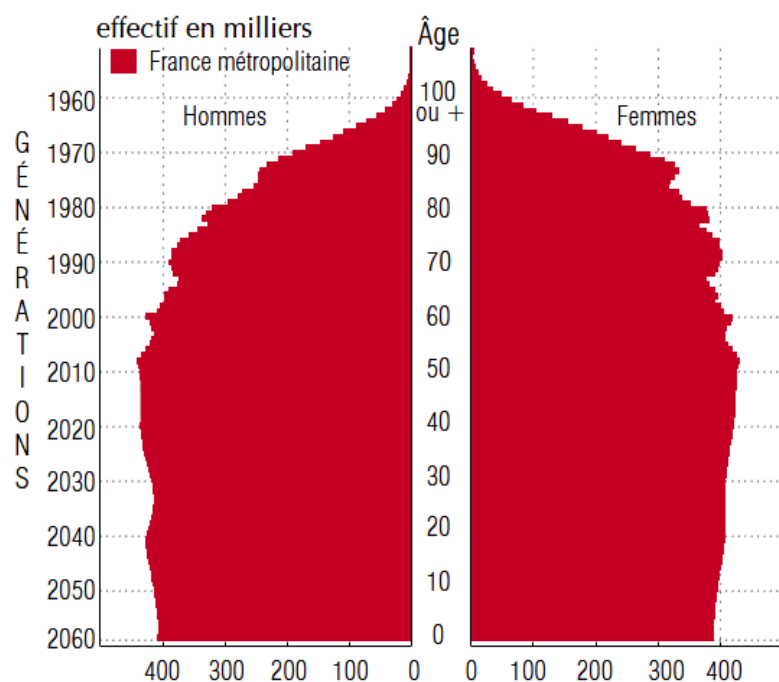


Figure II-2 Scénario de la pyramide des âges en 2060. Champ : France métropolitaine. Source : Insee, scénario central des projections de population 2007-2060.

Cet accroissement démographique n'est pas uniforme sur la France métropolitaine. Les évolutions démographiques diffèrent de façon notable d'une région à l'autre. Les régions du midi, du sud-est et de l'ouest de métropole enregistrent les croissances démographiques les plus fortes. Au contraire, la Champagne-Ardenne, le Nord-Pas-de-Calais et l'Île-de-France sont celles qui sont les plus déficitaires³.

Dans l'Union européenne, le vieillissement de la population se poursuit. D'après les hypothèses de projection démographique réalisées par Eurostat, elle devrait augmenter pour atteindre un pic de 526 millions autour de 2040, puis diminuer progressivement pour s'établir à 517 millions en 2060. La part de la population européenne âgée de 65 ans ou plus devrait être en moyenne de 30% en 2060 et celle de la population âgée de 80 ans ou plus de 12%. En 2050, le nombre de personnes de 65 ans ou plus devrait tripler, tandis que la population totale n'augmenterait que d'un tiers et que celle des enfants de moins de cinq ans diminuerait même légèrement (de 5%)⁴.

³ Enquêtes annuelles du recensement : premiers résultats de la collecte 2004. Insee. 2005 (N°1000).

⁴ « L'UE27 devrait être au plus haut autour de 2040 », communiqué de presse no 80, Eurostat, juin 2011.

« Projections de population à l'horizon 2060 : un tiers de la population âgé de plus de 60 ans », Insee Première no 1320, octobre 2010.

Bien que le vieillissement reflète une amélioration de la santé et des conditions socio-économiques dans les pays industrialisés, il s'accompagne aussi de difficultés particulières auxquelles tous les pays devront trouver des réponses face à une sollicitation croissante de la demande en matière de santé, et de ce fait adapter rapidement les systèmes de santé, les modes de vie, les institutions et l'organisation de la protection sociale aux besoins des personnes âgées.

II.3. La fragilité

Cas clinique

« Monsieur V. est hospitalisé dans une unité de court séjour gériatrique pour une pneumopathie. Il a 82 ans et est connu pour une hypertension artérielle pour laquelle il prend de l'hydrochlorothiazide. Il s'agit d'un patient qui est parfaitement alerte effectuant environ 30 minutes d'activité physique par jour. Après une hospitalisation d'une semaine avec antibiothérapie, il est maintenant prêt à quitter l'hôpital pour retourner à son domicile avec son épouse. Dans la chambre voisine, Monsieur S. qui a le même âge est lui aussi hospitalisé dans un contexte de pneumopathie. Il n'est connu que pour dyslipidémie et arthrose. Il sort rarement chez lui car il se trouve fatigué lors des activités usuelles comme les courses. Malgré une réponse rapide de la pneumopathie au traitement, il reste asthénique et ne marche plus qu'avec aide humaine depuis son alitement » (Chassagne et al. 2009).

Ces deux cas cliniques illustrent bien que deux patients de même âge et ayant des comorbidités comparables ont réagi très différemment à l'hospitalisation pour la même pathologie. Cette observation est souvent faite par le médecin mais difficile à analyser. Cela peut s'expliquer par des réserves physiologiques qui sont différentes avec des capacités à maintenir une stabilité plus grande pour Monsieur V. que Monsieur S.. Ce manque de réserves physiologiques avec l'incapacité de la personne âgée à répondre de manière adaptée à une situation de stress (maladie aigue, chute, hospitalisation) explique la notion de fragilité (Chassagne et al. 2009).

Le terme 'fragile' ou 'personne âgée fragile', en référence à des personnes âgées, a été rarement utilisé avant les années 1980. Le terme 'frail-old' est apparu pour la première fois dans une revue du journal de l'American Geriatrics Society' en 1990 (Hogan et al. 2003). D'autres termes sont également apparus comme 'maladie chronique', 'affaibli', 'handicapé', 'institutionnalisé', 'incapacité', 'dépendance' (Warren 1943, Warren 1946, Johnson et al.

1966, Stamford 1972, Stanford et al. 1972, Shock 1977). Le terme de fragilité a été longtemps absent du vocabulaire du gériatre. Par exemple dans le rapport de l'Institut de Médecine sur la dépendance fonctionnelle chez les personnes âgées, le terme fragilité (ou personnes âgées fragiles) n'apparaît pas (Institute of Medicine 1977). Lors des rares occasions où il apparaît, les auteurs associent à la notion de personne âgée fragile le fait qu'elle soit physiquement faible ou qu'elle ait besoin d'aide (Paine et al. 1970, Brocklehurst et al. 1982). Aucune définition explicite n'est en tout cas donnée, supposant éventuellement que chacun ait une compréhension intuitive de ce qu'on entend par ce terme.

Durant les années 1970, l'hétérogénéité de la population âgée a été plus largement prise en compte. Aux Etats-Unis, dans le cadre du conseil fédéral du vieillissement (Federal Council on Aging (FCA), Charles F. Fauhey a introduit l'expression 'personne âgée fragile' pour décrire un sous-groupe particulier de la population âgée (Maddox et al. 1987, Achenbaum et al. 1995). L'expression 'les personnes âgées fragiles' n'a pas été ressentie comme ayant une originalité particulière mais a été choisie en raison de la nécessité d'attirer l'attention sur ce groupe particulier de personnes âgées (Administration for Children Youth and Families in USA 1978). Le groupe de travail du FCA a convenu que les caractéristiques des personnes âgées fragiles incluaient des déficits physiques, des déficits mentaux et des déficiences environnementales et sociales (Maddox et al. 1987). Bertha Adkins, présidente du FCA en 1976, a déclaré que ces personnes nécessitaient un soutien continu de la société en raison d'une accumulation de déficits liés à l'âge. En 1978, le FCA a défini les personnes âgées fragiles comme des personnes généralement, mais pas toujours, de plus de 75 ans, qui, en raison d'une accumulation de divers problèmes persistants exigent, souvent un ou plusieurs services de soutien pour faire face à la vie quotidienne (Maddox et al. 1987). En fait, il y a eu peu de réaction de la communauté médicale gériatrique aux Etats-Unis à ce travail fondateur du FCA. Cependant, dès 1982, il y a eu une croissance significative du nombre des publications citant la fragilité (1 seul article avant 1980 contre 36 articles entre 1986 et 1990) (Hogan et al. 2003) dans lesquelles les chercheurs ont commencé à donner une explication aux termes 'fragilité' ou 'personne âgée fragile' (Hogan et al. 2003). Les premières définitions des personnes âgées fragiles incluaient des personnes âgées de 75 ans ou plus, patients très dépendants souffrant de démence, population vulnérable en raison de déficiences physiques et mentales, personnes âgées nécessitant des soins en institution ou personnes âgées dépendantes pour la réalisation des activités de la vie quotidienne (AVQ : elles regroupent les capacités de l'individu à s'habiller, se laver seul, préparer ses aliments, se déplacer au

domicile, faire le ménage, les courses.....) (Streib 1983, Reid et al. 1986, Heseltine et al. 1988, Mooradian et al. 1989, Williams et al. 1989, Wynne et al. 1989).

Depuis les années 1990, se développe un courant de pensée qui vise à cerner la fragilité comme une réalité en soi, associée à un stade du vieillissement mais distincte de la présence de maladies, de la dépendance ou d'un besoin de soins médicaux spécifiques (Hogan et al. 2003). De nos jours, la fragilité, les comorbidités et l'incapacité sont considérées comme des concepts distincts mais qui se chevauchent (Fried et al. 2001) (Figure II-3). Assimiler la fragilité à l'incapacité est inadéquate, l'incapacité se définissant souvent comme l'impossibilité de réaliser de façon autonome les activités de la vie domestique (AVD) et les activités de la vie quotidienne (AVQ). Si de nombreuses personnes fragiles ont des incapacités, certaines n'en ont pas et inversement certaines personnes ayant une incapacité peuvent ne pas être fragiles. Dans une étude réalisée par Fried et collègues (Fried et al. 2001), seulement 27% des personnes âgées fragiles ont éprouvé des difficultés pour la réalisation des activités de la vie quotidienne (AVQ).

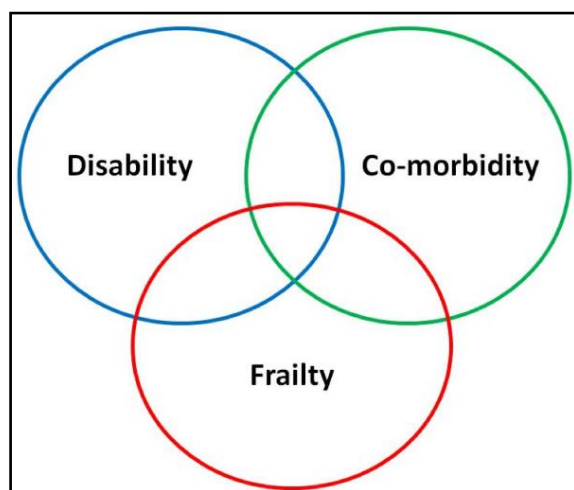


Figure II-3 Diagramme de Venn montrant les chevauchements et les relations entre l'incapacité, les comorbidités et la fragilité (Fried et al. 2001).

La relation entre la fragilité et la présence de maladie(s) chronique(s) est complexe. Le développement des maladies peut précipiter la fragilité. Il est habituel de constater en service gériatrique que le sujet confronté à une maladie, une fracture ou n'importe quel stress devient de plus en plus fragile, l'organisme de la personne âgée mobilisant ses ressources disponibles pour faire face à cette situation de stress avec des conséquences potentielles en matière d'épuisement de ses réserves. La fragilité pourrait être une manifestation de la dégradation des systèmes physiologiques multiples qui sont responsables de l'adaptation normale aux

stress (Lipsitz 2008). Cependant Fried et collègues (Fried et al. 2001) ont trouvé que seule une faible proportion des personnes âgées avec au moins deux maladies chroniques sont fragiles alors que certaines personnes âgées présentant peu ou pas de pathologies montrent des signes de fragilité. Il est suggéré que c'est en réalité la fragilité, en tant que dérégulateur biologique, qui affecte le fonctionnement de certains organes et contribue ainsi à l'apparition de pathologies liées au vieillissement (Ferrucci et al. 2003, Walston et al. 2006).

Actuellement, il n'y a toujours pas de définition universelle de la fragilité. Ce manque de consensus suggère que les facteurs qui y contribuent sont nombreux et que les symptômes sont variés et apparaissent différemment selon le sujet. Ces dernières années, les chercheurs ont essayé de trouver une définition commune sur le concept de la fragilité. Le problème est que chaque auteur lui donne une définition proche de son propre domaine d'intérêt. Un groupe de chercheurs (Campbell et al. 1997) s'est cependant entendu sur le fait que la fragilité est un état de transition vers l'incapacité qui n'est pas une conséquence directe d'une maladie chronique, mais qui est associé à « une réduction multisystémique des aptitudes physiologiques limitant les capacités d'adaptation au stress ou au changement d'environnement ou une vulnérabilité liée à une diminution des réserves physiologiques propres de l'individu ». La fragilité serait, selon eux, une sorte de phase intermédiaire entre l'autonomie complète et la dépendance. Durant le processus de fragilisation, les réserves fonctionnelles diminuent, alors que les ressources physiologiques tendent à augmenter afin d'assurer les réparations et permettre la stabilité d'un organisme vieillissant (Lang et al. 2009). Néanmoins, il a été postulé que 30% des réserves physiologiques normales suffisaient au maintien du fonctionnement des organes essentiels (Bortz 1996). De ce fait les symptômes n'apparaissent qu'à l'occasion d'un phénomène aigu lorsque la baisse globale des réserves physiologiques atteint le seuil critique ($< 30\%$). Dans ces situations, la demande est supérieure aux capacités et on atteint un état de déséquilibre, les capacités d'adaptation étant dépassées (Figure II-4).

Dans ce sens la fragilité traduit un processus dynamique plutôt qu'un état : 'la fragilisation' (Gill et al. 2006) en fonction du déclin des réserves hémostatiques (Fried et al. 2001, Ahmed et al. 2007). Ainsi le stade pré-fragile représente un stade cliniquement silencieux, où les réserves physiologiques sont diminuées mais sont toujours suffisantes pour permettre à la personne de répondre aux stress tels qu'une blessure, une maladie... avec une possibilité de récupération clinique complète. L'état de fragilité est un stade facile à reconnaître cliniquement car il est caractérisé par une récupération lente et plus souvent incomplète après

la survenue d'un stress, d'une maladie... témoignant ainsi de l'insuffisance des réserves physiologiques pour permettre une récupération totale. Une fragilité avérée, pour laquelle les ressources physiologiques sont réduites et atteignent un seuil critique inférieur aux capacités d'adaptation, conduit alors à l'incapacité, à l'entrée en institution et au décès.

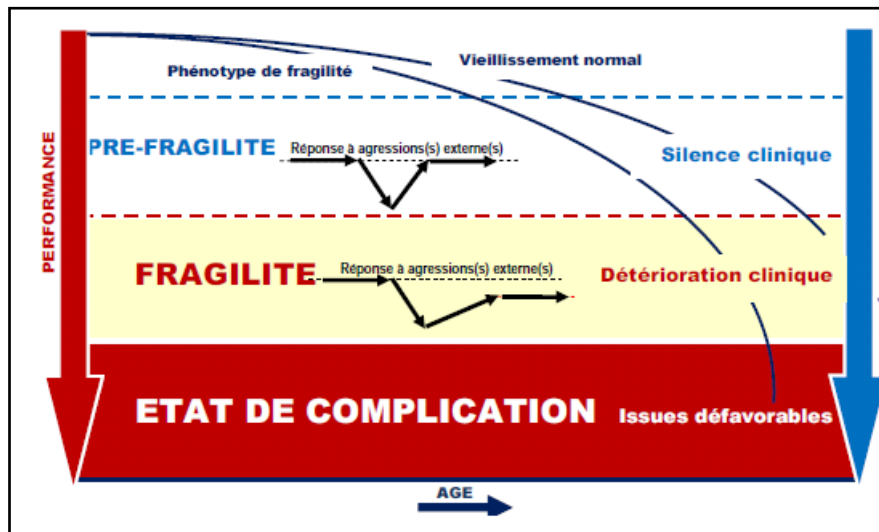


Figure II-4 Développement du processus de la fragilité en fonction de déclin des réserves hémostatiques (Hogan et al. 2003).

II.3.1. Bases physiopathologies

La plupart des systèmes de contrôle du corps se dégradent au niveau anatomique, moléculaire et physiologique lors de l'avancée en âge, certains d'entre eux se dérégulant plus rapidement chez les personnes âgées fragiles.

Jusqu'à présent, la recherche a lié la fragilité à l'augmentation de l'inflammation et à la dérégulation neuroendocrine, mais il manque encore une véritable compréhension de la voie impliquée (Fulop et al. 2010). Une étude a montré que les personnes âgées fragiles ont un taux significativement plus élevé d'interleukine (IL-6) et un taux d'hémoglobine et d'hématocrite significativement plus faible. En outre, le taux d'IL-6 est inversement proportionnel au taux d'hématocrite et d'hémoglobine dans la catégorie des personnes fragiles mais pas dans celle des non fragiles. Un taux élevé d'IL-6 a de nombreuses conséquences diffuses dans l'organisme : perte de la masse maigre et donc développement de la sarcopénie, activation des ostéoclastes provoquant une ostéopénie, baisse de l'albuminémie et du cholestérol et augmentation du taux de la protéine C-réactive (C-Reactive Protein (CRP)). Les auteurs de l'étude ont conclu qu'une anémie infra clinique pourrait être liée à un état inflammatoire chronique marqué par une augmentation d'IL-6 (Leng et al. 2002).

Une autre étude a montré que les personnes âgées fragiles ont augmenté le niveau de réaction à une blessure ou une inflammation CRP et le facteur de coagulation VIII. Certains patients fragiles ont également montré une augmentation du taux de dégradation du D-dimère. Les corrélations de IL-6 et CRP avec la fragilité sont restées significatives même après que les chercheurs ont exclu les personnes âgées souffrant de maladies cardiovasculaires et de diabète (Walston et al. 2002).

De même, des travaux de recherche ont lié la fragilité à certains changements hormonaux notamment des stéroïdes sexuels et de l'axe somatotrope qui surviennent plus rapidement chez les personnes âgées fragiles (Ershler et al. 2000). La diminution du taux d'Insulin-like Growth Factor (IGF-1) et de sulfate de déhydroépiandrostérone (sulfate de DHEA) a été significativement plus importante chez les personnes âgées fragiles par rapport aux personnes âgées non fragiles (Cappola et al. 2001, Leng et al. 2004, De Martinis et al. 2006).

Confirmant les résultats des études sur l'inflammation cités précédemment, l'IL-6 a été inversement corrélé avec le taux d'IGF-I chez les patients fragiles, ce qui suggère une interaction entre le système immunitaire et la dérégulation neuroendocrine. En outre, Leng et collègues (Leng et al. 2004) ont montré que le sulfate de DHEA joue un rôle important dans la suppression de la transduction du signal inflammatoire. Par conséquent, une baisse du niveau de cette hormone est donc susceptible de contribuer à l'augmentation des phénomènes inflammatoires.

Des études (Ble et al. 2006, Michelon et al. 2006, Semba et al. 2006, Boxer et al. 2008) ont montré également que des carences en micronutriments comme la 25-hydroxyvitamine D, les caroténoïdes et la vitamine E, ont été associées de manière significative avec la fragilité. Ils ont trouvé que plus le nombre de carences est élevé, plus le risque de fragilité augmente.

Pour mieux comprendre comment les personnes âgées deviennent fragiles avec le temps, les chercheurs ont commencé à utiliser des outils de mesure précis pour suivre les changements fonctionnels et biochimiques chez les personnes âgées en bonne santé au fil du temps. Bien qu'ils aient commencé à identifier les interactions potentielles entre les systèmes affectés, ils n'ont pas mis en place un mécanisme de causalité unificateur pour la fragilité, selon Walston et collègues (Walston 2006). Les chercheurs ont énuméré les causes théoriques, telles que l'augmentation de la production de radicaux libres liée à l'âge et résultant des dommages de l'ADN, le raccourcissement des télomères, des changements d'expression des gènes, et la sénescence cellulaire. Ces modifications cellulaires peuvent contribuer à la dysrégulation

neuroendocrine et à l'inflammation, qui peut à son tour contribuer à la diminution des muscles (sarcopénie), à la diminution des os (ostéopénie), à la cognition, à la fonction du système immunitaire (Walston 2004). La preuve de ces connexions chez les adultes âgés fragiles reste à déterminer. Bortz (Bortz 1996) a suggéré que la fragilité est un ensemble de dégradations physiologiques liées, avec une perte de production d'énergie cellulaire, clé pour le processus biologiques sous-jacent menant à cet état physiologique altéré.

La plupart des études qui portent sur les facteurs qui peuvent contribuer à la fragilité ont bien montré un lien, mais n'ont pas clairement établi de relations de cause et à effet. La complication dans la compréhension du processus de la fragilité est que certains facteurs qui sont impliqués dans la fragilité peuvent être principalement considérés comme causes du processus physiologique, tandis que d'autres facteurs ne sont que des conséquences de l'équilibre perturbé qui, cependant, a également influencé indirectement l'état du système physiologique (Fulop et al. 2010). Cela s'explique par exemple dans la mesure de l'incapacité fonctionnelle : la fragilité entraîne une incapacité, mais lorsque l'exercice physique augmente et que l'incapacité diminue, ceci ralentit le processus de la fragilité (De Lepeleire et al. 2009). Cela signifie qu'il semble y avoir un système dynamique dans lequel les causes et les conséquences liées entre elles restent à clarifier.

En outre, les raisons pour lesquelles la fragilité intervient chez certaines personnes mais pas chez d'autres restent incertaines. Les études montrent que plusieurs situations peuvent aboutir à la fragilité, autres que les facteurs biologiques. Levers et collègues (Levers et al. 2006) ainsi que Aminzadeh et collègues (Aminzadeh et al. 2005) indiquent que la plupart des définitions de la fragilité portent l'idée de la perte des réserves physiologiques liée à l'âge, alors même qu'il existe bien d'autres facteurs contributeurs, comme la polymédication (soit ≥ 4 médicaments), la dénutrition, les troubles de la marche et de l'équilibre, les troubles de la continence, les troubles sensoriels, les pathologies chroniques, des facteurs cognitifs (déclin cognitif, syndrome confusionnel et troubles du comportement), des facteurs psychologiques (dépression, antécédents d'hospitalisation en psychiatrie, médiocre perception de la qualité de vie), des facteurs sociaux (confinement au domicile et absence de visites, absence de l'aidant naturel lors d'une admission en urgence, absence de visites des enfants durant l'hospitalisation, faible niveau scolaire et bas revenu, épuisement des aidants, maltraitance.)

Un résumé sur les hypothèses physiopathologiques avancées qui pourraient être sous-jacentes au syndrome de fragilité est présenté dans la Figure II-5.

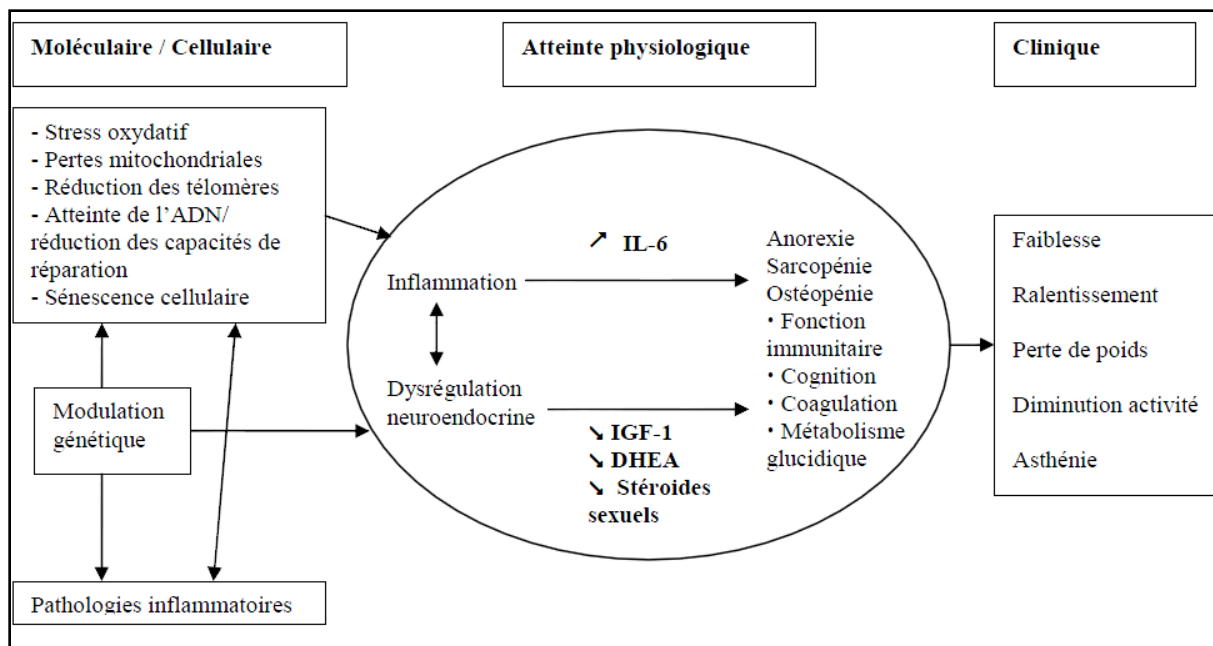


Figure II-5 Hypothèses sur le chemin conduisant de l'atteinte moléculaire à l'expression clinique de la fragilité selon Fried et collègues (Fried et al. 2001, Ahmed et al. 2007).

II.3.2. Conséquences de la fragilité

Un nombre croissant d'études, comme déjà discuté, reconnaissent que les personnes âgées fragiles constituent une population particulièrement à risque de détérioration de leur santé physique et/ou mentale par la survenue de facteurs intrinsèques et/ou environnementaux (Rockwood et al. 2011). Comme il a déjà démontré au paragraphe précédent, l'ajout d'un stress supplémentaire aussi mineur soit-il, comme la prise d'un médicament supplémentaire, peut entraîner une dégradation très rapide. Par exemple, Fried et collègues (Fried et al. 2004) ont suivi pendant trois ans une cohorte de 5317 hommes et femmes américains âgés de 65 ans ou plus. Ils ont pu ainsi montrer que par rapport aux personnes âgées non fragiles, les personnes âgées fragiles présentaient un risque cinq fois plus élevé d'entrer dans la dépendance, deux fois plus important de chuter ou d'être hospitalisé, et six fois plus élevé de décéder, indépendamment de comorbidités, du mode de vie ou des caractéristiques psychosociales des participants. De plus, ils ont démontré dans la même étude que les personnes âgées fragiles étaient plus susceptibles d'être victimes d'isolement social. Winograd et collègues (Winograd et al. 1991) ont suivi quant à eux 985 sujets de 65 ans ou plus pendant un an. Les personnes âgées ont été classées en trois catégories : autonomes (« fit elderly »), fragiles et très malades (« too-sick elderly »). Ils ont trouvé que la fragilité rallongeait la durée de l'hospitalisation (différence de 12 jours entre les autonomes et les fragiles). De même Rockwood et collègues (Rockwood et al. 1999) ont montré que les sujets

fragiles avaient un risque neuf fois plus élevé d'entrer en institution que les sujets non fragiles.

Ravaglia et collègues (Ravaglia et al. 2008) ont étudié les conséquences délétères du niveau de fragilité sur la santé chez 1007 sujets italiens âgés de 65 ans ou plus. Les résultats ont montré un effet sur les fractures, l'hospitalisation, l'altération de la capacité à accomplir les activités de la vie quotidienne et le décès (14,6% de l'échantillon de référence). Dans une étude sur 1996 américaines d'origine mexicaine de 65 ans ou plus, il a été montré que les personnes âgées fragiles avaient un risque dix fois plus élevé de mortalité (Graham et al. 2009). Une analyse des données de la Medicare Current Beneficiary Survey a montré que la fragilité était un prédicteur de risque d'événements péjoratifs dans les 30 jours suivant la sortie d'un service d'urgences (Hastings et al. 2008). Cet état de fragilité est également un prédicteur important de mortalité pour des patients atteints d'une affection cardiovasculaire, la mortalité ayant été de 100% lorsque le degré de fragilité était élevé, et de 55% lorsqu'il était faible (Afilalo et al. 2009). La fragilité s'est également avérée être un important facteur de risque de démence (Song et al. 2010, Avila-Funes et al. 2012).

II.4. Conclusion

Des gains importants dans la compréhension de la fragilité sont attendus dans les prochaines années. Après tout, la recherche qui a porté spécifiquement sur la fragilité n'a véritablement commencé que dans la dernière décennie, et le domaine de recherche sur la fragilité a récemment gagné un grand intérêt. Les définitions, les facteurs de risque et les conséquences de la fragilité présentés dans cette revue bibliographique sont destinées à donner un aperçu de l'état de la recherche sur la fragilité et à aider les cliniciens à identifier les patients fragiles de sorte que l'intervention appropriée et les soins médicaux puissent être identifiés.

Bibliographie

- W.A. Achenbaum and D.M. Albert (1995). *Profiles in Gerontology: A Biographical Dictionary*, Greenwood Press.
- Administration for Children Youth and Families in USA (1978). *A Staff Report: Public Policy and the Frail Elderly*, Department of Health, Education and Welfare.
- J. Afilalo, S. Karunanathan, M.J. Eisenberg, K.P. Alexander and H. Bergman (2009). "Role of frailty in patients with cardiovascular disease." *Am J Cardiol* 103(11): 1616-1621.
- N. Ahmed, R. Mandel and M.J. Fain (2007). "Frailty: an emerging geriatric syndrome." *Am J Med* 120(9): 748-753.
- F. Aminzadeh, A. Byszewski, W.B. Dalziel, M. Wilson, N. Deane and S. Papahariss-Wright (2005). "Effectiveness of outpatient geriatric assessment programs: exploring caregiver needs, goals, and outcomes." *J Gerontol Nurs* 31(12): 19-25.
- J.A. Avila-Funes, L. Carcaillon, C. Helmer, I. Carriere, K. Ritchie, O. Rouaud, C. Tzourio, J.F. Dartigues and H. Amieva (2012). "Is frailty a prodromal stage of vascular dementia? Results from the Three-City Study." *J Am Geriatr Soc* 60(9): 1708-1712.
- D. Blanchet, T. Debrand, P. Dourgnon and A. Laferrère (2007). "Santé, vieillissement et retraite en Europe." *Insee*.
- A. Ble, A. Cherubini, S. Volpato, B. Bartali, J.D. Walston, B.G. Windham, S. Bandinelli, F. Lauretani, J.M. Guralnik and L. Ferrucci (2006). "Lower plasma vitamin E levels are associated with the frailty syndrome: the InCHIANTI study." *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 61(3): 278-283.
- W.M. II. Bortz (1996). "Human aging, normal and abnormal." in Schrier R, Jahnigen D (eds): *Geriatric Medicine*. Cambridge, Blackwell Scientific Publisher.
- R.S. Boxer, D.A. Dauser, S.J. Walsh, W.D. Hager and A.M. Kenny (2008). "The association between vitamin D and inflammation with the 6-minute walk and frailty in patients with heart failure." *J Am Geriatr Soc* 56(3): 454-461.
- J.C. Brocklehurst, D. Robertson and P. James-Groom (1982). "Skeletal deformities in the elderly and their effect on postural sway." *J Am Geriatr Soc* 30(8): 534-538.
- A.J. Campbell and D.M. Buchner (1997). "Unstable disability and the fluctuations of frailty." *Age Ageing* 26(4): 315-318.
- A.R. Cappola, K. Bandeen-Roche, G.S. Wand, S. Volpato and L.P. Fried (2001). "Association of IGF-I levels with muscle strength and mobility in older women." *J Clin Endocrinol Metab* 86(9): 4139-4146.
- P. Chassagne, Y. Rolland and B.J. Vellas (2009). *La personne âgée fragile*, Springer.
- J. De Lepeleire, S. Iliffe, E. Mann and J.M. Degryse (2009). "Frailty: an emerging concept for general practice." *Br J Gen Pract* 59(562): 177-182.
- M. De Martinis, C. Franceschi, D. Monti and L. Ginaldi (2006). "Inflammation markers predicting frailty and mortality in the elderly." *Exp Mol Pathol* 80(3): 219-227.
- W.B. Ershler and E.T. Keller (2000). "Age-associated increased interleukin-6 gene expression, late-life diseases, and frailty." *Annu Rev Med* 51: 245-270.
- L. Ferrucci, B. Windham and L.P. Fried (2003). "Frailty in older persons." *Increasing Longevity : Causes, Trends and Prospects* 61(1): 39-53.

- L.P. Fried, L. Ferrucci, J. Darer, J.D. Williamson and G. Anderson (2004). "Untangling the concepts of disability, frailty, and comorbidity: implications for improved targeting and care." *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 59(3): 255-263.
- L.P. Fried, C.M. Tangen, J. Walston, A.B. Newman, C. Hirsch, J. Gottdiener, T. Seeman, R. Tracy, W.J. Kop, G. Burke and M.A. McBurnie (2001). "Frailty in Older Adults: Evidence for a Phenotype." *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 56(3): M146-157.
- T. Fulop, A. Larbi, J.M. Witkowski, J. McElhaney, M. Loeb, A. Mitnitski and G. Pawelec (2010). "Aging, frailty and age-related diseases." *Biogerontology* 11(5): 547-563.
- T.M. Gill, E.A. Gahbauer, H.G. Allore and L. Han (2006). "Transitions between frailty states among community-living older persons." *Arch Intern Med* 166(4): 418-423.
- J.E. Graham, S.A. Snih, I.M. Berges, L.A. Ray, K.S. Markides and K.J. Ottenbacher (2009). "Frailty and 10-year mortality in community-living Mexican American older adults." *Gerontology* 55(6): 644-651.
- S.N. Hastings, J.L. Purser, K.S. Johnson, R.J. Sloane and H.E. Whitson (2008). "Frailty predicts some but not all adverse outcomes in older adults discharged from the emergency department." *J Am Geriatr Soc* 56(9): 1651-1657.
- D. Heseltine and M.G. Bramble (1988). "Loop diuretics cause less postural hypotension than thiazide diuretics in the frail elderly." *Curr Med Res Opin* 11(4): 232-235.
- D.B. Hogan, C. MacKnight and H. Bergman (2003). "Models, definitions, and criteria of frailty." *Aging Clin Exp Res* 15(3 Suppl): 1-29.
- Institute of Medicine (1977). *The elderly and functional dependency : a policy statement ; final report*. Washington, National Academy of Sciences.
- C. Jeandel (2005). "Les différents parcours du vieillissement." *Les Tribunes de la santé* 2: 25-35.
- P.C. Johnson and J. Shaw (1966). "A vitamin, anabolic, stimulant mixture. Is this form of medication advantageous for debilitated geriatric patients?" *J Am Geriatr Soc* 14(5): 525-532.
- D. Kelly (2011). "Cell biology: Ageing theories unified." *Nature* 470(7334): 342-343.
- M. Lagacé (2010). *L' Âgisme. Comprendre et Changer le Regard Social Sur le Vieillessement*, Les Presses de l'Université Laval.
- P.O. Lang, J.P. Michel and D. Zekry (2009). "Frailty syndrome: a transitional state in a dynamic process." *Gerontology* 55(5): 539-549.
- R. Lee (2003). "The Demographic Transition: Three Centuries of Fundamental Change." *Journal of Economic Perspectives* 17(4): 167-190.
- S. Leng, A.R. Cappola, R.E. Andersen, M.R. Blackman, K. Koenig, M. Blair and J.D. Walston (2004). "Serum levels of insulin-like growth factor-I (IGF-I) and dehydroepiandrosterone sulfate (DHEA-S), and their relationships with serum interleukin-6, in the geriatric syndrome of frailty." *Aging Clin Exp Res* 16(2): 153-157.
- S. Leng, P. Chaves, K. Koenig and J. Walston (2002). "Serum interleukin-6 and hemoglobin as physiological correlates in the geriatric syndrome of frailty: a pilot study." *J Am Geriatr Soc* 50(7): 1268-1271.
- M.J. Levers, C.A. Estabrooks and J.C. Ross Kerr (2006). "Factors contributing to frailty: literature review." *J Adv Nurs* 56(3): 282-291.
- L.A. Lipsitz (2008). "Dynamic models for the study of frailty." *Mech Ageing Dev* 129(11): 675-676.

- P. Lutzler, M. Khoualene, K. Bekov, N. Lapalus, V. Carlier and P. Hutzler (2005). "Les mécanismes du vieillissement*." *Phytothérapie* 3(2): 53-56.
- G.L. Maddox, R.C. Atchley, J.G. Evans, C.E. Finch, D.F. Hulstsch, A.K. Rosalie, M.D. Mezey and I.C. Siegler (1987). *The encyclopedia of aging*. New York, Springer Publishing Company: 254-255.
- E. Michelson, C. Blaum, R.D. Semba, Q.L. Xue, M.O. Ricks and L.P. Fried (2006). "Vitamin and carotenoid status in older women: associations with the frailty syndrome." *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 61(6): 600-607.
- A.D. Mooradian, L. Hernandez, I.C. Tamai and C. Marshall (1989). "Variability of serum phenytoin concentrations in nursing home patients." *Arch Intern Med* 149(4): 890-892.
- A. Morel and O. Veber (2011). *Société et vieillissement*.
- C.H. Paine, F. Ellis and J.C. Smith (1970). "Carcinoma of the renal pelvis: a new technique for treatment of the frail patient." *J Urol* 104(6): 808-809.
- M. Raiche, R. Hebert, F. Prince and H. Corriveau (2000). "Screening older adults at risk of falling with the Tinetti balance scale." *Lancet* 356(9234): 1001-1002.
- G. Ravaglia, P. Forti, A. Lucicesare, N. Pisacane, E. Rietti and C. Patterson (2008). "Development of an easy prognostic score for frailty outcomes in the aged." *Age Ageing* 37(2): 161-166.
- I.R. Reid, D.J. Gallagher and J. Bosworth (1986). "Prophylaxis against vitamin D deficiency in the elderly by regular sunlight exposure." *Age Ageing* 15(1): 35-40.
- K. Rockwood and A. Mitnitski (2011). "Frailty defined by deficit accumulation and geriatric medicine defined by frailty." *Clin Geriatr Med* 27(1): 17-26.
- K. Rockwood, K. Stadnyk, C. MacKnight, I. McDowell, R. Hebert and D.B. Hogan (1999). "A brief clinical instrument to classify frailty in elderly people." *Lancet* 353(9148): 205-206.
- R.D. Semba, B. Bartali, J. Zhou, C. Blaum, C.W. Ko and L.P. Fried (2006). "Low serum micronutrient concentrations predict frailty among older women living in the community." *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 61(6): 594-599.
- N.W. Shock (1977). "Current Publications in Gerontology and Geriatrics." *J Gerontol* 32(3): 359-382.
- X. Song, A. Mitnitski and K. Rockwood (2010). "Prevalence and 10-year outcomes of frailty in older adults in relation to deficit accumulation." *J Am Geriatr Soc* 58(4): 681-687.
- B.A. Stamford (1972). "Physiological effects of training upon institutionalized geriatric men." *J Gerontol* 27(4): 451-455.
- E.P. Stanford and J.V. Dolson (1972). "The older disabled veteran." *Gerontologist* 12(4): 325-329.
- G.F. Streib (1983). "The frail elderly: research dilemmas and research opportunities." *Gerontologist* 23(1): 40-44.
- J. Walston (2004). "Frailty-the search for underlying causes." *Sci Aging Knowledge Environ* 2004(4): pe4.
- J. Walston, E.C. Hadley, L. Ferrucci, J.M. Guralnik, A.B. Newman, S.A. Studenski, W.B. Ershler, T. Harris and L.P. Fried (2006). "Research agenda for frailty in older adults: toward a better understanding of physiology and etiology: summary from the American Geriatrics Society/National Institute on Aging Research Conference on Frailty in Older Adults." *J Am Geriatr Soc* 54(6): 991-1001.

- J. Walston, M.A. McBurnie, A. Newman, R.P. Tracy, W.J. Kop, C.H. Hirsch, J. Gottdiener and L.P. Fried (2002). "Frailty and activation of the inflammation and coagulation systems with and without clinical comorbidities: results from the Cardiovascular Health Study." *Arch Intern Med* 162(20): 2333-2341.
- L. Wang, G. van Belle, W.B. Kukull and E.B. Larson (2002). "Predictors of functional change: a longitudinal study of nondemented people aged 65 and older." *J Am Geriatr Soc* 50(9): 1525-1534.
- M.W. Warren (1943). "Care of Chronic Sick." *Br Med J* 2(4329): 822-823.
- M.W. Warren (1946). "Care of the chronic aged sick." *Lancet* 1(6406): 841-843.
- F.M. Williams, H. Wynne, K.W. Woodhouse and M.D. Rawlins (1989). "Plasma aspirin esterase: the influence of old age and frailty." *Age Ageing* 18(1): 39-42.
- C.H. Winograd, M.B. Gerety, M. Chung, M.K. Goldstein, F. Dominguez Jr and R. Vallone (1991). "Screening for frailty: Criteria and predictors of outcomes." *Journal of the American Geriatrics Society* 39(8): 778-784.
- H.A. Wynne, L.H. Cope, O.F. James, M.D. Rawlins and K.W. Woodhouse (1989). "The effect of age and frailty upon acetanilide clearance in man." *Age Ageing* 18(6): 415-418.

Chapitre III. Mesure de la fragilité

III.1. Introduction

Malgré l'absence de consensus sur le concept de fragilité, les auteurs, les cliniciens et les chercheurs sont d'accord sur le fait que la fragilité est un processus dynamique (pré-fragile, fragilité et fragilité avérée). Mais ce processus de fragilité peut changer au fil du temps dans les deux sens, ce qui signifie qu'on peut devenir plus ou moins fragile. Les études suggèrent qu'il existe des possibilités d'influencer le niveau de fragilité positivement par des interventions telles que l'exercice physique (lutte contre la sarcopénie) (Binder et al. 2002, Faber et al. 2006), l'amélioration des apports nutritionnels (la supplémentation en vitamine C, D et E, Caroténoïdes, zinc, sélénium) (Flicker et al. 2005, Lonn et al. 2005, Hercberg 2006, Murad et al. 2011) et les traitements hormonaux substitutifs (la supplémentation en DHEA, la correction des taux circulants de testostérone) (Percheron et al. 2003, Page et al. 2005).

Pour pouvoir entreprendre des actions correctrices pouvant influencer sur le niveau de fragilité, il faut se doter d'outils capables d'effectuer cette détection, ce repérage, le plus tôt possible, et pourquoi pas hors de l'environnement contrôlé du cabinet du professionnel de santé, afin d'éviter l'entrée dans cette phase de fragilisation, ou au moins d'en limiter les effets. Un tel instrument devrait être simple, sensible, reproductible et validé.

III.2. Modèles de la fragilité

De nombreux modèles ont été proposés pour conceptualiser la fragilité afin de détecter les personnes qui sont en risque de fragilisation. Les modèles de la fragilité font état de variables physiques (y compris l'inactivité physique, la vitesse de la marche et la force musculaire), des comorbidités, de variables cognitives, de variables psychosociales, de l'âge, de la fatigue, des activités de la vie quotidienne et domestique, de l'indice de la masse corporelle ou de l'état nutritionnel, et des troubles sensoriels. Avant d'aborder les différents modèles, il est intéressant de noter que chaque modèle correspond à un sous-ensemble des variables citées ci-dessus et qu'en outre aucun des modèles proposés à l'heure actuelle ne fournit un diagnostic sûr relatif à la fragilité, la difficulté tenant au fait que les manifestations cliniques sont multiples et multifactorielles. De ce fait, la création d'un outil ayant de bonnes qualités prédictives négatives et positives est particulièrement complexe (Tableau III-1).

Tableau III-1 Facteurs de fragilité pris en compte par différents modèles.

Etude	nutrition	Activité physique	Mobilité	Force	Energie	Cognition	Humeur	Social
Phénotype de fragilité / Fried et collègues (Fried et al. 2001)	+	+	+	+	+	-	-	-
Rothman et collègues (Rothman et al. 2008)	+	+	+	+	+	+	+	-
Index de fragilité (Rockwood et al. 2005)	+	+	+	+	+	+	+	+
Study of Osteoporotic Fractures (SOF) (Ensrud et al. 2008)	+	-	+	+	+	-	-	-
Short Physical Performance Battery (Studenski et al. 2003)	-	-	+	+	+	-	-	-
Clinical Global Impression of Change in Physical Frailty (CGIC-PF) (Studenski et al. 2004)	+	+	+	+	+	-	+	+
Frailty Index Comprehensive Geriatric Assessment (FI-CGA) /Jones (Jones et al. 2004)	+	-	+	-	-	+	+	+
Chin A Paw (Chin A Paw et al. 1999, Chin A Paw et al. 2003).	+	+	-	-	-	-	-	-
Edmonton Frail Scale (Rolfson et al. 2006)	+	+	-	-	-	+	+	+
Groningen (GFI) (Schuurmans et al. 2004)	+	-	+	-	-	+	+	+
L'indicateur de fragilité de Tilburg (TFI) (Gobbens et al. 2010)	+	+	+	+	-	+	+	+
Sherbrooke questionnaire postal (SPQ) (Hebert et al. 1996)	-	-	+	+	-	-	-	-
Gill (Gill 2002)	-	-	+	+	-	-	-	-
Nourhashemi et collègues / Jaret et collègues (Nourhashemi et al.	-	-	+	-	-	-	-	-

2001)/(Jarrett et al. 1995)								
Vellas et collègues (Vellas et al. 1997)	-	-	+	-	-	-	-	-
Sydall et collègues (Syddall et al. 2003).	-	-	-	+	-	-	-	-
Montero-Odasso et collègues/Abellan Van Kan et collègues (Montero-Odasso et al. 2005)/(Abellan Van Kan et al. 2008)	-	-	+	-	-	-	-	-

Parmi les nombreuses définitions opérationnelles de la fragilité, deux sont les plus couramment utilisées : l'approche de l'accumulation des déficits (Mitnitski et al. 2001) (Rockwood et al. 2005) et l'approche phénotypique ou de fragilité physique formulée par Fried et collègues (Fried et al. 2001, Fried et al. 2004). D'un côté, on définit la fragilité comme un vieillissement accéléré en comptant le nombre de déficits accumulés au fil de temps (l'index de fragilité) alors que de l'autre, la fragilité est vue comme un syndrome médical et identifiée par un phénotype (le phénotype de la fragilité).

Index de fragilité

Selon l'approche fondée sur l'accumulation des déficits, la fragilité est donc perçue comme une accélération du processus du vieillissement normal en raison de l'accumulation de déficits variés. Pour cette école canadienne (Mitnitski et al. 2001, Rockwood et al. 2005), définir la fragilité d'un individu revient à faire la somme de toutes les atteintes fonctionnelles dont il est l'objet sans se soucier des causes éventuelles, celles-ci étant le plus souvent multifactorielles. Pour ces auteurs, c'est le cumul de déficits qui serait au cœur du concept de fragilité plutôt qu'un nombre limité de symptômes cliniques caractéristiques du phénomène. Ils parlent alors d'index de fragilité plutôt que de syndrome.

Dans le cadre de l'étude de la Canadian Study of Health and Aging (CSHA) (une étude de cohorte prospective de 5 ans, commencée en 1991 incluant 10263 personnes âgées de 65 ans ou plus, recrutées dans le but d'étudier l'épidémiologie des troubles cognitifs et d'autres grandes questions de santé chez les canadiens âgés), Rockwood et collègues ont développé trois approches. Tout d'abord, ils ont développé une définition de la fragilité présentée ci-dessus, une approche de comptage des déficits cliniques d'un patient, et une troisième basée sur le jugement clinique.

L'approche par l'accumulation des déficits comprend les symptômes, les signes cliniques, les maladies, les incapacités et les anomalies biologiques. De nombreux déficits sont inclus dans l'index de fragilité mais au moins 30 déficits doivent être pris en compte pour que le score final puisse être interprétable (Rockwood et al. 2007a, Rockwood et al. 2007b, Song et al. 2010). Le score de la fragilité est calculé sur la base du nombre des déficits d'un individu par rapport au nombre total de mesures incluses dans l'index. On obtient alors un score de fragilité compris dans l'intervalle [0:1]. Plus le score est proche de 1, plus la personne est susceptible d'être vulnérable aux événements néfastes.

Rockwood et collègues ont constaté que, bien que le comptage des déficits soit fortement corrélé avec la survenue d'événements péjoratifs, il est très lourd à mettre en œuvre pour une utilisation clinique. En effet, la troisième approche (CHSA Frailty Scale) est basée sur 70 items (Tableau III-2) et un score de 7 points (Tableaux III-3) (Rockwood et al. 2005).

Tableau III-2 Liste des critères utilisés dans l'index de fragilité de CSHA (Rockwood et al. 2005).

<ul style="list-style-type: none"> - Changes in everyday activities - Head and neck problems - Poor muscle tone in neck - Bradykinesia, facial - Problems getting dressed - Problems with bathing - Problems carrying out personal grooming - Urinary incontinence - Toileting problems - Bulk difficulties - Rectal problems - Gastrointestinal problems - Problems cooking - Sucking problems - Problems going out alone - Impaired mobility - Musculoskeletal problems - Bradykinesia of the limbs - Poor muscle tone in limbs - Poor limb coordination - Poor coordination, trunk - Poor standing posture 	<ul style="list-style-type: none"> - Mood problems - Feeling sad, blue, depressed - History of depressed mood - Tiredness all the time - Depression (clinical impression) - Sleep changes - Restlessness - Memory changes - Short-term memory impairment - Long-term memory impairment - Changes in general mental functioning - Onset of cognitive symptoms - Clouding or delirium - Paranoid features - History relevant to cognitive impairment or loss 	<ul style="list-style-type: none"> - Seizures, partial complex - Seizures, generalized - Syncope or blackouts - Headache - Cerebrovascular problems - History of stroke - History of diabetes mellitus - Arterial hypertension - Peripheral pulses - Cardiac problems - Myocardial infarction - Arrhythmia - Congestive heart failure - Lung problems - Respiratory problems - History of thyroid disease - Thyroid problems - Skin problems - Malignant disease - Breast problems
---	---	--

<ul style="list-style-type: none"> - Irregular gait pattern - Falls 	<ul style="list-style-type: none"> - Family history relevant to cognitive impairment or loss - Impaired vibration - Tremor at rest - Postural tremor - Intention tremor - History of Parkinson's disease - Family history of degenerative disease 	<ul style="list-style-type: none"> - Abdominal problems - Presence of snout reflex - Presence of the palmomental reflex - Other medical history
---	--	---

Tableau III-3 Echelle de fragilité de Rockwood basée sur Canadian Study of Health and Aging (CSHA) (Rockwood et al. 2005).

- 1 : Très en forme - robuste, actif, énergique, motivé et en pleine forme, ces gens pratiquent régulièrement l'activité physique.
- 2 : Bonne forme physique - sans maladie active, mais moins en forme que les gens dans catégorie 1.
- 3 : bonne forme physique avec ses comorbidités traitées – les symptômes de la maladie sont bien maîtrisés par rapport à ceux de la catégorie 4.
- 4 : Apparemment vulnérable - pas dépendant, mais plainte d'être ralenti et d'avoir des symptômes de sa maladie.
- 5 : Légèrement fragile - avec dépendance limitée aux activités instrumentales de la vie quotidienne.
- 6 : Modérément fragile – une aide est nécessaire pour les activités de la vie quotidienne et les activités instrumentales de la vie quotidienne.
- 7 : Très fragile - entièrement dépendant dans les activités de la vie quotidienne, ou avec une maladie terminale.

Approche phénotypique

L'approche phénotypique considère quant à elle la fragilité comme un syndrome associé à des modifications physiologiques et métaboliques responsables d'altérations physiques progressives jusqu'à la perte de l'autonomie fonctionnelle.

Basé sur les données de Cardiovascular Health Study (CHS) de 5317 hommes et femmes de 65 ans ou plus, un phénotype de la fragilité a été identifié sur cinq critères : (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. Les quartiles les plus bas ont été utilisés pour définir la cotation de ces critères (Tableau III-4).

Dans cette étude, les personnes ayant des antécédents de la maladie de Parkinson, d'accident vasculaire cérébral, de troubles cognitifs ou de dépression ont été exclues. Une personne validant au moins trois des critères est classée comme fragile, une personne validant un ou deux d'entre eux est considérée comme pré-fragile, tandis que l'absence de critères validés indique que la personne n'a pas de fragilité physique. Dans la population étudiée, 7% ont été classés fragiles, 47% pré-fragiles, et 46% non fragiles. Des évaluations de suivi ont été effectuées à 3 et 5 ans, recueillant des informations sur les chutes, la mobilité, la dégradation des activités de la vie quotidienne, l'hospitalisation et le décès. Pour les personnes classées comme fragiles, il a été rapporté des effets délétères plus graves que pour ceux qui avaient été classés comme non fragile, les résultats étaient intermédiaires pour le groupe pré-fragile. La mortalité constatée à 7 ans était de 12%, 23%, et 43% pour les groupes non fragiles, pré-fragiles, et fragiles, respectivement (Fried et al. 1991, Fried et al. 2001).

Tableau III-4 Mesures du phénotype de fragilité de Fried (Fried et al. 2001).

Les cinq critères proposés	Evaluation des critères proposés	
Perte de poids involontaire	- Perte de façon non intentionnelle ≥ 5 kg durant les derniers 12 mois - Ou indice de masse corporelle (IMC) $< 18,5 \text{ Kg/m}^2$	
Sensation d'épuisement	Selon les réponses apportées à 2 des 20 questions de l'échelle de dépression CES-D « j'ai eu l'impression que toute action me demandait un effort »	Cotation des réponses : 0 = jamais, très rarement 1 = occasionnellement 2 = assez souvent 3 = fréquemment, tout le temps

	« j'ai manqué d'entrain »	Critère positif pour la fragilité si la personne répond 2 ou 3 à l'une ou l'autre des questions
Niveau d'activité physique faible	Évalué selon la version courte du Minnesota Leisure Time Activity Questionnaire, renseignant sur le niveau d'activité de 9 domaines d'activité incluant les activités domestiques sur les 4 dernières semaines. La dépense énergétique associée mesurée en Kcal est calculée selon un algorithme standardisé	Selon le sexe, le critère est positif pour la fragilité si le niveau d'activité physique est : < 383 Kcal chez l'homme. < 270 Kcal chez la femme
Réduction de la vitesse de la marche	Temps nécessaire pour parcourir 4,57 m (15 pieds)	Le critère est considéré positif à partir du 20 ^{ème} percentile inférieur, selon le sexe et l'indice de masse corporelle (Kg/m^2)
Faiblesse musculaire	La mesure de la force de préhension en Kg, en utilisant généralement un dynamomètre,	Le critère est considéré positif à partir du 20 ^{ème} percentile inférieur, selon le sexe et l'indice de masse corporelle (Kg/m^2)

Le phénotype de Fried et l'index de fragilité montrent un chevauchement dans l'identification des personnes fragiles. Cependant le recouvrement n'est que partiel ($r = 0,65$) (Rockwood et al. 2007a), dans la mesure où les deux modèles ne considèrent pas les critères de fragilité sous le même angle. Cigolle et collègues (Cigolle et al. 2009) proposent alors de construire un modèle de fragilité mixte permettant d'identifier les personnes fragiles au sens des deux modèles simultanément.

Rothman et collègues (Rothman et al. 2008) ont ajouté au modèle de Fried la cognition et la dépression.

Ensrud et collègues (Ensrud et al. 2008) soulignent que l'approche phénotypique de la fragilité est largement utilisée en recherche en raison de ses cinq critères facilement accessibles, mais difficilement utilisables en clinique car les mesures fondées sur la performance comme la vitesse de la marche et l'activité physique sont rarement évaluées en clinique en raison de contraintes de temps et d'espace. Soulignons aussi que trois des composantes du modèle (la force de préhension, la vitesse de la marche et l'activité physique)

nécessitent la connaissance des distributions sous-jacentes, et que l'évaluation de la perte de poids involontaire n'est pas simple car en repérage, cette évaluation dépend généralement de la réponse du patient, le clinicien ne disposant pas la plupart du temps de la donnée un an auparavant.

Compte tenu de ces éléments, et après avoir évalué la validité prédictive de chacune des composantes du modèle prise séparément ainsi que la pertinence d'une évaluation de ces composantes dans un cadre de pratique clinique, Ensrud et collègues (Ensrud et al. 2008) ont proposé une adaptation du modèle phénotypique, le Study of Osteoporotic Fractures (SOF) en montrant que ce modèle présentait des performances prédictives similaires au phénotype pour la prédiction des incapacités, des chutes, des fractures et du décès. Il n'inclut pas l'activité physique ni la vitesse de marche, la fragilité étant identifiée par la présence de deux ou plus des trois composantes suivantes : (1) la perte de poids (indépendamment de l'intention de perdre du poids) de 5% ou plus entre l'examen actuel et l'examen précédent, (2) l'incapacité du sujet à se lever d'une chaise 5 fois sans utiliser ses bras, et (3) la réduction de niveau d'énergie, identifiée par une réponse « non » à la question « Do you feel full of energy? ». Une personne ne validant aucune de ces composantes est considéré comme non fragile, alors que la validation d'une seule d'entre elles classe la personne comme pré-fragile (Ensrud et al. 2008).

Autres modèles

D'autres modèles opérationnels de la fragilité sont décrits dans la littérature. Les exemples les plus courants incluent le SPPB (Short Physical Performance Battery), le modèle de Jones (FI CGA), et celui de Chin A Paw.

Le SPPB (Short Physical Performance Battery) a été proposé par Guralnik et collègues (Guralnik et al. 1994) pour évaluer la fonction des membres inférieurs des personnes âgées de plus de 65 ans. Cette échelle a été utilisée par Studenski et collègues en 2003 (Studenski et al. 2003) pour évaluer la fragilité, elle combine les mesures de la vitesse de la marche, de l'équilibre et du relevé d'une chaise à plusieurs reprises.

Le modèle de Jones (FI-CGA : Frailty index Comprehensive Geriatric Assessment) calcule le nombre des déficits identifiés lors de l'évaluation gériatrique standardisée (EGS) (Jones et al. 2004, Pilotto et al. 2012). Il comporte dix domaines dont (1) la cognition, (2) l'humeur et la motivation, (3) la communication, à savoir la vision, l'audition et la parole, (4) la mobilité, (5) l'équilibre, (6) la fonction intestinale, (7) la fonction de la vessie, (8) les activités de la vie

quotidienne (AVQ) et de la vie domestique (AVD), (9) la nutrition et (10) les ressources sociales. Chaque domaine est coté de 0 à 2 : 0 = pas de problème, 1 = un problème mineur et 2 = un problème majeur. Les résultats permettent de classer les patients en trois catégories : FI-CGA entre 0 et 7 (léger), entre 7 et 13 (modéré) et plus de 13 (sévère).

Chin A Paw et collègues (Chin A Paw et al. 1999, Chin A Paw et al. 2003) ont comparé trois définitions de la fragilité : (1) inactivité et peu d'apport énergétique, (2) inactivité et perte de poids, et (3) inactivité et baisse de l'indice de masse corporelle (IMC) dans deux cohortes Zutphen (450 hommes indépendants vivant à domicile) et SENECA (489 patients âgés de 75 à 80 vivant à domicile). Cette étude a montré que la combinaison de l'inactivité et de la perte de poids était la plus prédictive de la mortalité et de la perte d'autonomie à trois ans.

D'autres auteurs ont évalué la fragilité de la personne âgée sous forme de questionnaire, comme le CGIC-PF de Studenski, l'échelle de mesure de la fragilité d'Edmonton, l'indicateur de fragilité de Groningen (GFI), l'indicateur de fragilité de Tilburg (TFI).

Studenski et collègues (Studenski et al. 2004) ont développé le CGIC-PF (Clinical Global Impression of Change in Physical Frailty). Cet outil permet au gériatre de suivre les changements relatifs à la fragilité physique de son patient au cours du temps. Il s'agit d'un questionnaire de 39 indicateurs dans 13 domaines incluant (1) l'apparence, (2) le recours au système de santé, (3) la complexité médicale, (4) la force, (5) l'équilibre, (6) l'endurance, (7) la neuromotricité, (8) la nutrition, (9) la mobilité, (10) la perception par la personne de son état de santé, (11) les activités de la vie quotidienne, (12) l'état émotionnel, (13) le statut social. Chaque indicateur est noté sur une échelle de 7 points allant de sévèrement détérioré à très nette amélioration. Le CGIC-PF qui dure 10 minutes a prouvé sa validité, sa fiabilité et sa reproductibilité en recherche clinique.

Grâce à une série de questions ou de tâches simples, l'échelle de mesure de la fragilité d'Edmonton (Edmonton Frail Scale) évalue 9 déficits comprenant (1) la cognition, (2) l'état général de santé, (3) l'indépendance fonctionnelle, (4) le soutien social, (5) l'utilisation des médicaments, (6) la nutrition, (7) l'humeur, (8) la continence et (9) la performance fonctionnelle. Le score global va de 0 (non fragile) jusqu'à 17 (très fragile) (Rolfson et al. 2006, Graham et al. 2013).

L'indicateur de fragilité de Groningen (GFI), développé par Steverink et collègues, utilise quinze questions et met l'accent sur la mobilité, la condition physique, la vision, l'audition,

l'alimentation, la morbidité, la cognition, le psychosocial. La plupart des questions sont binaires (« oui » ou « non »). Pour les items relatifs au cognitif et au psychosocial, l'option « parfois » est ajoutée. Les scores du GFI vont de zéro à quinze. Un score total de quatre ou plus considère la personne comme modérément à sévèrement fragile (Schuurmans et al. 2004).

L'indicateur de fragilité de Tilburg (TFI) a été récemment décrit par Gobbens et collègues (Gobbens et al. 2010). Il se compose de deux sous-échelles. La première sous-échelle (dix questions) comprend les déterminants de la fragilité, par exemple, des données sociodémographiques (âge, sexe, niveau d'éducation et revenu) et des données sur les événements de la vie et les maladies chroniques. Les analyses des propriétés psychométriques se concentrent sur la deuxième sous-échelle qui détermine le niveau de fragilité. Cette sous-échelle se compose de quinze questions reposant sur les domaines physiques (perte de poids, état général de santé, difficultés de marche, équilibre, problèmes de vue, d'ouïe, force de préhension et fatigue), sociaux (indépendance, relations sociales et soutien social) et psychologiques (cognition, symptômes dépressifs, anxiété et adaptation). La plupart des questions admettent une réponse binaire. Pour les éléments psychologiques l'option « parfois » est ajoutée. Les scores de TFI vont de zéro à quinze. Un score de cinq ou plus est considéré comme étant associé à la fragilité.

Hébert et collègues (Hebert et al. 1996) ont développé le Sherbrooke postal questionnaire (SPQ) qui se compose de six éléments visant à identifier les personnes âgées en perte d'autonomie à domicile. Les éléments se concentrent sur les aspects physiques (quatre questions), sociaux (une question) et cognitifs (une question). Les réponses aux questions sont binaires. Les scores vont de zéro à six. Les personnes âgées ayant un score supérieur ou égal à deux, ou qui n'ont pas répondu au questionnaire, sont considérées comme ayant un risque accru de déclin fonctionnel et sont donc supposées fragiles. Il convient de noter que dans la présente étude les non-répondants ont été exclus des analyses. Portant sur un échantillon canadien de personnes âgées vivant à domicile, l'étude a montré la validité prédictive du questionnaire pour ce qui concerne le déclin fonctionnel.

D'autres études se sont fondées sur le fait que l'outil de dépistage de la fragilité doit être simple pour être applicable en clinique. Par exemple Gill a proposé un index comportant uniquement la vitesse de la marche et la capacité à se lever d'une chaise (Gill 2002). D'autres ont testé la validité d'un critère unique. Par exemple, Nourhashemi et collègues (Nourhashemi

et al. 2001) ont démontré qu'une perte de capacité à réaliser les activités de la vie quotidienne était en relation avec la fragilité et conduisait à un plus grand risque d'incapacité, de troubles cognitifs et de chute. Jarrett et collègues (Jarrett et al. 1995) ont également proposé l'utilisation de ce même critère de capacité à réaliser les activités de la vie quotidienne comme un marqueur de la fragilité. Vellas et collègues (Vellas et al. 1997) ont proposé l'utilisation de l'appui unipodal comme marqueur unique de la fragilité. Ce paramètre a montré sa capacité à prédire la survenue d'incapacité, d'institutionnalisation, de morbidité, de déclin cognitif et de mortalité. Par la suite, les mêmes auteurs en 2006 (Vellas et al. 2006) ont montré qu'un score de Mini-Nutritionnel Assessment entre 17 et 23,5/30 serait un marqueur de la fragilité. Syddall et collègues ont montré pour leur part que la force de préhension peut être un marqueur unique de la fragilité (Syddall et al. 2003). Montero-Odasso et collègues (Montero-Odasso et al. 2005) et Abellan van Kan et collègues (Abellan Van Kan et al. 2008) ont montré que la vitesse de la marche seule pourrait être un indicateur fiable et précis pour évaluer la fragilité d'une personne âgée. Enfin Chassagne et collègues (Chassagne et al. 2009) ont émis l'hypothèse selon laquelle la vitesse de la marche serait un outil valide, simple, et non coûteux fortement corrélé avec la fragilité.

III.3. Tests gériatriques et grilles d'évaluation

Evaluation gériatrique standardisée (EGS)

La référence en gériatrie pour diagnostiquer et évaluer la fragilité est la réalisation d'une évaluation gériatrique globale fondée sur le modèle multidimensionnel de l'évaluation gériatrique standardisée (EGS).

Le concept d'évaluation gériatrique standardisée (EGS) est un processus de diagnostic multidisciplinaire pour déterminer les capacités médicales, fonctionnelles, sociales, économiques, environnementales et psychologiques d'une personne âgée fragile ou pour identifier ceux ayant une pathologie grave nécessite des thérapeutiques lourdes à domicile, au cabinet médical, en consultation hospitalière, dans les services hospitaliers et en maison de retraite. L'objectif est d'établir un plan de prise en charge thérapeutique et de mettre en place la planification de soins et de services à long terme. C'est donc une évaluation clinique multifactorielle lourde à mettre en œuvre.

La notion centrale de l'EGS est la multidisciplinarité et l'interdisciplinarité, et tout processus d'évaluation qui pourrait en omettre l'un des domaines ne serait pas donc assimilé à une évaluation gériatrique globale. De par sa lourdeur de mise en œuvre, l'évaluation gériatrique standardisée ne peut pas se substituer à l'examen médical standard, mais l'enrichit, le complète et très souvent l'oriente. Elle diffère de l'évaluation standard de trois façons : (1) elle se concentre sur des personnes âgées qui ont pour la plupart des problèmes de santé complexes et multifactoriels comme les personnes âgées fragiles, ce qui impose une approche globale évaluant l'ensemble des facteurs et permettant de mettre en place des stratégies préventives efficaces visant à maintenir un état de santé optimal. (2) Elle met l'accent sur l'état fonctionnel et la qualité de vie du sujet âgé. (3) Elle nécessite l'implication d'une équipe pluridisciplinaire : médecin, infirmière, neuropsychologue, assistante sociale etc., et l'utilisation d'un certain nombre d'instruments normalisés pour évaluer les pathologies, l'état fonctionnel et cognitif et le mode de vie du patient.

L'examen médical usuel présente le risque de ne pas détecter certains problèmes spécifiques liés à l'âge comme les problèmes cognitifs, l'instabilité, l'incontinence, les troubles iatrogènes...alors que l'EGS répond efficacement à ces questions et à bien d'autres, essentielles pour poser un diagnostic et ainsi proposer des actions limitant le risque de dégradation de l'état de santé de ces personnes âgées fragiles.

L'EGS propose une multitude d'outils de mesure variant selon l'état du patient et son contexte environnemental. Certaines domaines doivent obligatoirement être évalués comme la fonction cognitive, la dépression, l'état fonctionnel, l'état nutritionnel... D'autres domaines comme l'évaluation des fonctions sensorielles, l'évaluation des fonctions sphinctériennes, l'évaluation de la douleur, ou encore le risque d'escarre, peuvent également être évalués pour établir la prise de charge la plus pertinente.

Pour chaque domaine exploré, il existe plusieurs outils d'évaluation. Nous ne citerons ici que les plus couramment utilisés.

- Le Mini Mental State Examination (MMSE) (Folstein et al. 1975) utilisé pour dépister l'existence de troubles cognitifs ainsi que leur sévérité. Le MMSE est une échelle explorant six domaines de la cognition : l'orientation, l'apprentissage, l'attention et le calcul, la mémoire, le langage, et les praxies constructives. L'interprétation du MMSE prend en compte l'âge du patient et son niveau d'éducation. Un niveau de 27 ou plus indique un profil cognitif normal. Un test inférieur à 26 indique l'existence d'une altération des fonctions supérieures. D'autres tests plus rapides peuvent être utilisés comme le test d'horloge, le test de 5 mots de Dubois, le test de fluence verbale....
- La Geriatric Depression Scale (GDS) permet d'évaluer la présence ou l'absence d'un risque de dépression chez les personnes âgées. Il comprend 30 questions auxquelles le sujet doit répondre par oui ou non. Un score de 0 à 9 est normal, un score de 10 à 19 correspond à une dépression modérée, et un score de 20 à 30 correspond à une dépression sévère (Yesavage et al. 1982). Dans cette approche une version courte peut être utilisée : le mini-GDS de 15 items ou de 4 items (Lacoste et al. 2005).
- Le bilan fonctionnel qui est au centre de l'évaluation gériatrique est évalué par les activités de la vie quotidienne (AVQ ou ADL) de Katz et les activités instrumentales de la vie quotidienne (AIVQ ou IADL) de Lawton. Les AVQ explorent le niveau de dépendance dans les six activités suivantes : hygiène corporelle, habillage, usage des toilettes (y aller, se déshabiller et se rhabiller), locomotion (déplacement), continence (urinaire et fécale), et prise de repas. Chacune de ces tâches est cotée 1 si le patient est autonome, 0,5 si la patient le réalise partiellement (avec aide partielle) et 0 si le patient est totalement dépendant (Katz et al. 1976). Les AIVQ permettent d'évaluer l'aptitude du patient à réaliser des activités instrumentales de la vie courante (au nombre de 8). Il s'agit de l'usage de téléphone, l'aptitude à faire ses courses, la capacité à préparer ses repas, à faire le ménage, à laver le linge, à utiliser les transports, à prendre

correctement ses médicaments et à gérer son budget. Cette échelle donne un score entre 0 (dépendance totale) et 8 (indépendance totale) (Lawton et al. 1969).

- La vitesse de la marche, le test de Tinetti, le test d'appui unipodal, le walking when talking test et le Timed Up and Go (ou Get Up and Go) test permettent d'évaluer la mobilité et le risque de chute. La vitesse de la marche est réalisée par un simple chronométrage sur une distance prédéfinie. Le test de Tinetti (Tinetti et al. 1994) comporte deux parties : la première partie est une étude statique comportant 13 items cotés de 1 (normal) à 3 (anormal). La deuxième partie est une observation de la marche comportant 9 items simplement cotés « normal » ou « anormal ». Le test d'appui unipodal (Vellas et al. 1997, Hurvitz et al. 2000) consiste à demander au patient de se tenir en équilibre le plus longtemps possible. Un temps supérieur à 30 secondes révélait un risque très faible de chutes. Un temps inférieur à 5 secondes au contraire exprime un très haut risque de chutes.
- Le Timed Up and Go (Mathias et al. 1986) consiste à demander à un sujet assis sur une chaise de se lever, marcher 3 mètres devant lui, retourner vers la chaise et s'asseoir. Le score est donné par le temps en secondes. Il existe un risque de chute si le patient a réalisé le test avec un temps supérieur à 20 secondes.
- L'échelle MNA-Sf encore appelée mini-MNA permet de dépister les personnes à risque de dénutrition. Elle est composée de 6 items permettant d'obtenir un score sur 14 points. Une personne ayant un score inférieur à 12 est à risque de dénutrition (Yesavage et al. 1982).
- L'échelle de Norton (Anthony et al. 2008) mesure le risque d'escarre et comprend 5 items cotés chacun de 0 à 4. Un score global inférieur ou égal à 14 traduit un risque de survenue d'escarre.
- L'échelle de Charlson (Charlson et al. 1987) permet de reconstituer un indice de sévérité de comorbidités de chaque patient.
- L'échelle de Duke permet d'évaluer le contexte de vie du patient. Elle comprend 17 items regroupés dans 10 dimensions (physique, mentale, sociale, générale, santé perçue, estime de soi, anxiété, dépression, douleur, incapacité). Chaque dimension donne un score allant de 0 (moins bonne qualité de vie) à 100 (meilleure qualité de vie) (Guillemin et al. 1997).
- L'évaluation du fardeau des aidants réalisé par le questionnaire de Zarit⁵.

⁵ <http://www.masef.com/scores/penibilitezarit.htm>

Grille AGGIR (Autonomie Gérontologique et Groupes Iso-Ressources)

La grille AGGIR a été conçue dans les années 1990 pour évaluer le degré d'autonomie ou le degré de dépendance d'une personne âgée dans l'accomplissement de ses actes quotidiens à domicile ou en établissement de soins.

L'évaluation est réalisée une fois par an par un médecin coordonnateur si la personne âgée réside en établissement, ou par une équipe médico-sociale du Conseil général du département si elle réside à son domicile. Cette grille comprend 17 variables, dont dix variables discriminantes, et sept variables illustratives. Chacune de ces variables sera évaluée et codifiée A (fait seul, spontanément, totalement, habituellement et correctement), B (fait seul non spontanément et/ou partiellement et/ou non habituellement et/ou non correctement) et C (ne fait seul ni spontanément, ni totalement, ni habituellement, ni correctement)⁶.

Cette évaluation conduit à positionner la personne âgée dans un Groupe Iso-Ressources (GIR)⁷ coté de 1 (dépendance majeure) à 6 (sans perte d'autonomie). Les personnes âgées repérées comme fragiles mais non dépendantes sont classées GIR 5 ou 6 par la grille AGGIR.

Grille SEGA (Short Emergency Geriatric Assessment)

La grille SEGA (en français Sommaire de l'évaluation du profil gériatrique à l'admission), créée par Schoevaerds et collègues (Schoevaerds et al. 2004), est un outil dédié à l'évaluation rapide du profil gériatrique des personnes âgées de plus de 70 ans admises aux urgences de l'hôpital ou admises dans d'autres services de manière non programmée. Ces auteurs insistent sur le fait que cette grille n'est pas une évaluation gériatrique, mais un profil de risque de fragilité, qui signale des problèmes et des facteurs susceptibles d'induire un déclin fonctionnel.

L'évaluation est réalisée sur base de la situation du malade 15 jours avant son admission. Elle est faite par tout acteur du champ gérontologique nécessairement formé à l'utilisation de l'outil et à l'évaluation gériatrique, à partir de questions posées à la personne âgée et / ou à la personne de son entourage (sur place ou par téléphone) afin de valider les informations fournies.

La grille SEGA a une cotation sur 26 et se décompose en deux volets. Le volet A regroupe le profil gériatrique et les facteurs de risque. Le volet B regroupe des facteurs susceptibles d'influencer le plan de sortie et/ou de prolonger le séjour en raison des difficultés à réaliser le projet de sortie.

⁶ http://www.urssaf.fr/images/ref_form_particulier_11510-01.pdf

⁷ www.atoute.org/images/2012/aggir_simple.pdf

Cette grille a été adaptée par le réseau gérontologique de Champagne-Ardenne (RéGéCA) pour évaluer une population vivant à domicile, certains items de la grille SEGA ayant été modifiés dans ce but. Un troisième volet C est également ajouté à la grille SEGA, permettant de décliner un plan d'action en fonction du niveau de fragilité.

III.4. Discussion

Si les chercheurs sont arrivés à un certain consensus sur le concept de fragilité, sa définition opérationnelle reste en débat. Sur la base de notre recherche bibliographique, on constate que de nombreux modèles ont été développés ces dernières années.

Nous avons présenté ici 19 modèles allant d'une seule variable jusqu'à plus de soixante-dix. À notre connaissance, ce sont les modèles les plus cités dans la littérature. Cette vue d'ensemble permet une meilleure compréhension des approches d'évaluation, et le contenu des modèles existants peut aider à faire le meilleur choix d'un modèle spécifique dans une situation spécifique pour une sous population spécifique de personnes âgées.

Certains auteurs ne construisent leurs modèles que par des critères physiques alors que d'autres utilisent des critères physiques combinés avec des critères cognitifs et /ou sociaux. De même, il existe toujours une incertitude sur la meilleure façon d'alimenter les diverses composantes des modèles ou sur les seuils pertinents à considérer pour la classification fragile/non fragile. Ainsi, une même composante a été mesurée par des tests de performance dans certaines études, par des questionnaires d'auto-évaluation ou des entretiens dans d'autres, ou encore par des combinaisons des deux. Par exemple, pour alimenter l'indicateur de force musculaire, certains auteurs utilisent la force de préhension (Fried et al. 2001), tandis que d'autres utilisent le débitmètre de pointe (Puts et al. 2005), ou encore la capacité à se lever d'une chaise sans l'aide des bras (Kiely et al. 2009). Pour mesurer la mobilité, certains modèles utilisent un test de performance physique (par exemple la vitesse de marche) (Carriere et al. 2005) alors que d'autres ne considèrent que l'auto-déclaration. À notre connaissance il n'existe pas de travaux qui comparent les résultats obtenus dans chacun des cas. Dans un contexte clinique, un test de performance peut être facilement applicable alors qu'un questionnaire est probablement plus facile à administrer par un non médecin dans un cadre non contrôlé comme le domicile. Les instruments diffèrent également sensiblement dans la façon dont ils opérationnalisent les facteurs de fragilité. Dans tous les cas, une évaluation à partir de variables déclaratives est sujette à caution, la réponse étant souvent

biaisée en fonction de l'objectif recherché par l'évaluation, comme par exemple l'obtention d'une aide.

La plupart des modèles se réfèrent à deux modèles dominants, l'approche phénotypique de Fried et l'index de fragilité. De nombreux auteurs ont comparé la capacité prédictive de ces deux modèles. Leurs études ont montré que tous deux étaient également prédictifs pour ce qui concerne la dégradation de l'état de santé, la réduction de la mobilité, l'incapacité à réaliser les activités de la vie quotidienne, l'institutionnalisation et le décès (Fried et al. 2001, Rockwood et al. 2011). Cependant l'ajout du déclin cognitif dans l'index de fragilité a amélioré sa capacité prédictive, surtout en matière de mortalité (Rockwood et al. 2007a, Kulminski et al. 2008). Par contre, l'un des inconvénients de l'index de fragilité est qu'au moins 30 déficits doivent être pris en compte, ce qui rend son utilisation peu réaliste en clinique surtout en comparaison à une évaluation gériatrique standardisée. La collecte de telles données détaillées est lourde pour les cliniciens et pour les sujets âgés. De ce fait l'index de fragilité est plus adapté à la recherche qu'à la clinique (Sternberg et al. 2011). En outre, l'index de fragilité ne fait pas la distinction entre le concept de fragilité, de comorbidités et d'incapacités, ce qui apparaît essentiel dans la notion de fragilité.

Le modèle de Fried semble assez robuste quant à sa capacité à prédire le risque d'événements péjoratifs dans des populations âgées. Il est hautement corrélé avec la chute, les morbidités, l'institutionnalisation et le décès. Il permet de distinguer la fragilité des notions de comorbidités et de dépendance et il a été validé dans nombreuses études (Ory et al. 1993, Fried et al. 2001, Bandeen-Roche et al. 2006, Ble et al. 2006).

Malgré ses avantages, le modèle de Fried reste discutable sur un certain nombre de points. L'un des points les plus importants est qu'il aborde le phénomène de fragilité du point de vue de la fonction physique exclusivement, d'autres facteurs potentiellement importants comme la déficience cognitive, très souvent associée à un déclin fonctionnel, n'ont pas été inclus dans le cadre du phénotype. Une deuxième réserve concernant ce modèle est que les personnes ayant des antécédents de la maladie de Parkinson, d'accident vasculaire cérébral, de troubles de cognitif et de dépression ont été exclues pour sa construction et son évaluation. En troisième lieu, les critères utilisés pour évaluer les cinq dimensions, ajustés aux données disponibles, varient selon les études, rendant les comparaisons difficilement interprétables.

Pour Fried, la fragilité apparaît comme une notion binaire fragile ou non fragile. L'utilisation d'un modèle plus fin pourrait aider à une identification plus précise des personnes âgées en

perte d'autonomie pour mieux définir les plans d'interventions et ainsi en améliorer les résultats.

Nous avons vu que des modèles ont été proposés pour adapter le modèle de Fried en palliant certaines de ses limites, comme par exemple les modèles de Rothman (Rothman et al.) et Ensrud (Ensrud et al. 2008). Cependant la validité de ces modèles reste à démontrer.

A contrario nous avons décrit des modèles encore plus simples que celui de Fried, n'incluant qu'un ou deux paramètres à évaluer (Gill (Gill 2002), Nourhashemi et collègues (Nourhashemi et al. 2001), Jarrett et collègues (Jarrett et al. 1995), Vellas et collègues (Vellas et al. 1997), Montero-Odasso et collègues (Montero-Odasso et al. 2005), Abellan van Kan et collègues (Abellan Van Kan et al. 2008)), mais là encore la validité de ces modèles n'est pas suffisamment avérée au regard d'une classification fragile/non fragile.

Récemment, une revue de la littérature (De Vries et al. 2011) a réalisé une comparaison entre les qualités des modèles actuellement disponibles (validité interne, validité externe, reproductibilité, accord, sensibilité, spécificité, valeur prédictive). Pour ces auteurs le modèle de FI-CGA semble être le modèle le plus approprié pour évaluer la fragilité tant en recherche qu'en pratique clinique, mais les propriétés de ce modèle restent encore à valider.

La référence en matière d'évaluation de la fragilité en recherche et en clinique reste l'évaluation gériatrique standardisée. Cependant l'EGS n'est ni réalisable ni pertinente dans le cadre d'un dépistage et d'un suivi à grande échelle, cette évaluation impliquant un processus long et requérant des compétences gériatriques auxquelles il n'est pas toujours facile d'accéder en ambulatoire.

Quant aux grilles individuelles d'évaluation du niveau de fragilité, elles ont pour objectif de tracer un profil de risque de fragilité et fournissent un signalement des facteurs susceptibles d'induire un déclin fonctionnel. La limitation de ces grilles réside dans le fait qu'elles ne sont utilisables que par un acteur nécessairement formé à l'utilisation de l'outil et à l'évaluation gériatrique.

Quoi qu'il en soit, ces deux modes d'évaluation ne sont activés qu'à la suite d'un élément déclencheur, ce qui les rend inaptes à une utilisation dans un cadre de prévention.

Lorsque la question est de prévenir le risque de fragilisation en pratiquant des actions de repérage en dehors du cabinet du clinicien par des non médecins dans le cadre d'un dépistage à grande échelle, ou de suivre en continu l'efficacité d'un plan d'action à domicile en confiant

la mesure aux personnes âgées elles-mêmes, le choix est nécessairement guidé vers un modèle simple et rapide dans son utilisation sans nuire à sa qualité de repérage et de suivi des personnes à risque, et produisant des résultats reproductibles. Dans ces conditions, le modèle de Fried apparaît convaincant et bien adapté à une utilisation en milieu non contrôlé. Toutefois, il nous semble important d'y inclure une estimation de la qualité de l'équilibre, intervenant de façon significative dans l'évaluation du risque de chute, et mesurant de façon indirecte la sarcopénie qui limite de façon drastique les activités de la vie courante. Ces deux facteurs ne sont évidemment pas indépendants mais concourent à une entrée progressive dans la dépendance s'ils se dégradent.

Nous avons donc opté pour un dispositif d'évaluation de la fragilité visant à alimenter les indicateurs de fragilité de physique (modèle de Fried, apparaissant comme le plus approprié) totalement conçu pour un usage grand public et respectant les spécificités liées à une utilisation par les personnes âgées qui pourraient représenter le marché primaire de la solution. Dans le cadre d'un usage au domicile, ce dispositif doit inclure des moyens de communication permettant à la fois de rassurer les personnes vivant à leur domicile et leur famille, et de générer des points d'alerte pour le milieu médical en cas d'évolution de l'état de fragilité d'un patient suivi.

Plusieurs points fondamentaux nécessitent donc une recherche approfondie si l'objectif in fine est d'avoir un véritable système d'auto-mesure en milieu non contrôlé :

1. Conception des outils technologiques dans un cadre d'usage

Les outils technologiques développés doivent respecter l'idée d' « 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, téléphone portable, objets ludiques, etc.) auxquels on ajoute une fonction d'évaluation (poids, masse musculaire, force de préhension, fatigue, équilibre, mémoire, etc.) d'usage totalement intuitif et autant que possible ludique.

2. Evaluation de la valeur diagnostique

L'objectif est de vérifier la concordance de l'outil d'évaluation de la fragilité du sujet âgé avec les échelles cliniques de fragilité (EGS).

3. Evaluation de la valeur d'usage et socio-économique de la solution

L'évaluation des solutions doit se faire dans un cadre de co-conception, c'est-à-dire qu'à tous les stades de développement de ces solutions, il sera nécessaire de les évaluer non

seulement pour leurs performances scientifiques et technologiques (cet aspect de l'évaluation étant probablement le plus simple à traiter), mais également pour leur capacité à s'insérer dans une pratique professionnelle et à être totalement acceptées par les usagers. On ne peut pas aujourd'hui imaginer développer une solution dans les domaines médical et médico-social sans en évaluer la valeur d'usage.

III.5. Conclusion

À la lumière des analyses bibliographiques réalisées dans ce chapitre, il apparaît que le modèle de Fried, augmenté d'une évaluation de la qualité de l'équilibre, répond aux besoins d'un large champ d'application relatif au repérage et au suivi de la fragilité physique. Trois critères au moins peuvent être alimentés par des mesures objectives provenant de dispositifs technologiques : la force de préhension palmaire, la vitesse de la marche et l'ensemble perte de poids/qualité de l'équilibre. Dans les chapitres suivants, nous nous attacherons à décrire et valider les dispositifs développés pour chacune de ces mesures, puis nous décrirons comment ces dispositifs ont été intégrés dans le pack ARPEGE qui propose une solution de repérage et de suivi fondée sur un ensemble mobile d'évaluation de la fragilité ou du risque de fragilisation, susceptible d'être utilisé dans divers environnements (domicile, centre de prévention, cabinet de généraliste, consultation gériatrique).

Bibliographie

- G. Abellan van Kan, Y.M. Rolland, J.E. Morley and B.J. Vellas (2008). "Frailty: toward a clinical definition." *J Am Med Dir Assoc* 9(2): 71-72.
- D. Anthony, S. Parboteeah, M. Saleh and P. Papanikolaou (2008). "Norton, Waterlow and Braden scores: a review of the literature and a comparison between the scores and clinical judgement." *J Clin Nurs* 17(5): 646-653.
- K. Bandeen-Roche, Q.L. Xue, L. Ferrucci, J. Walston, J.M. Guralnik, P. Chaves, S.L. Zeger and L.P. Fried (2006). "Phenotype of frailty: characterization in the women's health and aging studies." *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 61(3): 262-266.
- E.F. Binder, K.B. Schechtman, A.A. Ehsani, K. Steger-May, M. Brown, D.R. Sinacore, K.E. Yarasheski and J.O. Holloszy (2002). "Effects of exercise training on frailty in community-dwelling older adults: results of a randomized, controlled trial." *J Am Geriatr Soc* 50(12): 1921-1928.
- A. Ble, A. Cherubini, S. Volpato, B. Bartali, J.D. Walston, B.G. Windham, S. Bandinelli, F. Lauretani, J.M. Guralnik and L. Ferrucci (2006). "Lower plasma vitamin E levels are associated with the frailty syndrome: the InCHIANTI study." *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 61(3): 278-283.
- I. Carriere, A. Colvez, F. Favier, C. Jeandel and H. Blain (2005). "Hierarchical components of physical frailty predicted incidence of dependency in a cohort of elderly women." *J Clin Epidemiol* 58(11): 1180-1187.
- M.E. Charlson, P. Pompei, K.L. Ales and C.R. MacKenzie (1987). "A new method of classifying prognostic comorbidity in longitudinal studies: development and validation." *J Chronic Dis* 40(5): 373-383.
- P. Chassagne, Y. Rolland and B.J. Vellas (2009). *La personne âgée fragile*, Springer.
- M.J. Chin A Paw, L.C. de Groot, S.V. van Gend, M.H. Schoterman, E.G. Schouten, M. Schroll and W.A. van Staveren (2003). "Inactivity and weight loss: effective criteria to identify frailty." *J Nutr Health Aging* 7(1): 55-60.
- M.J. Chin A Paw, J.M. Dekker, E.J. Feskens, E.G. Schouten and D. Kromhout (1999). "How to select a frail elderly population? A comparison of three working definitions." *J Clin Epidemiol* 52(11): 1015-1021.
- C.T. Cigolle, M.B. Ofstedal, Z. Tian and C.S. Blaum (2009). "Comparing Models of Frailty: The Health and Retirement Study." *J Am Geriatr Soc* 57(5): 830-839.
- N.M. de Vries, J.B. Staal, C.D. van Ravensberg, J.S. Hobbelen, M.G. Olde Rikkert and M.W. Nijhuis-van der Sanden (2011). "Outcome instruments to measure frailty: a systematic review." *Ageing Res Rev* 10(1): 104-114.
- K.E. Ensrud, S.K. Ewing, B.C. Taylor, H.A. Fink, P.M. Cawthon, K.L. Stone, T.A. Hillier, J.A. Cauley, M.C. Hochberg, N. Rodondi, J.K. Tracy and S.R. Cummings (2008). "Comparison of 2 frailty indexes for prediction of falls, disability, fractures, and death in older women." *Arch Intern Med* 168(4): 382-389.
- M.J. Faber, R.J. Bosscher, M.J. Chin A Paw and P.C. van Wieringen (2006). "Effects of exercise programs on falls and mobility in frail and pre-frail older adults: A multicenter randomized controlled trial." *Arch Phys Med Rehabil* 87(7): 885-896.
- L. Flicker, R.J. MacInnis, M.S. Stein, S.C. Scherer, K.E. Mead, C.A. Nowson, J. Thomas, C. Lowndes, J.L. Hopper and J.D. Wark (2005). "Should older people in residential care receive

vitamin D to prevent falls? Results of a randomized trial." *J Am Geriatr Soc* 53(11): 1881-1888.

M.F. Folstein, S.E. Folstein and P.R. McHugh (1975). "'Mini-mental state'. A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician." *J Psychiatr Res* 12(3): 189-198.

L.P. Fried, N.O. Borhani, P. Enright, C.D. Furberg, J.M. Gardin, R.A. Kronmal, L.H. Kuller, T.A. Manolio, M.B. Mittelmark, A. Newman and et al. (1991). "The Cardiovascular Health Study: design and rationale." *Ann Epidemiol* 1(3): 263-276.

L.P. Fried, C.M. Tangen, J. Walston, A.B. Newman, C. Hirsch, J. Gottdiener, T. Seeman, R. Tracy, W.J. Kop, G. Burke and M.A. McBurnie (2001). "Frailty in Older Adults: Evidence for a Phenotype." *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 56(3): M146-157.

L.P. Fried, L. Ferrucci, J. Darer, J.D. Williamson and G. Anderson (2004). "Untangling the concepts of disability, frailty, and comorbidity: implications for improved targeting and care." *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 59(3): 255-263.

T.M. Gill (2002). "Geriatric medicine: it's more than caring for old people." *Am J Med* 113(1): 85-90.

R.J. Gobbens, M.A. van Assen, K.G. Luijckx, M.T. Wijnen-Sponselee and J.M. Schols (2010). "The Tilburg Frailty Indicator: psychometric properties." *J Am Med Dir Assoc* 11(5): 344-355.

M.M. Graham, P.D. Galbraith, D. O'Neill, D.B. Rolfson, C. Dando and C.M. Norris (2013). "Frailty and outcome in elderly patients with acute coronary syndrome." *Can J Cardiol* 29(12): 1610-1615.

F. Guillemin, A. Paul-Dauphin, J.M. Virion, C. Bouchet and S. Briancon (1997). "Le profil de santé de DUKE : un instrument générique de mesure de qualité de vie liée à la santé." *Santé Publique* (1): 35-44.

J.M. Guralnik, E.M. Simonsick, L. Ferrucci, R.J. Glynn, L.F. Berkman, D.G. Blazer, P.A. Scherr and R.B. Wallace (1994). "A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission." *J Gerontol* 49(2): M85-94.

R. Hebert, G. Bravo, N. Korner-Bitensky and L. Voyer (1996). "Predictive validity of a postal questionnaire for screening community-dwelling elderly individuals at risk of functional decline." *Age Ageing* 25(2): 159-167.

S. Hercberg (2006). "[The SU.VI.MAX study, a randomized, placebo-controlled trial on the effects of antioxidant vitamins and minerals on health]." *Ann Pharm Fr* 64(6): 397-401.

E.A. Hurvitz, J.K. Richardson, R.A. Werner, A.M. Ruhl and M.R. Dixon (2000). "Unipedal stance testing as an indicator of fall risk among older outpatients." *Arch Phys Med Rehabil* 81(5): 587-591.

P.G. Jarrett, K. Rockwood, D. Carver, P. Stolee and S. Cosway (1995). "Illness presentation in elderly patients." *Arch Intern Med* 155(10): 1060-1064.

D.M. Jones, X. Song and K. Rockwood (2004). "Operationalizing a frailty index from a standardized comprehensive geriatric assessment." *J Am Geriatr Soc* 52(11): 1929-1933.

S. Katz and C.A. Akpom (1976). "A measure of primary sociobiological functions." *Int J Health Serv* 6(3): 493-508.

D.K. Kiely, L.A. Cupples and L.A. Lipsitz (2009). "Validation and comparison of two frailty indexes: The MOBILIZE Boston Study." *J Am Geriatr Soc* 57(9): 1532-1539.

A.M. Kulminski, S.V. Ukraintseva, I.V. Kulminskaya, K.G. Arbeev, K. Land and A.I. Yashin (2008). "Cumulative deficits better characterize susceptibility to death in elderly people than phenotypic frailty: lessons from the Cardiovascular Health Study." *J Am Geriatr Soc* 56(5): 898-903.

L. Lacoste and C. Trivalle (2005). "Echelles d'évaluation de la dépression en consultation gériatrique." *NPG* 5(26): 44-51.

M.P. Lawton and E.M. Brody (1969). "Assessment of older people: self-maintaining and instrumental activities of daily living." *Gerontologist* 9(3): 179-186.

E. Lonn, J. Bosch, S. Yusuf, P. Sheridan, J. Pogue, J.M. Arnold, C. Ross, A. Arnold, P. Sleight, J. Probstfield and G.R. Dagenais (2005). "Effects of long-term vitamin E supplementation on cardiovascular events and cancer: a randomized controlled trial." *Jama* 293(11): 1338-1347.

S. Mathias, U.S. Nayak and B. Isaacs (1986). "Balance in elderly patients: the "get-up and go" test." *Arch Phys Med Rehabil* 67(6): 387-389.

A.B. Mitnitski, A.J. Mogilner and K. Rockwood (2001). "Accumulation of deficits as a proxy measure of aging." *ScientificWorldJournal* 1: 323-336.

M. Montero-Odasso, M. Schapira, E.R. Soriano, M. Varela, R. Kaplan, L.A. Camera and L.M. Mayorga (2005). "Gait velocity as a single predictor of adverse events in healthy seniors aged 75 years and older." *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 60(10): 1304-1309.

M.H. Murad, K.B. Elamin, N.O. Abu Elnour, M.B. Elamin, A.A. Alkatib, M.M. Fatourechi, J.P. Almandoz, R.J. Mullan, M.A. Lane, H. Liu, P.J. Erwin, D.D. Hensrud and V.M. Montori (2011). "Clinical review: The effect of vitamin D on falls: a systematic review and meta-analysis." *J Clin Endocrinol Metab* 96(10): 2997-3006.

F. Nourhashemi, S. Andrieu, S. Gillette-Guyonnet, B.J. Vellas, J.L. Albarede and H. Grandjean (2001). "Instrumental activities of daily living as a potential marker of frailty: a study of 7364 community-dwelling elderly women (the EPIDOS study)." *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 56(7): M448-453.

M.G. Ory, K.B. Schechtman, J.P. Miller, E.C. Hadley, M.A. Fiatarone, M.A. Province, C.L. Arfken, D. Morgan, S. Weiss and M. Kaplan (1993). "Frailty and injuries in later life: the FICSIT trials." *J Am Geriatr Soc* 41(3): 283-296.

S.T. Page, J.K. Amory, F.D. Bowman, B.D. Anawalt, A.M. Matsumoto, W.J. Bremner and J.L. Tenover (2005). "Exogenous testosterone (T) alone or with finasteride increases physical performance, grip strength, and lean body mass in older men with low serum T." *J Clin Endocrinol Metab* 90(3): 1502-1510.

G. Percheron, J.-Y. Hogrel, S. Denot-Ledunois, G. Fayet, F. Forette, E.E. Baulieu, M. Fardeau and J.F. Marini (2003). "Effect of 1-year oral administration of dehydroepiandrosterone to 60- to 80-year-old individuals on muscle function and cross-sectional area: a double-blind placebo-controlled trial." *Arch Intern Med* 163(6): 720-727.

A. Pilotto, F. Rengo, N. Marchionni, D. Sancarlo, A. Fontana, F. Panza, L. Ferrucci and IRI-SIGG Study Group (2012). "Comparing the Prognostic Accuracy for All-Cause Mortality of Frailty Instruments: A Multicentre 1-Year Follow-Up in Hospitalized Older Patients." *PLoS ONE* 7(1): e29090.

- M.T. Puts, P. Lips and D.J. Deeg (2005). "Sex differences in the risk of frailty for mortality independent of disability and chronic diseases." *J Am Geriatr Soc* 53(1): 40-47.
- K. Rockwood, X. Song, C. MacKnight, H. Bergman, D.B. Hogan, I. McDowell and A. Mitnitski (2005). "A global clinical measure of fitness and frailty in elderly people." *Cmaj* 173(5): 489-495.
- K. Rockwood, M. Andrew and A. Mitnitski (2007a). "A comparison of two approaches to measuring frailty in elderly people." *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 62(7): 738-743.
- K. Rockwood and A. Mitnitski (2007b). "Frailty in Relation to the Accumulation of Deficits." *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 62(7): 722-727.
- K. Rockwood and A. Mitnitski (2011). "Frailty defined by deficit accumulation and geriatric medicine defined by frailty." *Clin Geriatr Med* 27(1): 17-26.
- D.B. Rolfson, S.R. Majumdar, R.T. Tsuyuki, A. Tahir and K. Rockwood (2006). "Validity and reliability of the Edmonton Frail Scale." *Age Ageing* 35(5): 526-529.
- M.D. Rothman, L. Leo-Summers and T.M. Gill (2008). "Prognostic significance of potential frailty criteria." *J Am Geriatr Soc* 56(12): 2211-2116.
- D. Schoevaerdts, S. Biettlot, B. Malhomme, C.G. Relette, J.B., D. Vanpee, P. Cornette and C. Swine (2004). "Identification précoce du profil gériatrique en salle d'urgences : présentation de la grille SEGA." *Rev Gériatrie* 29(3): 169-176.
- H. Schuurmans, N. Steverink, S. Lindenberg, N. Frieswijk and J.P. Slaets (2004). "Old or Frail: What Tells Us More?" *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 59(9): M962-M965.
- X. Song, A. Mitnitski and K. Rockwood (2010). "Prevalence and 10-year outcomes of frailty in older adults in relation to deficit accumulation." *J Am Geriatr Soc* 58(4): 681-687.
- S.A. Sternberg, A. Wershof Schwartz, S. Karunanathan, H. Bergman and A. Mark Clarfield (2011). "The identification of frailty: a systematic literature review." *J Am Geriatr Soc* 59(11): 2129-2138.
- S. Studenski, S. Perera, D. Wallace, J.M. Chandler, P.W. Duncan, E. Rooney, M. Fox and J.M. Guralnik (2003). "Physical performance measures in the clinical setting." *J Am Geriatr Soc* 51(3): 314-322.
- S. Studenski, R.P. Hayes, R.Q. Lebowitz, R. Bode, L. Lavery, J. Walston, P. Duncan and S. Perera (2004). "Clinical Global Impression of Change in Physical Frailty: development of a measure based on clinical judgment." *J Am Geriatr Soc* 52(9): 1560-1566.
- H. Syddall, C. Cooper, F. Martin, R. Briggs and A. Aihie Sayer (2003). "Is grip strength a useful single marker of frailty?" *Age Ageing* 32(6): 650-656.
- M.E. Tinetti, D.I. Baker, G. McAvay, E.B. Claus, P. Garrett, M. Gottschalk, M.L. Koch, K. Trainor and R.I. Horwitz (1994). "A multifactorial intervention to reduce the risk of falling among elderly people living in the community." *N Engl J Med* 331(13): 821-827.
- B.J. Vellas, H. Villars, G. Abellan, M.E. Soto, Y. Rolland, Y. Guigoz, J.E. Morley, W. Chumlea, A. Salva, L.Z. Rubenstein and P. Garry (2006). "Overview of the MNA--Its history and challenges." *J Nutr Health Aging* 10(6): 456-463; discussion 463-455.
- B.J. Vellas, L.Z. Rubenstein, P.J. Ousset, C. Faisant, V. Kostek, F. Nourhashemi, M. Allard and J.L. Albarede (1997). "One-leg standing balance and functional status in a population of 512 community-living elderly persons." *Aging (Milano)* 9(1-2): 95-98.

J.A. Yesavage, T.L. Brink, T.L. Rose, O. Lum, V. Huang, M. Adey and V.O. Leirer (1982). "Development and validation of a geriatric depression screening scale: a preliminary report." J Psychiatr Res 17(1): 37-49.

Chapitre IV. Grip-ball

IV.1. Introduction

La question de la vigilance vis-à-vis des personnes âgées fragiles est essentielle dans le cadre du maintien en autonomie à domicile de ces personnes, aussi longtemps que possible, et dans le meilleur contexte de lien social et de sécurité. L'un des facteurs essentiels à observer est la capacité musculaire, dont l'un des indicateurs est la force de préhension palmaire, laquelle est également un élément majeur pour l'évaluation de la fragilité.

La force de préhension palmaire est un paramètre fonctionnel utilisé dans des protocoles d'évaluation de l'état de santé (Merkies et al. 2000, Visser et al. 2003, Sisto et al. 2007). Cette mesure permet également d'évaluer l'atteinte motrice dans le cadre du suivi des pathologies neuromusculaires ou neurologiques ou le handicap subi suite à un traumatisme ou une intervention chirurgicale (Petersen et al. 1989, Wolf et al. 1996, Tietjen-Smith et al. 2006, Sultan et al. 2012). La force de préhension a ainsi été corrélée entre autres, à la capacité d'autonomie des personnes âgées (Bunout et al. 2009, Shimada et al. 2009), au risque de chute (Sayer et al. 2006), à la durée de séjour à l'hôpital lors de l'hospitalisation (Kerr et al. 2006), à la densité minérale osseuse (Kaya et al. 2005), au statut nutritionnel (Norman et al. 2011), au niveau de malnutrition (Sultan et al. 2012), à la mortalité (Gale et al. 2007, Cooper et al. 2010), ainsi qu'à plusieurs pathologies comme la maladie de Huntington (Busse et al. 2008) et la dystrophie musculaire de Duchenne (Mattar et al. 2008). Finalement, de par ses relations directes ou indirectes avec la qualité de vie, la force de préhension palmaire maximale est l'un des paramètres les plus importants à explorer dans le cadre de la capacité d'autonomie des personnes âgées.

IV.2. Les dispositifs d'évaluation de la force de préhension palmaire

L'évaluation de la force de préhension palmaire s'appuie sur l'utilisation de dispositifs métrologiques quantitatifs : les dynamomètres, qu'ils soient hydrauliques, pneumatiques, mécaniques, ou à jauges de contrainte (Richards et al. 1996a). Les principales caractéristiques des différents types de dynamomètre sont résumées dans le Tableau IV-1.

Tableau IV-1 Les principales caractéristiques des dynamomètres (Innes 1999, Roberts et al. 2011).

Type d'instrument	Hydraulique	Pneumatique	Mécanique	Jauge de contrainte
Mesure	Force de préhension	Pression	Force de préhension	Force de préhension
Basé sur	Système hydraulique scellé qui permet la lecture de la force de préhension sur le cadran de la gauge	La compression d'un compartiment rempli d'air : un sac ou une poire	La tension produite par un ressort	La variation de la longueur de fil d'une résistance électrique en fonction de la force qui lui est appliquée
Exemple d'instrument	Jamar	vigorimètre Martin	Smedley	Unité de force isométrique
Unités	Kilogrammes (Kg) ou livres (lb)	Millimètres mercure (mmHg) ou livres par pouce carré (lb/in ²)	Kilogrammes (Kg) ou livres (lb)	Newton (N)
Avantages	Portable, économique, disponibilité des données normatives	Confortables pour les patients affaiblis	aucune preuve de supériorité présentée dans la littérature	N'est pas soumis à des fuites (d'huile/eau/air), qui peuvent compromettre l'exactitude
Limitations	Lourd, peut causer de l'inconfort et peut avoir de l'hystérésis	Ces instruments mesurent la pression de la préhension qui dépend de la surface sur	Reproductibilité des mesures de la force de préhension limitée en raison de difficultés à reproduire	Peut-être coûteux et lourd

		laquelle la force est appliquée. La taille de la main peut donc influencer la mesure	exactement la position de la poignée et à étalonner le dispositif	
--	--	--	---	--

Les dynamomètres hydrauliques

Les dynamomètres hydrauliques sont des dispositifs scellés qui mesurent la force de préhension palmaire en kilogrammes et en livres. Un exemple de dynamomètre hydraulique est le Jamar. Il s'agit du dynamomètre le plus largement répandu et cité dans la littérature, recommandé par la société américaine de chirurgie de la main (American Society for Surgery of the Hand : ASSH) et la société américaine des thérapeutes de la main (American Society of Hand Therapists : ASHT) (Fess 1992). Il est considéré comme un outil idéal (un « Gold Standard ») pour l'évaluation de la force de préhension, à partir duquel tous les autres dispositifs sont évalués (Harkonen et al. 1993, Beaton et al. 1995, Desrosiers et al. 1995b, Ashford et al. 1996, Bellace et al. 2000, Mathiowetz 2002, Bohannon 2005, Van Den Beld et al. 2006, Guerra et al. 2009, Peters et al. 2011, Trampisch et al. 2012). La réputation de ce dispositif se justifie par les différents travaux en ayant montré une reproductibilité et une précision excellentes (Macdermid et al. 1994, Kamimura et al. 2001, Peolsson et al. 2001) et par la mise à disposition d'une série de tableaux de données normatives pour différentes catégories de populations (Bechtol 1954, Mathiowetz et al. 1985a) afin de permettre entre autres la calibration des autres dispositifs de préhension. Bien que le Jamar soit très largement utilisé, ce dispositif est lourd (1,5 livres) et peut être difficile à saisir par les enfants (Molenaar et al. 2008) et les patients affaiblis (Tyler et al. 2005). De même la nature isométrique du dispositif peut causer de l'inconfort pour certains utilisateurs, par exemple affectés de handicaps tels que la polyarthrite rhumatoïde (Shmerling et al. 1990), l'épicondylite latérale (Lundeberg et al. 1988), et pour les personnes ayant subi une intervention chirurgicale comme le Carpal Tunnel Release (CTR) (Gellman et al. 1989).

Le Jamar dispose de deux poignées parallèles, l'une étant fixe et l'autre réglable sur cinq positions différentes (2,5, 3,8, 5,1, 6,4 et 7,6 cm) (Clerke et al. 2001) pouvant ainsi accueillir différentes tailles de mains, car la force de préhension mesurée sur le même sujet peut varier en fonction de l'écartement des éléments de la poignée (Richards et al 1996a).

Le dynamomètre Jamar existe en deux versions (Figure IV-1). Un système analogique (Asimow Engineering, Santa FeSprings, CA, USA) comporte un cadran muni de deux aiguilles avec un ensemble de graduations de résolution de 2 kg ou 5 livres dont le maximum est 90 kg ou 200 livres. L'aiguille de couleur noire suit la force instantanée exercée sur l'instrument au cours de l'exercice alors que l'aiguille rouge en indique la valeur maximale et la conserve une fois l'effort terminé. Avec ce type de dynamomètre, il faut appliquer une force minimale de 3 à 4 livres pour faire bouger l'aiguille, ce qui peut être inapproprié pour mesurer la force de préhension de patients très affaiblis (Tyler et al. 2005).

Le deuxième système (Sammons & Preston, Bolingbrook, IL, USA) est muni d'une lecture numérique, présentant un certain nombre d'avantages tels qu'une lecture plus précise, ou la réalisation de plusieurs types de tests (par exemple tests répétés dont on tirera la moyenne et l'écart type).



(a)



(b)

Figure IV-1 Le dynamomètre Jamar (a) analogique, (b) numérique.

Les dynamomètres pneumatiques

Les dynamomètres pneumatiques mesurent la pression à l'intérieur d'une poire ou d'un sac rempli d'air en fonction d'une contraction qui leur est appliquée. Ces dynamomètres nécessitent un mouvement pseudo-dynamique par opposition à la mesure statique des dynamomètres hydrauliques. Ils sont couramment utilisés avec des sujets ressentant des douleurs ou présentant des pathologies spécifiques de la main (par exemple l'arthrite rhumatoïde) car ils sont considérés comme étant plus souples et plus confortables à saisir (Richards et al 1996a, Galand et al. 2010). Les dynamomètres incluent entre autres le sphygmomanomètre modifié (Bohannon et al. 1991, Hamilton et al. 1992), le vigorimètre Martin (Martin Medizintechnik, Tuttlingen, Germany), le vigorimètre Baseline, version

simplifiée du Vigorimètre Martin (Baseline Inc., White Plains, NY), et le dynamomètre Tekdyne (Tekdyne Corp., North Wales, PA, USA).

Le sphygmomanomètre (U.A. Preston, Inc., 60 Page Road, Clifton, New Jersey, 270 12) est un appareil de mesure médical utilisé habituellement pour mesurer la pression artérielle. Ce sphygmomanomètre est composé d'un brassard gonflable, d'un système de mesure (manomètre), d'un tube qui les relie, et d'une poire servant à augmenter la pression dans le manchon, également reliée à ce dernier par un tube. La poire est équipée d'une soupape permettant de contrôler la pression et de la faire diminuer progressivement pour effectuer la mesure.

Un sphygmomanomètre identique à celui habituellement utilisé par des professionnels pour mesurer la pression artérielle a été modifié pour être utilisé pour la mesure de la force de préhension palmaire. Tout d'abord, le brassard a été roulé de manière uniforme et enroulé avec plusieurs couches de ruban adhésif ou bien placé dans une poche de tissu pour le maintenir (Figure IV-2). Dans l'étude de Wolfe (Wolfe 1990), le brassard a été gonflé à 20 mmHg, 30 mmHg ou 40 mmHg selon la taille souhaitée, liée à la circonférence de la main. Le plus petit des trois réglages de pression est recommandé pour tous les groupes d'âge. Le sujet applique une force de préhension maximale au manchon ainsi formé et l'aiguille du manomètre indique la pression appliquée par le sujet (Lusardi et al. 1991, Hamilton et al. 1992).



Figure IV-2 Le sphygmomanomètre modifié.

Outre le sphygmomanomètre, le vigorimètre Martin a été spécifiquement étudié pour la mesure de la force de préhension. C'est un dynamomètre qui est constitué d'un manomètre qui comprend deux aiguilles, une aiguille rouge de valeur maximale et une aiguille noire de valeur instantanée avec un ensemble de graduations selon deux échelles, kPa et bar, jusqu'à un maximum de 160 kPa ou 1,6 bar. Il est livré avec 3 poires de tailles différentes (petite, moyenne, grande) (Figure IV-3) dont le choix doit être établi à partir de la circonférence de la paume de la main. La grosse poire est destinée aux adultes et aux adolescents ayant une circonférence de plus de 19 cm, la poire moyenne aux jeunes filles et femmes ainsi qu'aux adolescents ayant une circonférence de la main inférieure à 19 cm tandis que la petite poire doit être employée pour les enfants de 2 à 10 ans environ. La poire choisie est reliée au manomètre par un tuyau souple du même matériau que la poire elle-même.

La critique majeure concernant les dynamomètres pneumatiques est qu'ils mesurent la pression plutôt que la force de préhension réelle (Stephens et al. 1996). La pression mesurée est fonction de la surface sur laquelle la force est appliquée. Si la surface est petite, alors la force appliquée se traduira par une pression supérieure à celle obtenue si la même force est répartie sur une surface plus grande. La taille de la main d'une personne peut donc influencer les valeurs de pression enregistrées (Richards et al 1996a).



Figure IV-3 Le vigorimètre Martin.

Les dynamomètres mécaniques

Les dynamomètres mécaniques enregistrent la valeur de la force de préhension palmaire en kilogrammes ou en livres à partir de l'allongement d'un ressort étalonné. Ce sont entre autres le Smedley (Therapeutic Instruments, Clifton, NJ, USA), le dynamomètre Harpenden (British Indicators Ltd, England), similaire au dynamomètre Smedley (Balogun et al. 1991a), le dynamomètre Collins (Gebrüder Martin, Germany), le dynamomètre Lafayette (Lafayette Instrument Corp, Lafayette, IN, USA) et le dynamomètre My-Gripper (Yamasa, Tokei, Japan) (Solgaard et al. 1984).

Par exemple le dynamomètre Smedley (Figure IV-4) est utilisé avec succès depuis des années pour mesurer la force de préhension (Stratford et al. 1989, Kallman et al. 1990, Clerke and Clerke 2001, Metter et al. 2002, Wang et al. 2005, Charles et al. 2006). Il a démontré sa fiabilité (Coefficient de Corrélation Intraclasse ICC=0,99) et sa précision (Coefficient de Corrélation de Pearson = 0,998) dans l'étude de Stratford et collègues (Stratford et al. 1989). L'ICC a été déterminé en chargeant à plusieurs reprises le dynamomètre avec un ensemble de poids d'étalonnage (de 10 à 60 Kg). Le modèle donnant la force réelle en fonction de la force mesurée a été exprimé par l'équation de régression suivante :

$$\text{Force réelle (en kilogrammes)} = 1,36 * \text{force mesurée (en kilogrammes)} - 1,6$$



Figure IV-4 Le dynamomètre Smedley.

Les dynamomètres à jauges de contrainte

Les jauges de contrainte mesurent habituellement la force de préhension en Newton. Les principaux dispositifs sont le dynamomètre Lode (Lode BV, Groningen, The Netherlands), le MIE digital pinch/grip analyser (MIE Medical Research) (Sunderland et al. 1989), le dynamomètre électronique Statham (Statham Instrument Inc. Oxnard, CA, USA) (Weiss-Lambrou 1986), le dynamomètre ISTU (Isometric Strength Testing Unit) (Robertson et al. 1993). Beaucoup d'autres ont été réalisés pour des études spécifiques.

Le dynamomètre Lode (Lode BV, Groningen, The Netherlands) (Van Meeteren et al. 2007, Molenaar et al. 2008) par exemple, est un dynamomètre électronique dont les valeurs mesurées peuvent être lues à partir d'un affichage sur le module amplificateur (Figure IV-5). De plus, ce dynamomètre peut être connecté à un ordinateur pour des traitements complémentaires. Molenaar et collègues (Molenaar et al. 2008) ont testé la force de préhension pour les enfants à l'aide du dynamomètre Lode et ont constaté que le Coefficient de Corrélation Intraclasse (ICC) estimé à partir de mesures répétées 3 fois était de 0,97 pour la main dominante et 0,95 pour la main non dominante. Ce résultat est meilleur que pour le vigorimètre Martin (0,84 pour la main dominante et 0,86 pour la main non dominante).

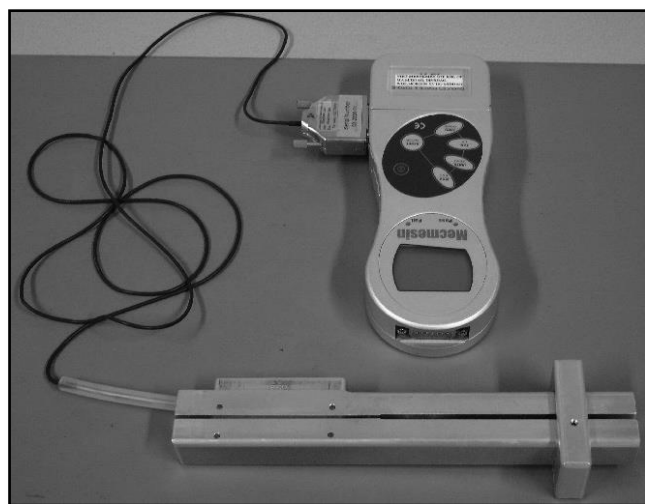


Figure IV-5 Le dynamomètre Lode.

Quelques points de discussion

La bibliographie nous montre que la force de préhension palmaire peut être évaluée par différents dynamomètres spécifiques. Bien que les dynamomètres cités ci-dessus soient tous présentés comme ayant une fiabilité élevée et une bonne précision, ils ont tous été conçus pour une utilisation en présence d'un professionnel de santé. Cette contrainte n'est pas un problème dans les tests de routine. Cependant, dans le cadre du maintien en autonomie au domicile des personnes âgées, il était nécessaire de concevoir un dynamomètre pouvant être utilisé dans l'évaluation de la force de préhension à domicile par la personne elle-même, de façon acceptable et sans la présence d'un professionnel de santé. Un tel dispositif capable de mesurer à distance la force de préhension palmaire est essentiel pour pouvoir suivre régulièrement les sujets fragiles ou qui sont en risque de fragilisation.

A l'université de technologie de Troyes, en partenariat avec l'Institut de Myologie à Paris, nous avons développé un dispositif spécifique, la Grip-Ball. La Grip-Ball a fait l'objet d'un dépôt de brevet (Duchêne et al. 2008). Son développement technologique ainsi que sa validation pour la mesure de la force de préhension sont présentés dans les paragraphes suivants.

IV.3. Conception et développement d'un dynamomètre innovant pour l'évaluation de la force de préhension palmaire à domicile

IV.3.1. Cahier des charges d'usage

En clinique, les principales caractéristiques du dynamomètre doivent être sa précision, sa fiabilité, et sa sécurité. Dans l'environnement du domicile, la facilité et le confort dans l'utilisation, l'acceptabilité par la personne âgée et par son environnement sont également importants. Par conséquent, plusieurs exigences essentielles à ce nouveau dynamomètre doivent être remplies pour permettre son utilisation dans le cadre du domicile.

Facilité

Bien que l'évaluation de la force de préhension palmaire soit facile à réaliser en comparaison des autres évaluations neuromusculaires, le nouveau dynamomètre doit bénéficier d'une méthodologie (d'un protocole) d'évaluation le plus simple possible, en raison de la population cible majeure que constituent les personnes âgées. Pour cette population, l'absence d'un évaluateur qualifié rend essentielle la réalisation du protocole sans aucun réglage pour le dynamomètre et sans tâche manuelle spécifique de communication ou d'enregistrement des valeurs mesurées. Les résultats doivent cependant être affichés et sauvegardés automatiquement pour un traitement ultérieur. Le dispositif doit également être capable de transmettre les informations sur un serveur distant, par exemple dans un objectif de vigilance ou de coaching.

Confort

Etant donné que le test de la force de préhension palmaire nécessite une contraction volontaire maximale, il est essentiel que la personne âgée se sente en situation confortable pour la génération de cette force. Ceci ne peut être accompli que si le nouveau dispositif est à *minima* léger et non douloureux.

Dans le cadre de l'étude « FRÉELE » sur la fragilité des personnes âgées vivant à domicile au Québec, trois dynamomètres standardisés ont été comparés, Jamar, vigorimètre Martin et vigorimètre Baseline (les deux derniers ayant des principes de mesure comparables mais des coûts très différents), afin déterminer quel est le dynamomètre le plus approprié pour une telle population pour l'évaluation de la force de préhension palmaire. L'étude d'usage a montré que le dynamomètre Jamar est lourd, encombrant et difficile de manipulation pour les personnes âgées fragiles, alors que les vigorimètres Martin et Baseline ont été jugés plus

confortables dans leur utilisation (Galand et al. 2010). Le dynamomètre développé s'appuiera donc sur un principe de mesure de pression.

Précision

Le nouveau dynamomètre doit avoir une bonne sensibilité aux variations de la force exercée dans une large gamme de forces afin de pouvoir couvrir des applications d'autres champs que celui de la personne âgée. De plus, pour un usage dédié aux personnes âgées à domicile, l'étalonnage doit être facile à réaliser, voire inexistant pour la personne elle-même.

Fiabilité, reproductibilité

Ce nouveau dynamomètre devra être utilisé à domicile sans la présence d'un évaluateur qualifié. Une telle contrainte pourrait conduire à davantage d'erreurs de mesure. En effet, la fiabilité revêt deux aspects : d'une part, la fiabilité propre au capteur, d'autre part, les problèmes de reproductibilité liés au protocole appliqué et à son respect par l'utilisateur. C'est évidemment ce deuxième point qui est le plus crucial. Par conséquent, la simplicité d'usage du dynamomètre ne doit pas nuire à la reproductibilité des mesures en imaginant l'interface dispositif/utilisateur la plus pertinente pour respecter les qualités de reproductibilité mais aussi pour réduire les biais de mesure.

De plus, le caractère « confortable » du dispositif peut également bénéficier à la fiabilité dans la mesure où la douleur peut affecter la fiabilité d'une procédure de type test-retest (Innes 1999).

Sécurité

Pour ce nouveau dynamomètre, comme pour tous les autres, la sécurité se décline en deux volets : d'une part, il doit être manipulé en toute sécurité par les utilisateurs. Les risques de choc électrique, les problèmes allergiques et mécaniques (risque pour la structure musculo-squelettique) doivent être éliminés. D'autre part, il convient de respecter la confidentialité et l'intégrité des données des personnes évaluées.

Aspect ludique

La dernière propriété, si possible, de ce dynamomètre est son aspect ludique, ce qui permet de rendre le test plus attractif et motivant pour les personnes, surtout dans le cadre de tests quotidiens. Par exemple, grâce à l'interface graphique d'un dispositif local de réception (tablette, téléphone portable, ordinateur), on peut envisager le test sous forme de jeu.

IV.3.2. Réalisation du dynamomètre : la Grip-ball

La Grip-ball (Duchêne et al 2008) est un outil d'évaluation de la force de préhension palmaire utilisable par la personne elle-même par un simple mouvement de compression de la balle dans sa main. Suite à ce mouvement, la Grip-ball transmet la valeur de pression exercée, proportionnelle à la force exercée par le sujet.

Elle se compose d'une balle en plastique souple, gonflable, étanche à l'air, dans laquelle est intégré un capteur de pression et de température, une fonction de numérisation et un système de communication. Le protocole de communication est le Bluetooth™ assurant ainsi l'interopérabilité avec n'importe quel récepteur local (ordinateur, tablette, téléphone mobile, etc. ...) incluant les fonctions de communication locale et un certain nombre de fonctions utilisateurs définies selon le type d'usage.

Les résultats peuvent être enregistrés et affichés sur le terminal local, puis transmis par la suite à un serveur (Figure IV-6).

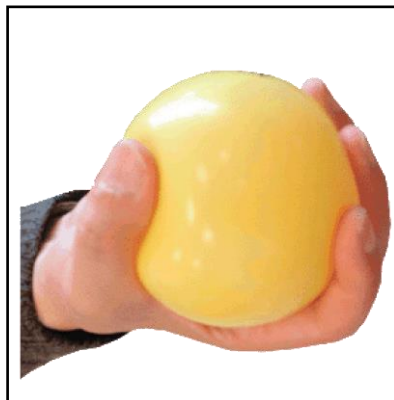


Figure IV-6 La Grip-ball.

Conception électronique

La réalisation des prototypes de Grip-ball a été effectuée grâce à la participation de l'ensemble des techniciens et ingénieurs de l'équipe, en lien avec une entreprise d'électronique, AECRTS, dans le cadre du projet de recherche Domogrip⁸.

Une balle en plastique souple (Spordas All-Balls™, Idemasport, Villeneuve d'Ascq, France), opaque, a été utilisée comme enveloppe du premier système prototype développé.

⁸ Domogrip : Système Autonome, Convivial, et Adapté au Domicile pour l'évaluation musculaire, l'Entraînement, et la Rééducation (financé par le Conseil Régional Champagne-Ardenne, et les Fonds Européens FEDER).

La balle choisie est étanche à l'air, comme pour tout ballon gonflable muni d'une valve. Contrairement au vigorimètre Martin, dont la poire est toujours à la pression atmosphérique, la Grip-ball peut être utilisée suivant différentes pressions initiales en la gonflant ou en la dégonflant tout simplement par un gonfleur standard, la pression réelle à l'intérieur de la balle étant mesurée par le capteur. Des valeurs différentes de la pression initiale conduisent à des changements dans la rigidité de la balle modifiant ainsi la dynamique des segments de la main au moment de la mesure de la force de préhension. On peut penser par exemple qu'une dynamique plus faible mènerait à une meilleure reproductibilité. De plus, au cours d'exercices de réadaptation, des pressions différentes pourraient permettre d'ajuster la mobilisation dynamique des segments de la main concernée.

De toutes les études qui ont développé et évalué des dispositifs du même type (mesure de pression), aucune ne s'est intéressée aux effets de la variation de la pression initiale sur les performances de la mesure de la force de préhension. Par exemple, le vigorimètre Martin est toujours utilisé à la pression atmosphérique (Solgaard et al. 1984, Desrosiers et al. 1995b, Li et al. 2008, Molenaar et al. 2008), et même le sphygmomanomètre, qui présente la possibilité de changer la pression à l'intérieur du brassard, restreint la variation de la pression initiale à son adaptation à la circonférence de la main (Hamilton et al. 1992, Uğurlu et al. 2011).

Plusieurs diamètres de balle peuvent être envisagés. Dans la première étude prototype, l'électronique interne n'étant pas optimisée sur le plan de son encombrement, la balle utilisée a un diamètre de 81 mm lorsqu'elle est gonflée à une pression initiale de 140 kPa. La surface de la balle est lisse, souple et confortable pour le geste de pression.

A l'intérieur de la balle, un circuit électronique mesurant 45 mm de diamètre dans sa première version prototype est fixé à la partie interne de la valve (dans la version industrielle alimentée par pile, il est envisagé que l'électronique puisse se déplacer librement à l'intérieur de la balle). La pression est mesurée à partir d'un capteur de pression et de température (MS5535C, RoHS, Intersema Sensorielle SA, Bevaix Suisse), qui a une plage de mesure de 0 à 1400 kPa en termes de pression absolue et inclut une conversion analogique-numérique de 15 bits. Le capteur est géré par un microcontrôleur (PIC Microchip 18LF13K22) qui acquiert les données des capteurs et les transmet vers l'extérieur via un circuit émetteur Bluetooth (ARF32 Adeumis, Crolles, France).

Deux dispositifs prototypes ont été développés, ayant chacun une conception d'alimentation différente. Le premier prototype fonctionne avec des piles standard (technologie Li-SOCI2,

capacité 1100 mAh, Saft, Bagnolet, France). L'énergie correspond à un fonctionnement en continu de l'électronique de la Grip-ball pendant 36 heures (Figure IV-7). Évidemment, un tel système ne peut être envisagé en version industrielle qu'après ré-conception de l'ensemble de l'électronique pour en réduire la consommation et ne rendre cette électronique active que lorsque la balle est utilisée. En effet, les composants électroniques nécessaires pour mesurer et transmettre la valeur de pression, dont la pile, doivent être scellés à l'intérieur de la balle. Afin de pouvoir utiliser ce type d'alimentation en version prototype, un interrupteur à lames souples ILS (commutateur REED SPDT, HAMLIN, Mexique) a été utilisé pour déconnecter les piles de l'électronique lorsque la balle n'est pas en usage.



Figure IV-7 Carte électronique de la Grip-ball alimentée par pile. Le commutateur est intégré dans le support cylindrique (noir).

Ce commutateur (Ellwood 1941) établit ou coupe une connexion électrique en fonction de la présence ou non d'un champ magnétique. Un support a été réalisé, incluant un aimant permanent, pour le stockage de la Grip-ball hors fonctionnement (Figure IV-8).

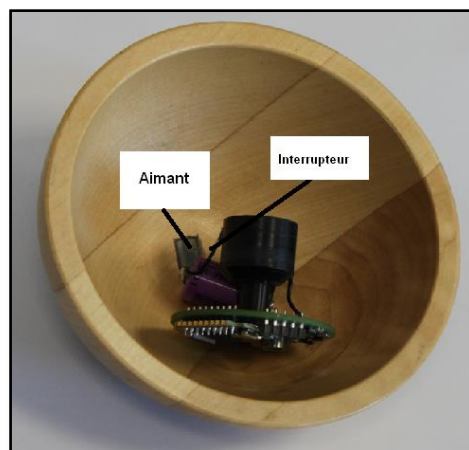


Figure IV-8 Support de la balle lorsqu'elle n'est pas utilisée.

Le deuxième dispositif prototype est cette fois alimenté par des batteries rechargeables afin d'augmenter la durée de vie du dispositif sans obligation d'ouvrir la balle pour changer les piles lorsqu'elles sont déchargées. Le choix s'est porté sur la technologie NiMH après avoir pris en compte les critères de coût, de sécurité, et de durée de vie (Tableau IV-2). Cette technologie est éprouvée, supporte des courants de charge et de décharge importants et n'a pas d'effet de mémoire.

Tableau IV-2 Les principales caractéristiques de la technologie NiMH. Etude réalisée par Philippe Hovan, ingénieur dans l'équipe de recherche.

Nombre de cycles (charge-décharge)	1500
Avantages	Peu polluant Coût modéré Faible densité énergétique
Densité d'énergie massique (Wh/kg)	60/110
Tension par cellule	1,2 V
Température de fonctionnement	-20°C à 60°C
Autodécharge (par mois)	30%
Charge	(surveillance température, temps détection du dV^2/dt^2) Charge à C/10 Tension fin de charge : 1,5V

La recharge de ces batteries est réalisée en utilisant un couplage inductif sans fil. Cette technologie est couramment utilisée dans de nombreuses applications, comme par exemple des brosses à dents électriques, des "tapis de recharge" pour recharger la batterie d'un téléphone mobile, d'une tablette, voire un ordinateur portable.

La recharge par induction offre un potentiel intéressant. Cette technologie sans fil constitue une méthode performante, confortable et pratique de transfert d'énergie pour recharger les batteries de la Grip-ball. Son principe fait appel à un champ électromagnétique pour transférer de l'énergie d'un objet à l'autre (Figure IV-9), en supprimant par conséquent tout câble d'alimentation.

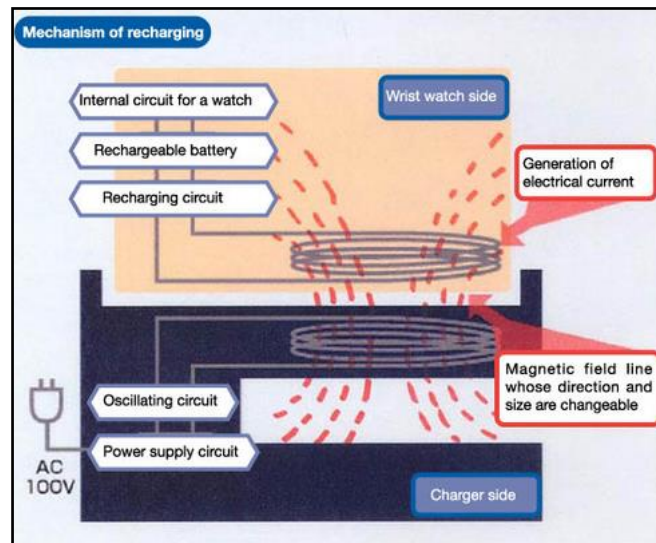


Figure IV-9 Principe de fonctionnement du couplage inductif sans fil (Pigniez 2013).

Une bobine à induction crée un champ électromagnétique variable à partir d'une station de recharge, le socle, qui comprend l'alimentation secteur, les composants électroniques nécessaires à l'ajustement des tensions et des fréquences (Figure IV-10), et l'enroulement primaire associé (Figure IV-11).

L'enroulement secondaire a été réalisé sur un support PVC cylindrique placé entre les deux cartes électroniques internes à la balle (Figure IV-12). La première carte supporte le capteur et son électronique associée, identique à celle décrite plus haut, la seconde supporte les batteries et l'électronique de charge. Le tout est fixé sur un support cylindrique (Figure IV-13). Ce support est emboîté sur la partie interne de la valve de la balle.

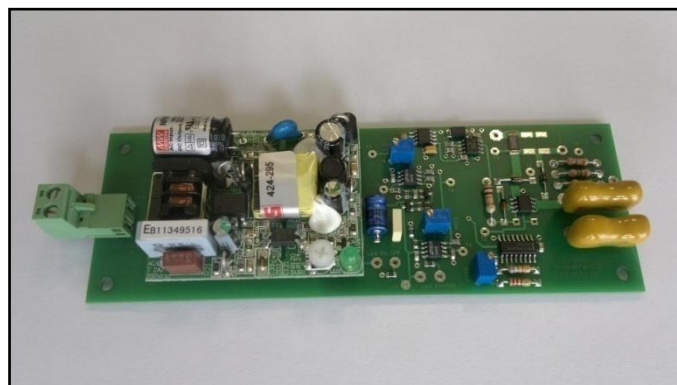


Figure IV-10 La carte primaire équipée de ses composants.



Figure IV-11 La self-inductance primaire à l'intérieur du socle.

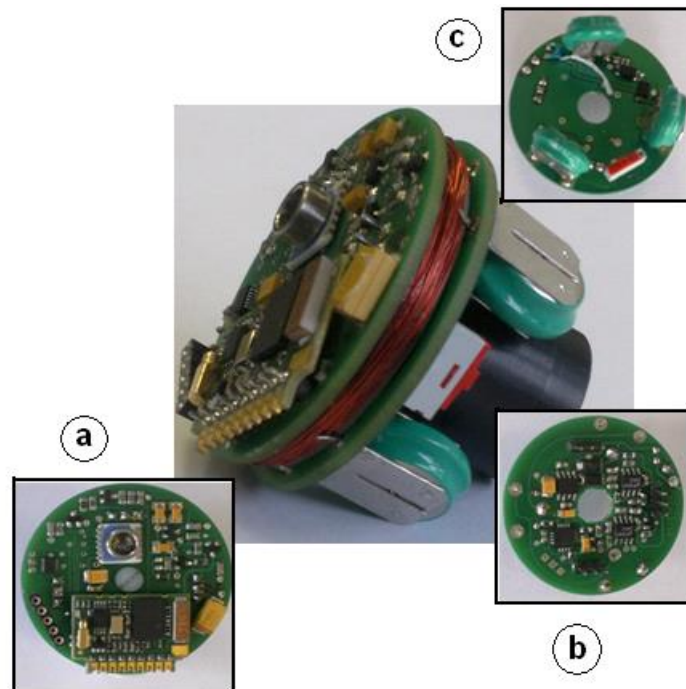


Figure IV-12 La Grip-ball et son électronique interne: (a) carte capteur et communication; (b) carte secondaire «charge batterie » face composants; (c) carte secondaire « charge batterie », face batteries.



Figure IV-13 Cartes « charge batterie » et « capteur et communication » placées sur la valve de la balle.

Mode d'utilisation

En période de non utilisation, la balle est placée dans le socle (Figure IV-14). Les batteries se chargent pendant cette période (un témoin lumineux est alors mis en service). En fin de charge le témoin lumineux s'éteint indiquant à l'utilisateur que les batteries sont complètement chargées.

En période d'utilisation, la balle est retirée de son socle et peut être manipulée. En cas de non manipulation de la balle pendant 10 min, l'alimentation de l'électronique passe en mode basse consommation permettant d'augmenter l'autonomie du dispositif. Il est alors nécessaire de la replacer quelques secondes dans le socle pour la réactiver.



Figure IV-14 Support de la balle pour sa recharge.

Processus de fabrication de l'enveloppe de la balle

Lors de la première version de la Grip-ball, la balle est découpée puis refermée une fois l'électronique insérée et fixée à l'intérieur au moyen d'une colle spéciale pour plastique souple. Néanmoins cette solution n'est pas idéale car des micro-fuites existent après collage et le joint de colle présente un aspect rigide qui le fragilise lorsqu'une pression importante est exercée. D'autre part, nous n'avons pas de données sur la tenue de cette colle dans le temps.

Afin de disposer de façon transitoire de démonstrateurs fiables, nous avons alors opté pour une solution intermédiaire de type « chambre à air », en incluant l'électronique dans un ballon type « baudruche » avant insertion dans la balle. L'électronique recouverte par le ballon est alors fixée à la valve de la balle. La dernière étape du processus consiste à sceller la balle aussi hermétiquement que possible. Cette solution évite les micro-fuites mais n'est évidemment pas satisfaisante dans le cadre d'une production industrielle pour laquelle la balle sera probablement moulée autour des composants électroniques.

IV.4. Evaluation de performance

IV.4.1. Linéarité du capteur

Dispositif expérimental

La précision de mesure de la force de préhension est liée à la précision du dynamomètre et à l'étalonnage régulier de ce dispositif. Ces deux critères sont considérés comme un critère de validité d'un dispositif (Portney et al. 2009). La précision d'un dynamomètre est déterminée en comparant les résultats avec un standard connu et accepté, comme une force connue ou un poids (Portney et al. 2009). Bien que la plupart des travaux dans la littérature se rapportent à la comparaison au dynamomètre Jamar ou à une évaluation absolue en chargeant le dynamomètre avec un ensemble de poids étalonnés (Solgaard et al. 1984, Stratford et al. 1989), nous avons dans un premier temps comparé les données capteurs aux pressions fournies par le vigorimètre Martin puisqu'il est le plus proche des caractéristiques de notre dispositif en ce sens que, d'une part, il mesure lui aussi une pression, d'autre part il a été l'objet d'une comparaison avec le Jamar, étude qui a montré une corrélation élevée entre les deux dispositifs (Desrosiers et al. 1995b).

Pour les besoins de l'étude, ce vigorimètre a été modifié pour être équipé de la même électronique d'acquisition que celle de la Grip-ball, à savoir un capteur de pression, une électronique de numérisation et de communication sans fil Bluetooth™, insérée entre la poire

et le manomètre. Seule la partie de recharge sans contact n'a pas été implémentée car sans intérêt pour l'étude, le dispositif pouvant être alimenté directement par des batteries classiques rechargeables de façon externe (Figure IV-15).

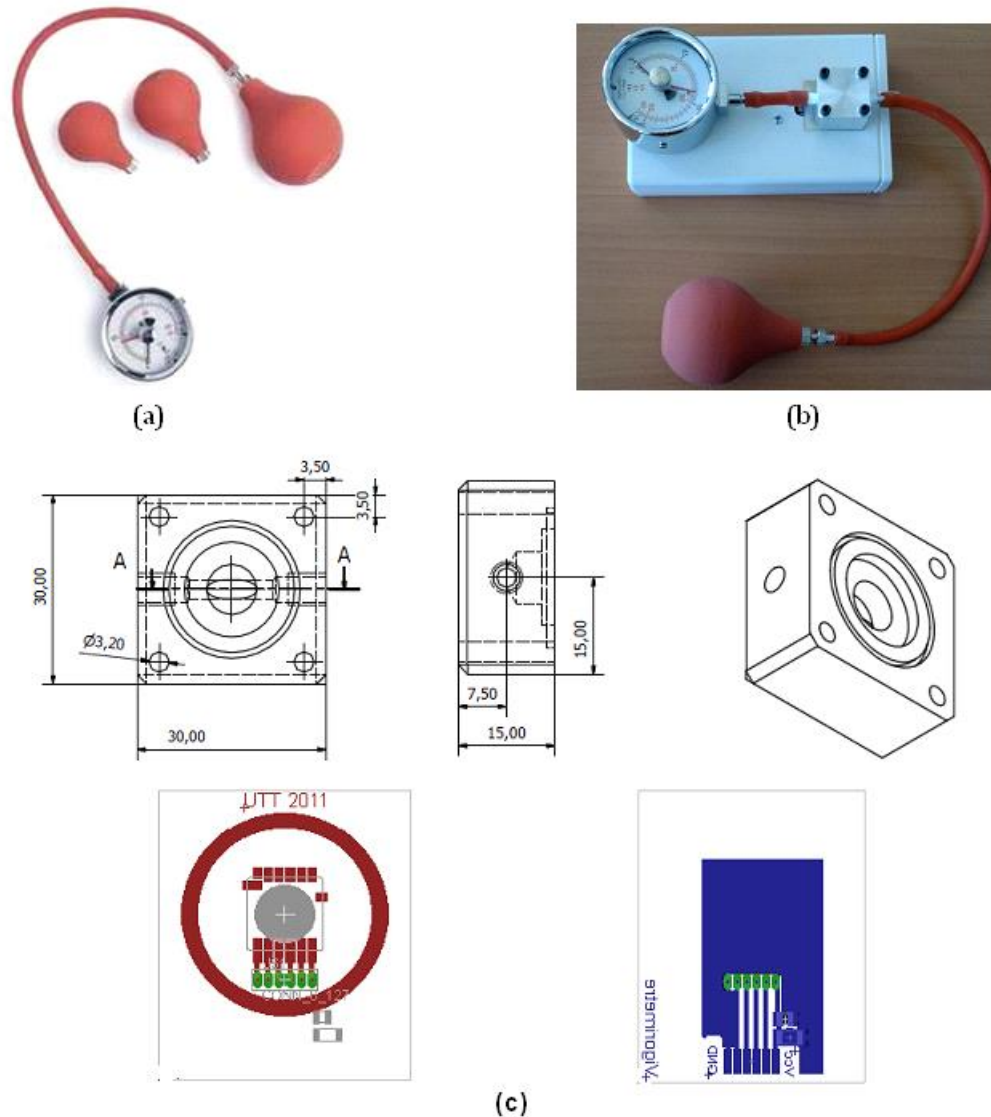


Figure IV-15 Vigorimètre équipé de l'électronique de la Grip-ball. (a) vigorimètre Martin, (b) vigorimètre modifié, (c) Détail des réalisations spécifiques mécaniques (chambre de dérivation) et électronique (support capteur). Réalisation : Luc Rodrigues de Magalhaes (UTT).

Procédure du test

L'objectif de l'étude était de valider le capteur de la Grip-ball en comparant les valeurs lues sur le manomètre du vigorimètre Martin avec les valeurs obtenues par le capteur de la Grip-ball. Deux protocoles ont été mis en œuvre. Le premier protocole correspondait à une pré-expérimentation ayant pour objectif une première comparaison entre les deux systèmes de mesure. 313 tests ont été effectués avec des sujets choisis parmi les personnels et les étudiants

de l'UTT. Pour cette expérimentation, il n'était pas nécessaire de sélectionner les sujets sur des critères précis, puisque le seul objectif était de comparer des valeurs entre elles, quelle que soit la performance du sujet. La seule exclusion concernait des sujets ayant eu dans le passé un traumatisme ou une pathologie de la main. Chaque sujet devait réaliser une contraction maximale avec la main de son choix, puis au moins trois contractions à des niveaux choisis aléatoirement dans une table. La table des niveaux a été générée de façon à couvrir l'étendue de mesure avec une résolution compatible avec la précision de lecture du manomètre, soit 1 graduation, ce qui correspond à 2 kPa. L'étendue de mesure était définie dans l'intervalle [100 mbar...1 bar]. Le nombre de mesures, tous sujets confondus, devait être au minimum de 200 afin d'avoir au moins quatre mesures par valeur de pression cible.

Dans un deuxième temps, afin d'avoir une mesure objective, un deuxième protocole a été mené en utilisant une machine d'essai motorisée Stentor (Stentor 2, ANDILOG, Vitrolles, France). Le Stentor 2 (Figure IV-16) est un système de mesure de force complet destiné à appliquer une force donnée sur un dispositif tout en contrôlant la vitesse de déplacement du capteur, vitesse qui peut influencer sur la mesure elle-même. Ce système peut exercer une force de 0 à 20 kg, avec une précision de 0,5% et une résolution de 1/10000, ce qui correspond à 9 g pour le Stentor utilisé. Il est constitué d'une large table avec différents filetages pour s'adapter à tout type de fixations ou de mors, une commande du bâti motorisé qui permet de régler les paramètres de montée et de descente. Le bâti motorisé est équipé d'un capteur de force qui mesure la force instantanée appliquée. Cette valeur de force est affichée sur un afficheur numérique et peut également être transmise en continu à un ordinateur via une connexion RS232. La surface du capteur de force du Stentor qui est en contact avec le dispositif testé peut être modifiée selon les exigences du protocole d'essai. Dans ce protocole, où la force a été appliquée sur la surface du vigorimètre, un secteur de sphère de 20 cm^2 a été utilisé (Figure IV-16.a).

Après avoir placé le vigorimètre Martin modifié entre le bâti motorisé et la table du Stentor, une gamme de valeurs successives de force a été appliquée sur la poire la plus grande du vigorimètre modifié en descendant le capteur de force afin de couvrir toute la plage de pressions du manomètre. La valeur de pression affichée sur le manomètre a été notée manuellement (l'aiguille de valeur maximale du manomètre enregistre automatiquement la force la plus haute exercée). Quant aux valeurs mesurées par le capteur de la Grip-ball, elles étaient échantillonnées à 15 Hz et envoyées vers l'ordinateur via la connexion Bluetooth incluse dans le circuit électronique du vigorimètre modifié.

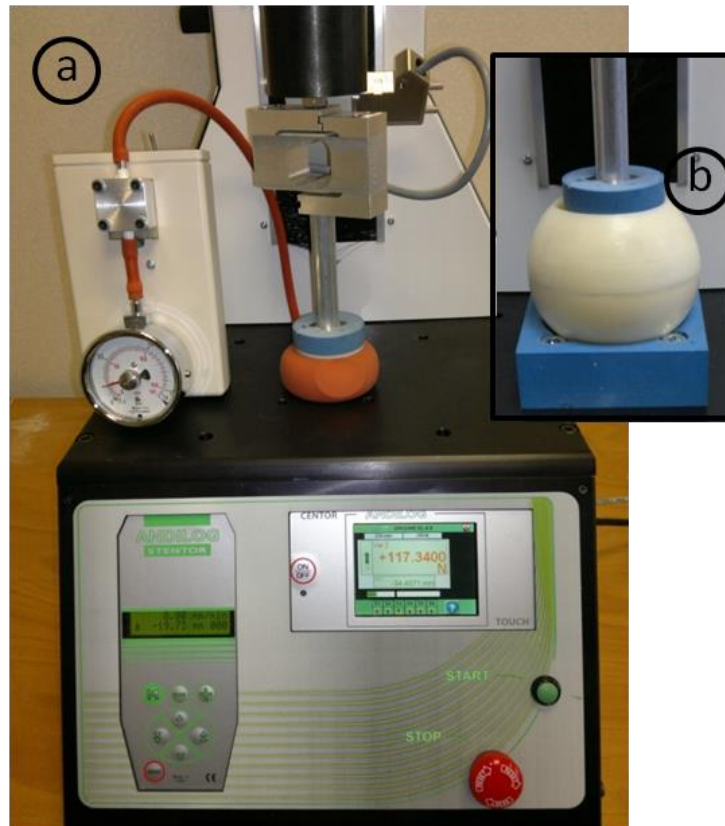


Figure IV-16 Stentor, système d'application d'une force calibrée sur: (a) le vigorimètre modifié ; (b) la Grip-ball contenue dans une sphère rigide.

Analyse des données

La visualisation des données recueillies était réalisée grâce à l'utilisation d'un logiciel « GripSoft expert » développé spécifiquement pour cet usage. C'est un logiciel qui gère l'acquisition de données via la liaison sans fils Bluetooth et qui permet de visualiser en temps réel la pression et la température mesurées par le capteur de la balle, ainsi que la tension de batterie. Il enregistre les données acquises en format binaire et dans un fichier exploitable sous Excel. Un exemple d'affichage écran est présenté sur la Figure IV-17.

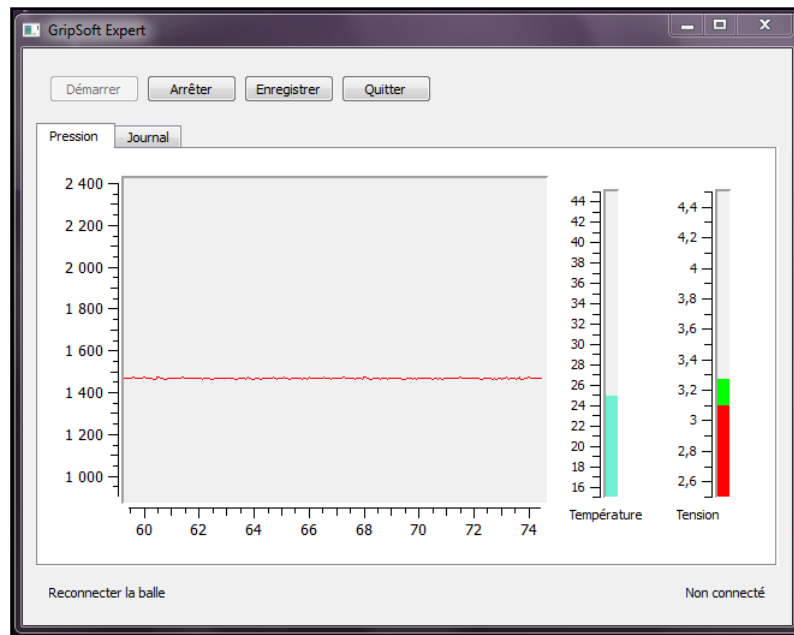


Figure IV-17 Ecran d'interface du logiciel « GripSoft expert ».

Les tests statistiques ont été effectués à l'aide du Statistical Package for Social Sciences (SPSS version IBM-20, IBM Inc, Armonk, Ville de North Castle, NY, USA).

Dans les deux protocoles, la valeur de pression finale enregistrée par le capteur de la Grip-ball pour chaque valeur de force a été prise comme la valeur maximale du signal enregistré, avec des mesures exprimées en kPa. Ensuite, la valeur de la pression du capteur a été comparée avec celle obtenue à partir du manomètre. Toutes les valeurs de pression ont été ajustées à la pression atmosphérique, qui a été mesurée à 100,8 kPa pour les expérimentations sur un groupe de sujets et 95,6 kPa lors des expérimentations avec le Stentor. Une régression linéaire a été effectuée afin de comparer les valeurs de pression obtenues à partir des deux systèmes.

Résultats

Les résultats de la comparaison entre le vigorimètre Martin et le capteur Grip-ball dans le cadre du premier protocole sont présentés sur la Figure IV-18. La relation est bien linéaire entre les deux lectures ($r = 0,980$, intervalle de confiance à 95% de 0,978 à 0,982, $p < 0,05$).

Pour le second protocole avec le Stentor, 131 mesures ont été faites dans une gamme de pression exercée de [0...71] kPa (101 à 172 kPa mesurée). Les résultats de la comparaison entre le vigorimètre Martin et le capteur de la Grip-ball sont présentés sur la Figure IV-19. La relation linéaire entre les deux lectures est meilleure qu'avec le protocole impliquant des sujets ($r = 0,997$, intervalle de confiance 95% de 0,995 à 0,998, $p < 0,05$).

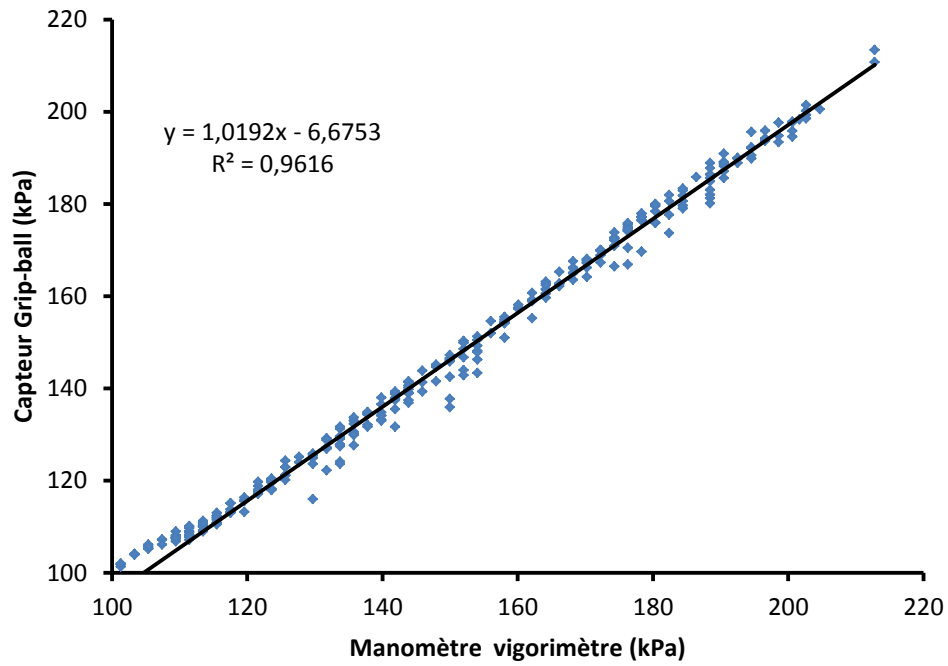


Figure IV-18 Relation entre le capteur de la Grip-ball et le manomètre du vigorimètre Martin. Expérimentation avec sujets.

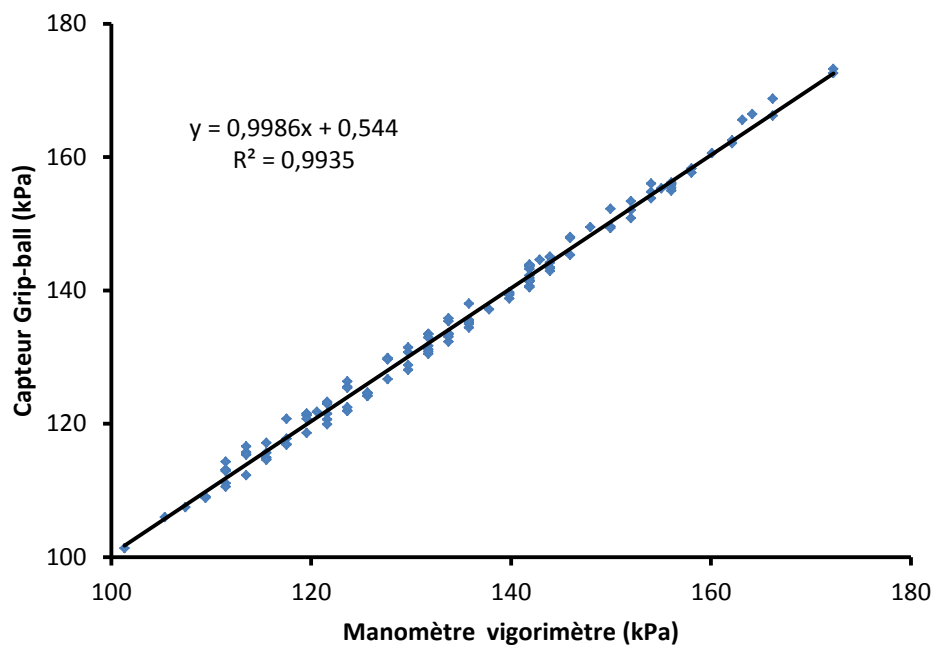


Figure IV-19 Relation entre le capteur de la Grip-ball et le manomètre du vigorimètre Martin. Expérimentation avec le stentor.

Quelques points de discussion

Ces résultats sont évidemment très satisfaisants mais ne font que refléter les caractéristiques du capteur fournies par le constructeur en les analysant dans la gamme des pressions réalistes pour mesurer une force de préhension palmaire. Ils montrent que les deux dispositifs (Grip-ball modifiée et vigorimètre Martin) sont équivalents au plan de la mesure. Il faut maintenant montrer s'il est possible de lier les mesures de pression à une expression de la force de préhension, puisque c'est cette dernière qui est attendue des cliniciens dans le cadre de l'évaluation de la fragilité.

IV.4.2. Relation entre pression et force appliquée

La Grip-ball mesure la pression plutôt que la force. Il était donc nécessaire d'établir des courbes de référence entre la force appliquée et la pression interne pour différentes valeurs de pressions initiales. Cette deuxième analyse de performance consiste alors à examiner la relation entre la force externe appliquée et la pression à l'intérieur de la balle.

Procédure de test

Le Stentor décrit dans un paragraphe précédent a été également utilisé pour la détermination de cette relation. Pour cette deuxième validation, la Grip-ball a été placée à l'intérieur d'une sphère rigide de façon à s'assurer que le volume de la balle reste aussi constant que possible, indépendamment de la pression réelle appliquée. Ce récipient sphérique de 90 mm de diamètre se composait de deux hémisphères. L'hémisphère supérieur a été découpé soigneusement en son centre d'un trou de 55 mm de diamètre. La pièce ainsi retirée, en forme de secteur sphérique concave, sert d'élément de contact avec le bâti motorisé de la machine de compression. L'hémisphère inférieur a été percé en son centre d'un trou de 5 mm de diamètre permettant le gonflage de la balle à des pressions différentes, une fois celle-ci confinée dans la sphère. La solidarisation entre les deux hémisphères est réalisée par un pas de vis (Figure IV-16.b du paragraphe précédent).

Trois tests ont été effectués à différentes pressions initiales : 140, 150, and 160 kPa. Au début de chaque essai, le déplacement du capteur de force de la machine Stentor a été réglé pour que la partie mobile affleure la surface de la balle. Ensuite des forces successives ont été appliquées sur la balle en descendant le capteur de force. La mesure de pression était effectuée 5 minutes après chaque augmentation de la force afin que la valeur de la force appliquée se stabilise. Dans cette expérience, les données de force ont été mesurées en continu via la liaison RS232 à une fréquence de 100 Hz (condition imposée par le fabricant) alors que

le capteur de la Grip-ball envoyait de son côté les données de pression vers l'ordinateur avec une fréquence d'échantillonnage de 15Hz.

Analyse des données

Pour toutes les comparaisons ultérieures entre la force appliquée par le Stentor et la pression mesurée à l'intérieur de la balle, pour chaque niveau de force, la valeur de force a été prise comme la moyenne des 100 dernières valeurs (1 seconde) produites par le Stentor, tandis que la pression a été prise comme la moyenne des 15 dernières valeurs (1 seconde) produites par le capteur de la Grip-ball.

Un modèle de régression quadratique a été calculé pour comparer la pression enregistrée par la Grip-ball et la force appliquée à la balle, à l'aide du Statistical Package for Social Sciences (SPSS version IBM-20, IBM Inc, Armonk, Ville de North Castle, NY, USA).

Résultats

Trois contraintes ont limité la réalisation de l'étude. Premièrement, la machine de compression n'était encore équipée que d'un capteur limité à 20 kg, deuxièmement, le scellement manuel de la balle ne permettait pas l'application de pressions supérieures à 180 kPa et troisièmement, une force importante appliquée à la balle provoquerait le contact de l'enveloppe avec les composants électroniques internes lors de l'expérimentation. Ces deux derniers problèmes seront censés être résolus dans la version industrielle du dispositif qui est actuellement en cours de développement. Les composants électroniques seront miniaturisés, tandis que l'enveloppe sera fabriquée autour des composants électroniques. Des mesures pourront alors être effectuées avec un large éventail de pressions initiales et de forces.

Malgré ces contraintes, trois pressions initiales ont été utilisées (environ 140, 150 et 160 kPa). Quatorze enregistrements ont été effectués pour chacune des pressions initiales 140 et 150 kPa, tandis que dix enregistrements seulement ont été effectués pour la pression initiale de 160 kPa. Les forces appliquées varient de 0 à 206 N, de 0 à 177 N, et de 0 à 163 N pour les pressions initiales de 140, 150 et 160 kPa, respectivement.

Les résultats de l'étude pour les trois pressions initiales sont présentés sur la Figure IV-20. On peut voir que la relation entre la force et la pression est curvilinéaire, quelle que soit la pression initiale à l'intérieur de la balle.

Le Tableau IV-3 fournit les coefficients des courbes d'ajustement à l'aide d'une équation du second degré, ainsi que l'erreur quadratique moyenne pour chaque pression initiale.

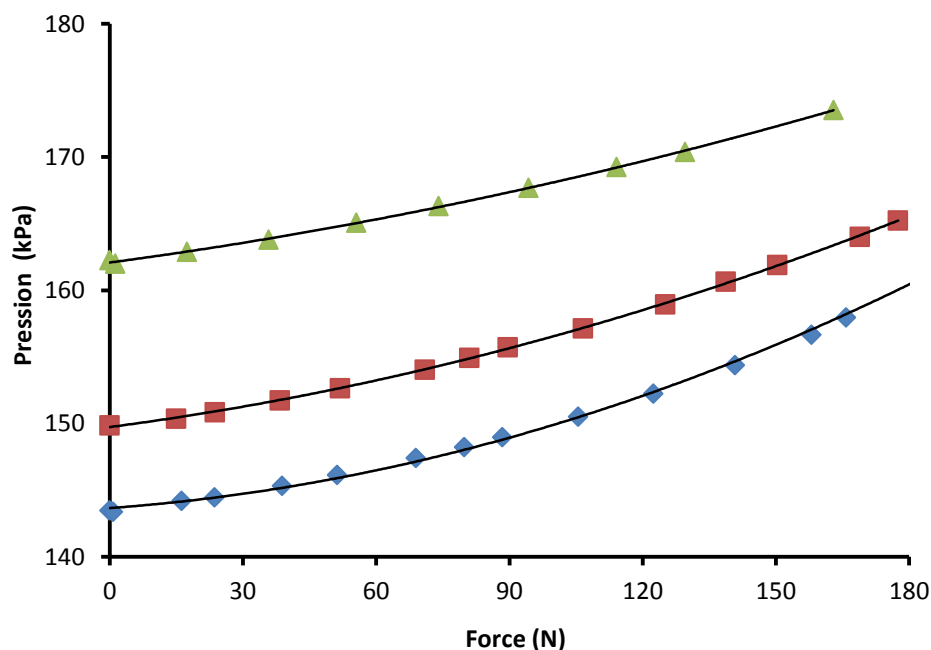


Figure IV-20 Comparaison entre la force appliquée et la pression enregistrée avec la Grip-ball pour trois pressions initiales différentes: 140 kPa (bleu), $R^2 = 0,997$; 150 kPa (rouge), $R^2 = 0,998$; 160 kPa (vert), $R^2 = 0,999$.

Tableau IV-3 Ajustement quadratique pour la relation entre la force et la pression pour différentes pressions initiales de la Grip-Ball.

Pression initiale (kPa)	R^2	Erreur standard	Constante	b_1	b_2
140	0,997	4,08	-9078,507	-0,329	110,594
150	0,998	2,81	-10270,917	-0,349	120,812
160	0,999	2,35	-14732,653	-0,443	162,683

Quelques points de discussion

Ces résultats sont évidemment très encourageants, les erreurs de prédiction observées étant faibles, avec des coefficients de corrélation pour les trois équations presque parfaits. Par contre, les expérimentations ne reflètent pas la réalité humaine. Les mesures produites par la machine sont très répétitives et ne prennent pas en compte la variabilité due au sujet. Il faut maintenant étudier, autant que possible, la validité des mesures avec des sujets et ce, pour différentes pressions initiales.

IV.4.3. Fiabilité et validité

La fiabilité d'un dispositif ou d'une mesure selon Fess (Fess 1986) implique la cohérence et / ou la concordance des résultats fournis par différents examinateurs (fiabilité inter-testeur) ou la cohérence des mesures au fil de temps (fiabilité intra-testeur ou test-retest). Elle diffère de l'exactitude ou de la précision d'un dispositif dans le sens où, pour la fiabilité, l'accent est mis sur la cohérence de la performance du sujet, plutôt que sur la performance propre du dispositif. Pour le même auteur, la validité est la pertinence ou l'adéquation d'un dispositif à informer sur l'état d'un système, ici la force de préhension d'un sujet (Fess 1995).

Pour nous, l'objectif de cette partie de l'étude a été de comparer les valeurs produites par la version modifiée de la Grip-ball déjà décrite (électronique de la Grip-ball et pneumatique du vigorimètre) à celles obtenues avec le Jamar (dispositif de référence pour la mesure de force) et ce, pour une large gamme de pressions et en appliquant des pressions initiales différentes à l'intérieur de la balle (ou de la poire).

Population étudiée

Vingt et un étudiants et personnels de l'Université de Technologie de Troyes se sont portés volontaires pour cette étude. Avant toute évaluation, chaque sujet a reçu une description détaillée sur les objectifs et le protocole de l'expérimentation. Après cette phase d'information, le consentement a été lu et signé par chaque sujet avant le test. Les sujets ont rempli ensuite un questionnaire donnant des informations comme le sexe, l'âge, la taille, le poids, la main dominante ainsi sur des antécédents éventuels de traumatisme du poignet ou de l'avant-bras (critère d'exclusion). Cinq sujets (24%) ont été exclus en raison d'un historique de fracture de la main ou de l'avant-bras. Les 16 sujets restants (10 hommes et 6 femmes) ont participé à l'étude. Leurs principales caractéristiques anthropométriques sont indiquées dans le Tableau IV-4.

Tableau IV-4 Les principales caractéristiques anthropométriques des sujets.

	Hommes (n=10)	Femmes (n=6)
	Moyenne (écart-type)	Moyenne (écart-type)
Dominance		
<i>Main gauche</i>	1	1
<i>Main droite</i>	9	5
Age (ans)	33,4 (10,2)	25,8 (1,0)
Poids (kg)	82,0 (12,5)	62,7 (10,7)
Taille (cm)	177,3 (7,5)	162,3 (4,3)

Procédure du test

Bien que la Grip-ball ait été validée pour la mesure de la force de préhension palmaire grâce aux expérimentations précédentes (capteur et système complet, voir paragraphes précédents), la taille de l'électronique interne du prototype imposait un gonflage de la balle à une valeur minimale de 150 kPa de façon à ne pas toucher aux composants par écrasement de la balle lors des essais. Cette contrainte a mené à des diamètres de balle peu compatibles avec des mains de faible diamètre, donc susceptibles de présenter une force de préhension palmaire limitée. De plus, même avec cette pression initiale, pratiquement tous les sujets masculins entraient en contact avec les composants électroniques internes lors de l'expérimentation.

Dans l'attente d'un dispositif plus intégré, la Grip-ball a donc été évaluée en utilisant un dispositif hybride entre le vigorimètre Martin et la Grip-ball : le « Vigoriball ».

Un vigorimètre modifié a été déjà réalisé pour l'étude de linéarité du capteur de pression par rapport à une lecture au manomètre. Dans ce dispositif, le capteur de la Grip-ball, ainsi que le circuit électronique et les équipements de communication sans fil avaient été placés dans un boîtier situé entre la poire du vigorimètre et son manomètre. Pour réaliser le Vigoriball, le manomètre du vigorimètre modifié a été retiré. Un raccord auto-obturant a été ajouté au niveau de la chambre de mesure, permettant ainsi le branchement d'un compresseur fournissant une valeur de référence de la pression initiale à l'intérieur de la poire du vigorimètre. Il est enfin possible de remplacer cette poire par une balle vide sans les composants électroniques (Figure IV-21).

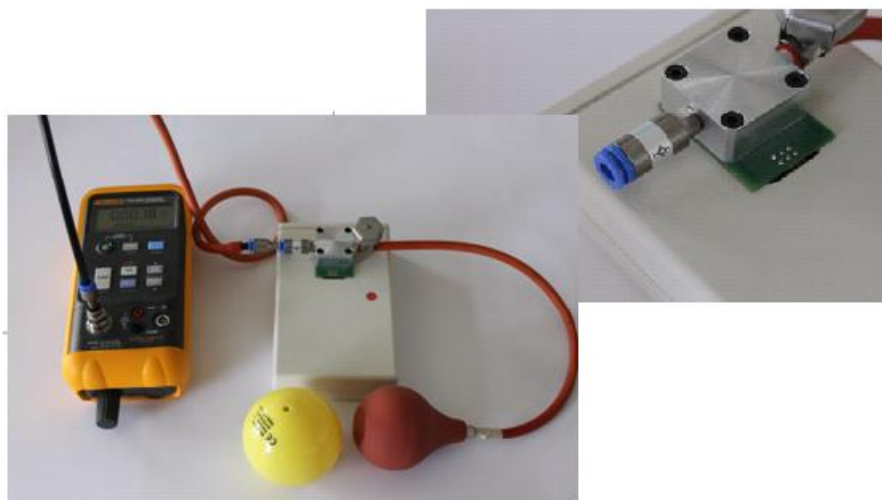


Figure IV-21 Le Vigoriball avec le raccord auto-obturant.

Les tests ont été effectués sous la direction d'un seul expérimentateur selon les recommandations de la société américaine de chirurgie de la main (ASHT), en deux sessions distinctes. Dans la première session, la force de préhension a été mesurée avec le Jamar pour lequel la poignée a été fixée à la deuxième position. Dans la deuxième session, la force de préhension a été mesurée en utilisant le Vigoriball décrit ci-dessus.

Pour les deux sessions, chaque sujet était assis sur une chaise, pieds à plat sur le sol avec le dos vertical et appuyé au dossier de la chaise. Le positionnement du bras était d'abord expliqué par l'expérimentateur : mettre la main non dominante sur la cuisse et assurer une position d'adduction et de rotation neutre des épaules. Pour la main à tester (toujours la main dominante), le coude était fléchi à 90°, l'avant-bras en position neutre et le poignet en extension entre 0° et 30°.

Le sujet exerçait une force de préhension croissante et progressive pour arriver à la force maximale en 3 à 4 secondes. Au cours de l'application de la force, le membre supérieur de la main testée ne devait pas bouger. Cet exercice était répété trois fois pour chaque dispositif (Jamar, Vigoriball (100 kPa), Vigoriball (125 kPa), Vigoriball (150 kPa)). Entre chaque essai, le sujet restait au repos pendant au minimum 2 minutes.

Analyse des données

Pour chacune des trois pressions initiales (100kPa, 125kPa, 150kPa) le Coefficient de Corrélation Intraclasse (ICC) a été calculé à partir des trois essais afin de vérifier la fiabilité des mesures de la force de préhension avec le Vigoriball et par suite avec la Grip-ball. Ensuite, la moyenne des trois essais a été calculée pour chacune des pressions initiales pour le Vigoriball et pour le Jamar. Enfin une régression linéaire a été calculée entre pression (Vigoriball) et force (Jamar).

Toutes les analyses statistiques ont été réalisées avec le logiciel Statistical Package for Social Sciences (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

Résultats

Fiabilité

Les valeurs du coefficient de Corrélation Intraclasse (ICC) pour les trois pressions initiales sont présentées dans le Tableau IV-5. Toutes les valeurs ont dépassé 0,95. L'ICC le plus élevé correspond à une pression initiale de 150 kPa.

Tableau IV-5 les valeurs de l'ICC pour chaque pression initiale.

Pression (kPa)	ICC	95% Intervalle de Confiance
100	0,953	0,889 - 0,983
125	0,981	0,954 - 0,993
150	0,991	0,979 - 0,997

Validité

Une régression linéaire a été établie pour évaluer la relation entre la force maximale enregistrée à l'aide du Jamar et la pression enregistrée en utilisant le Vigoriball. L'analyse de régression pour une pression initiale de 100 kPa est présentée sur la Figure IV-22. La corrélation entre le Jamar et le Vigoriball pour cette pression initiale de 100 kPa (pression atmosphérique) est $R^2 = 0,698$. Pour les deux pressions initiales à 125 et 150 kPa, les régressions linéaires sont présentées sur les Figures IV-23 et IV-24. Elles présentent une meilleure corrélation avec $R^2 = 0,855$ et $0,870$ respectivement.

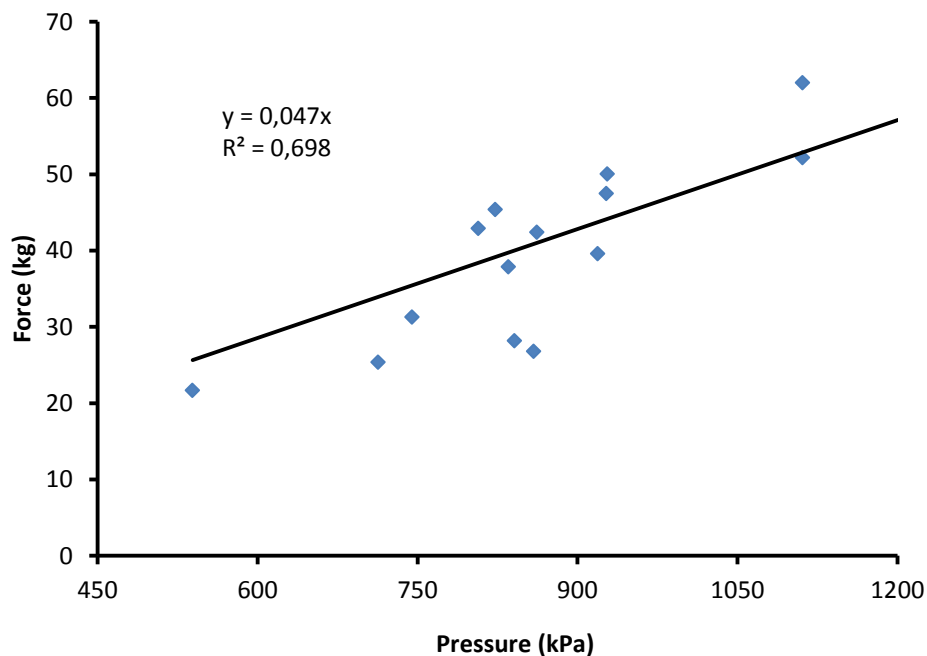


Figure IV-22 Régression linéaire entre la pression acquise par le Vigoriball (axe X) et le Jamar (axe Y) pour une pression initiale de 100 kPa (pression atmosphérique).

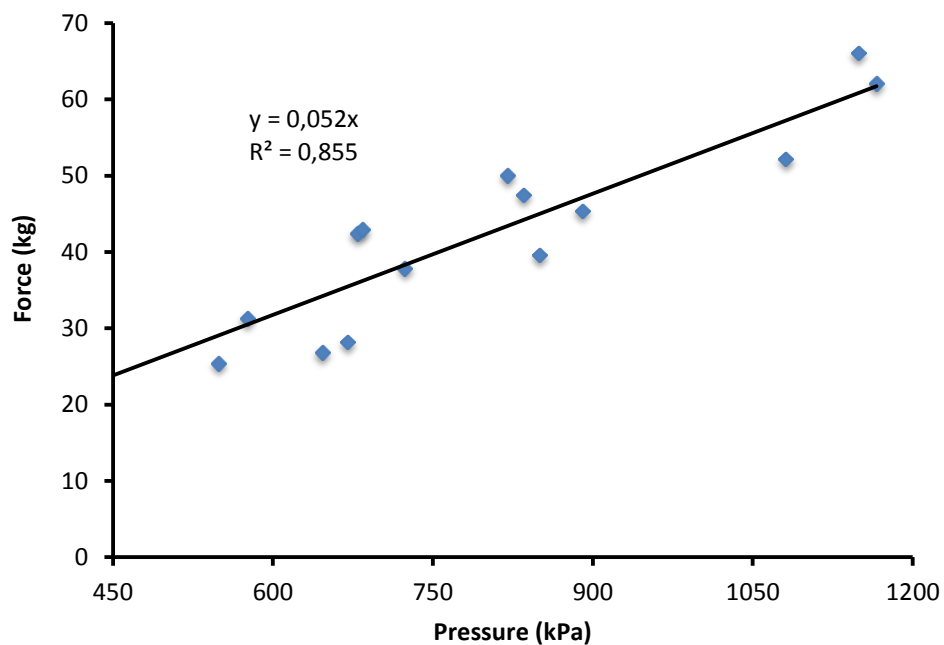


Figure IV-23 Régression linéaire entre la pression acquise par le Vigoriball (axe X) et le Jamar (axe Y) pour une pression initiale de 125 kPa.

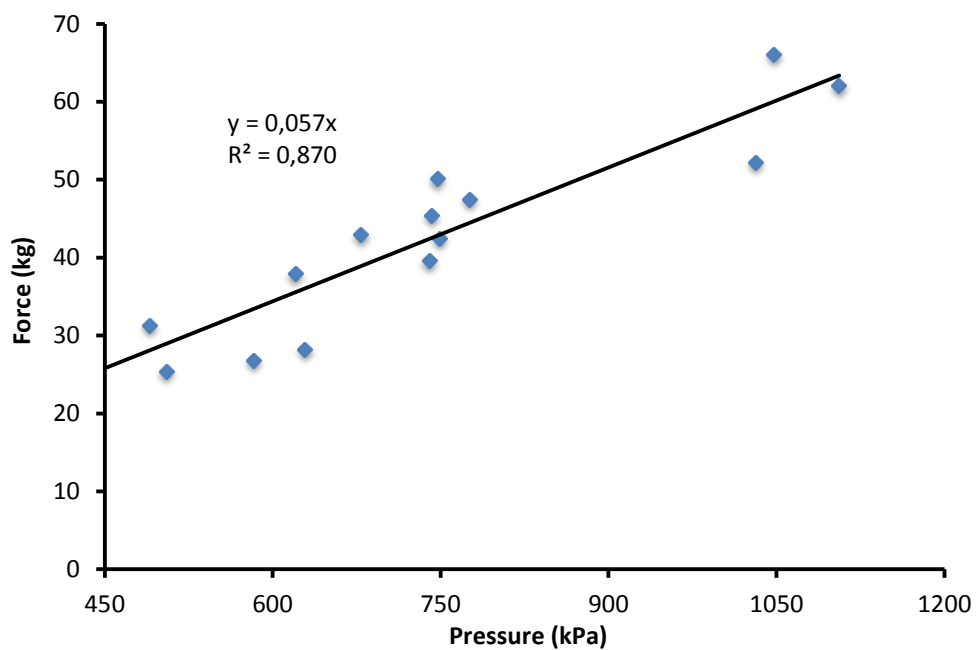


Figure IV-24 Régression linéaire entre la pression acquise par le Vigoriball (axe X) et le Jamar (axe Y) pour une pression initiale de 150 kPa.

Quelques points de discussion

Les résultats relatifs à la fiabilité sont encourageants, les valeurs de l'ICC pour les trois pressions étant très élevées, malgré un faible nombre de sujets.

En ce qui concerne la validité du dispositif, l'étude de la comparaison entre le dispositif hybride et le Jamar a montré des corrélations satisfaisantes.

Une augmentation à la fois de la fiabilité et de la validité du Vigoriball avec l'augmentation de la pression initiale a été constatée, ceci pouvant être lié au fait que l'augmentation de la pression initiale à l'intérieur de la balle entraîne une augmentation de sa rigidité, le dispositif se rapprochant alors du dynamomètre statique que représente le Jamar.

IV.5. Proposition d'un modèle de relation pression / force de préhension

Malgré les avantages de la Grip-ball décrits en début de chapitre, ce dispositif ne mesure pas directement la force, ce qui signifie qu'il ne peut pas être utilisé pour comparer les résultats aux normes de force de préhension utilisées en clinique (Bechtol 1954, Mathiowetz et al. 1985a), en particulier pour notre travail dans le cadre d'une évaluation de la fragilité selon les critères de Fried (Fried et al. 2001). Les résultats précédents donnent des indications expérimentales mais ne constituent pas un modèle. Il est donc nécessaire de développer un modèle général qui permette de prédire la force de préhension en kg basé uniquement sur la pression exercée et la pression initiale à l'intérieur de la Grip-ball. Il existe déjà un modèle expérimental de relation entre une force relevée par le Jamar et une pression enregistrée par le vigorimètre Martin : Desrosiers et collègues ont rapporté une relation linéaire entre les mesures obtenues à partir de ces deux dynamomètres avec une corrélation de $r = 0,89$ (Desrosiers et al. 1995b).

Compte tenu d'une part de cette relation linéaire observée par Desrosiers, d'autre part des résultats préliminaires de l'étude impliquant des sujets, décrite au paragraphe précédent, nous avons émis l'hypothèse dans la présente étude qu'une relation linéaire similaire pourrait exister entre la force appliquée à la Grip-ball et la pression mesurée par ce dispositif. En tenant compte de l'effet de la pression initiale dans la Grip-ball, une relation linéaire pourrait être établie pour toutes les pressions, la pente de cette relation variant en fonction de la pression initiale. Le modèle approprié pour répondre à cette hypothèse devrait alors prendre la forme :

$$F = \alpha * P_A$$

où F est la force appliquée, P_A la pression appliquée par le sujet (Pression mesurée par le capteur – Pression initiale à l'intérieur de la balle) et α la pente de la relation, qui dépend de la pression initiale.

L'objectif de cette étude est donc d'étendre les relations force/pression obtenues au paragraphe IV.3.2 en utilisant le même protocole expérimental, mais appliqué au Vigoriball (sans contrainte de volume) de façon à couvrir une gamme de forces (donc de pressions) plus conforme à la capacité des sujets, ce que ne permettait pas la Grip-ball dans sa version prototype.

Procédure du test

Comme pour la première étude de la relation force/pression, la force a été appliquée au Vigoriball au moyen de la machine de compression Stentor 2 décrite précédemment. La gamme de force choisie pour la présente étude a été cette fois de 0 à 70 kg, ce qui correspond à la gamme de la force maximale générée naturellement chez l'homme (Mathiowetz et al. 1984, Wimer et al. 2009).

La poire du dispositif hybride a été placée entre deux plaques rigides en matière plastique identiques comme représenté sur la Figure IV-25. Les surfaces des plaques ont été choisies suffisamment grandes pour assurer une surface de contact totale avec la poire quel que soit son écrasement. La position de la poire a été maintenue constante pour tous les essais en marquant initialement sa place sur les plaques et en la repositionnant au même endroit pour tous les essais successifs.

Le dispositif hybride a été évalué pour dix pressions initiales différentes allant de 100 à 190 kPa. La pression initiale a été augmentée par paliers d'environ 10 kPa (le système de gonflage n'était pas assez précis pour permettre des changements exacts de 10 kPa à chaque étape). Pour chaque pression initiale, le Stentor a été programmé pour appliquer une force allant de 0 à 70 kg, par incrément de 2 kg. Comme pour l'expérimentation précédente, une période de 5 minutes était respectée entre chaque incrément de force, afin que la valeur de la force appliquée par le Stentor se stabilise. Dans cette expérimentation, les données de force étaient transmises en continu via la liaison RS232 à une fréquence de 100 Hz alors que le capteur du Vigoriball envoyait de son côté les données de pression vers l'ordinateur avec une fréquence d'échantillonnage de 15 Hz via le module Bluetooth™.

Résultats

Considérons d'abord la courbe obtenue pour une pression initiale fixée à la pression atmosphérique (99,5 kPa au moment de l'expérimentation). Son équation est la suivante (Figure IV-26) :

$$F = 0,4753P_A \quad : P_A \text{ exprimé en kPa et } F \text{ en kg.}$$

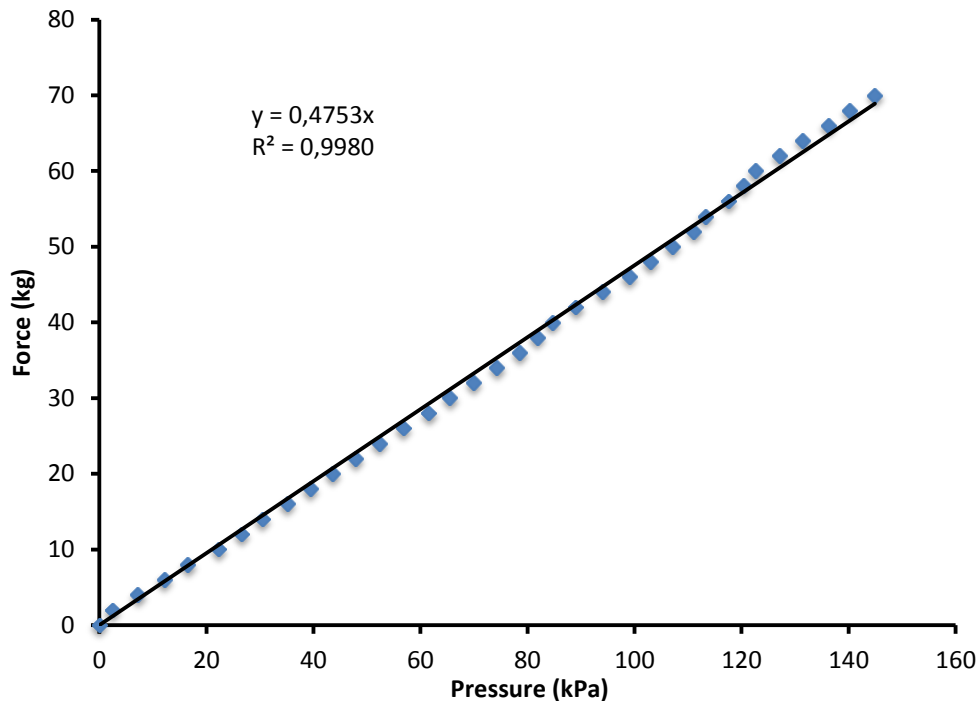


Figure IV-26 Relation entre la force et la pression pour le Vigoriball pour une pression initiale égale à 100 kPa.

L'intérêt de ce résultat obtenu à la pression atmosphérique est qu'il peut être comparé à des résultats expérimentaux issus de la littérature.

Nous avons pris en référence l'étude de Desrosiers et collègues (Desrosiers et al. 1995b) déjà citée et qui a étudié la corrélation entre le Jamar et le vigorimètre Martin sur une population de 360 personnes âgées en bonne santé (181 hommes et 179 femmes). En utilisant les données publiées dans cette étude, nous avons d'abord tracé la droite de régression correspondant à ces données expérimentales en forçant son passage par zéro. La pente ainsi obtenue pour cette droite de régression était égale à 0,49. Nous avons ensuite reporté sur la même figure (Figure IV-27) la droite de régression issue de nos propres données expérimentales à la pression atmosphérique. L'erreur relative observée sur les pentes est de l'ordre de 3,5%.

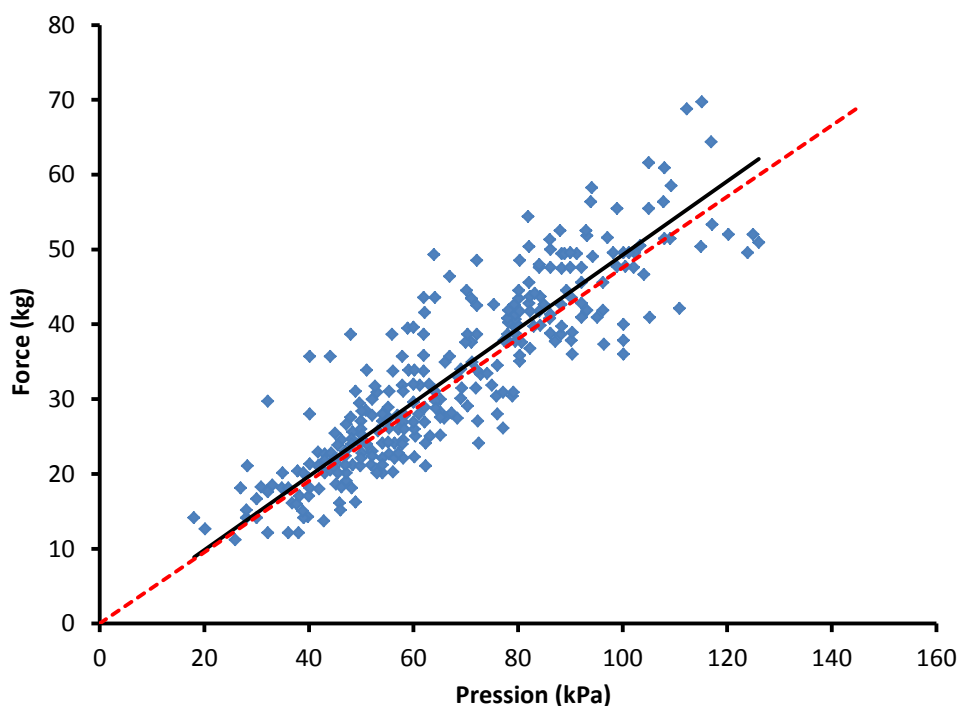


Figure IV-27 Comparaison de la relation force-pression entre Vigoriball / Stentor et Jamar / vigorimètre Martin (données de Desrosiers ((Desrosiers et al. 1995b)). Tous les points affichés correspondent à l'étude Jamar / vigorimètre Martin. La droite en trait continu est la droite de régression la plus adaptée pour Jamar / vigorimètre Martin. La droite en pointillés représente la droite de régression Vigoriball/Stentor.

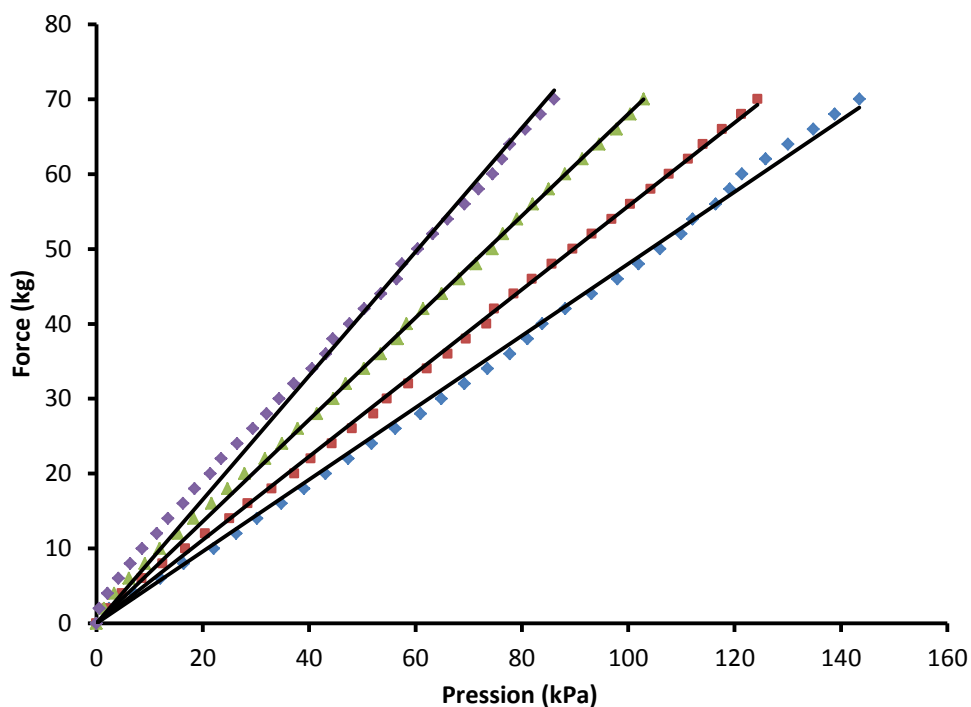


Figure IV-28 Résultats expérimentaux pour quatre des pressions initiales. De la pente la plus faible à la pente la plus forte : 99,5 kPa (bleu), 131,4 (rouge), 155,5 kPa (vert), 186,3 kPa (violet).

Nous avons ensuite calculé les droites de régression pour les 10 pressions initiales appliquées dans l'expérimentation. La Figure IV-28 donne une illustration pour 4 des 10 pressions initiales considérées, et le Tableau IV-6 résume les résultats correspondants.

Tableau IV-6 Les droites de régression pour les 10 pressions initiales.

Pression initiale (kPa)	Pente de droite de régression linéaire	Erreur standard de l'estimation (kg)
99,5	0,4752	1,47
109,3	0,4975	1,54
121,3	0,5802	1,70
131,4	0,6127	0,71
140,3	0,6540	0,85
150,1	0,7009	0,94
155,5	0,7482	1,12
167,2	0,7904	1,20
176,0	0,8087	1,40
186,3	0,9095	2,01

La relation entre pressions initiales et pentes des droites de régression est présentée Figure IV-29. On obtient bien une relation linéaire dont l'équation s'écrit :

$$\gamma = 4,855 * 10^{-3} * \text{pression initiale} - 2,020 * 10^{-2}$$

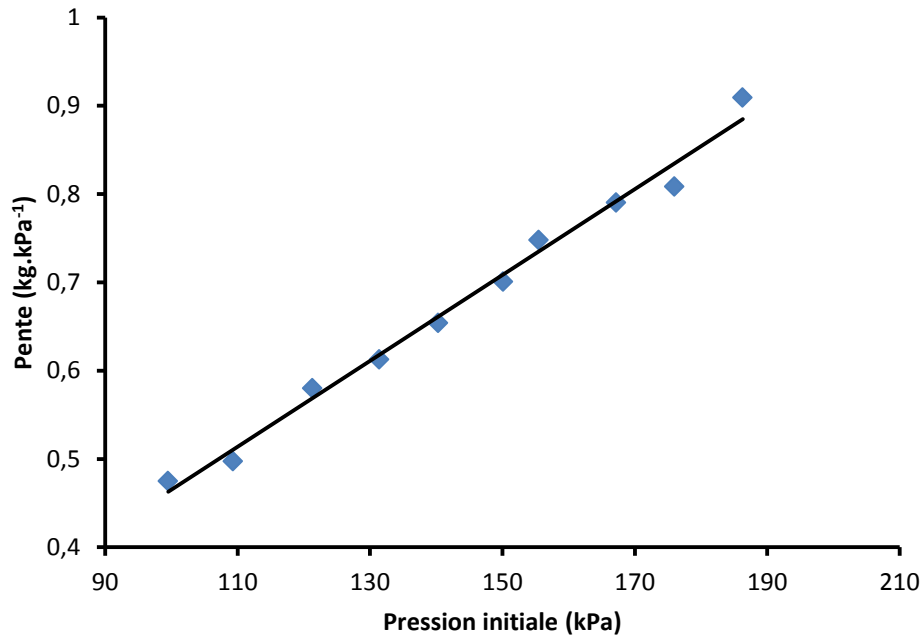


Figure IV-29 Relation entre les pentes et les pressions initiales.

Le coefficient de corrélation entre les pressions et les pentes était très proche de 1 ($R^2=0,987$).

Dans la relation supposée entre la force et la pression, le seul paramètre requis est alors la pente de cette relation linéaire mettant en jeu la pression initiale. La relation générale devient alors :

$$F = (4,855 * 10^{-3} * \text{pression initiale} - 2,020 * 10^{-2})P_A$$

avec la force F exprimée en kg et la pression exercée P_A exprimée en kPa.

Pour compléter l'analyse, les erreurs de modélisation ont été calculées pour chaque pression initiale (Tableau 6). L'erreur moyenne pour l'ensemble des 10 pressions était de 1,29 kg, ce qui équivaut à une erreur de 3,7% pour une force moyenne de 35 kg. Une comparaison des erreurs du modèle pour chaque pression initiale est représentée sur la Figure IV-30.

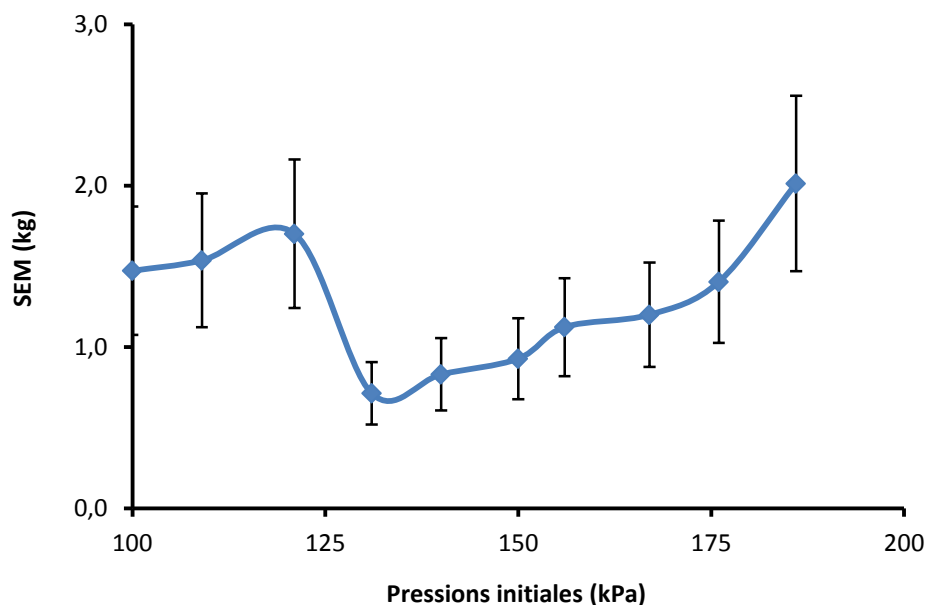


Figure IV-30 Erreur du modèle pour toutes les pressions initiales. Intervalle de confiance à 95%.
 *signifie une différence significative vis-à-vis de l'erreur la plus faible ($p < 0,05$).

L'erreur la plus faible a été observée pour une pression initiale de l'ordre de 130 kPa. Cette erreur est significativement plus faible que les erreurs obtenues pour les trois premières pressions initiales et pour les deux pressions initiales les plus élevées ($p < 0,05$). Il n'y a par contre pas de différence significative avec les autres pressions intermédiaires. Nous avons alors regroupé entre elles les pressions initiales qui ne diffèrent pas significativement de la pression présentant l'erreur la plus faible (pressions initiales = 131,4, 140,3, 150,1, 155,5 et 167,2) sous le vocable "pression moyenne", tandis que les autres pressions initiales ont été regroupées comme "basse pression" (pression initiale = 99,5, 109,3, et 121,4) et "haute pression" (pression initiale = 176,0 et 186,3). Les erreurs de modélisation de ces trois groupes ont été ensuite recalculées en fonction de deux gammes de force : faible (2-36 kg) et élevée (38-70 kg) (Figure 31). Nous n'avons pas observé de différences significatives dans la performance du modèle pour une force faible selon les trois groupes de pression. Toutefois, en ce qui concerne les niveaux élevés de force, le groupe « pression moyenne » est significativement plus performant que les deux autres (Figure IV-31 avec $p < 0,05$).

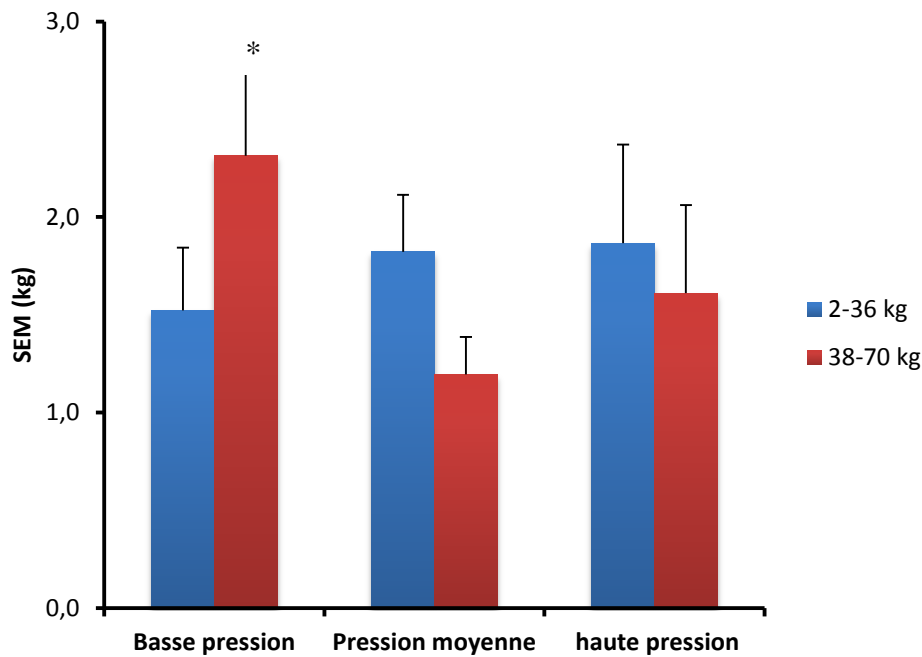


Figure IV-31 Les erreurs du modèle pour les trois groupes de pression basse, moyenne et élevée. Intervalle de confiance à 95%. * représente une différence significative à $p < 0,05$.

Quelques points de discussion

Le modèle développé est capable d'estimer avec précision la force uniquement en fonction de la pression appliquée quelque soit la pression initiale à l'intérieur de la balle.

Des limitations expérimentales peuvent affecter la validité du modèle développé. Le contact a été appliqué sur la poire par deux surfaces planes au-dessus et au-dessous de la balle. La surface de contact avec le Vigoriball se modifie alors légèrement en fonction à la fois de la force appliquée et la pression initiale du Vigoriball. De plus, le dispositif expérimental ne mime pas la main de l'homme qui, elle, entoure la balle et applique une force non uniforme (en raison des différences de force appliquée par les doigts sur la surface). Cependant la projection du modèle à pression atmosphérique sur les données expérimentales de Desrosiers et collègues montre que ces limitations affectent peu la validité du modèle proposé.

Il sera cependant nécessaire, dans l'avenir, d'obtenir des données à partir d'une large population, allant de personnes jeunes aux personnes âgées, afin de s'assurer que les résultats de la présente étude restent valides en expérimentation chez l'homme quelle que soit la pression initiale.

IV.6. Discussion générale sur le dispositif de mesure de la force de préhension

La mesure de la force de préhension palmaire est un élément clé dans l'évaluation de nombreuses conditions, y compris la fragilité.

Les dispositifs existants trouvent leurs limites par le fait qu'ils sont quasiment réservés à un usage restreint à une évaluation par le praticien à son cabinet et sont difficilement intégrables dans l'environnement de la personne, en particulier dans le cadre d'une utilisation à domicile par la personne elle-même.

Pour pouvoir suivre la force de préhension palmaire à domicile, il s'est avéré intéressant de rechercher une technologie innovante pour l'évaluer. Cela implique qu'une telle technologie doit être intégrable au domicile des personnes, facilement acceptée par la personne âgée pour permettre la pratique d'une auto-évaluation régulière. La Grip-ball a été développée pour remplir ces conditions.

Caractéristiques générales – Usage

La Grip-ball se compose d'une balle en plastique souple dans laquelle est intégrée toute l'électronique de mesure et de communication sans fil. Elle est donc totalement autonome, et le protocole de test est simple et facile à suivre : la personne âgée retire la balle de son socle, provoquant ainsi sa connexion à un récepteur local (par exemple un téléphone), et exerce un simple mouvement de compression de la balle dans sa main. La Grip-ball transmet en temps réel les valeurs de pression, proportionnelles à la force exercée.

L'aspect communicant en temps réel de la Grip-ball ouvre la possibilité de nouveaux usages, plus interactifs. À la maison, la Grip-ball pourrait être liée à un ensemble de logiciels de divertissement pour motiver l'utilisateur dans un cadre d'évaluation ou de rééducation. L'exercice pourrait être présenté sous la forme d'un « serious game », fournissant un retour instantané à l'utilisateur par la réalisation d'une performance ludique, de préférence un retour positif et encourageant. Cette performance de jeu devrait être directement liée à la qualité du respect de consignes programmées auparavant par un professionnel de santé. De plus, sous condition de bonne identification des joueurs, le jeu sérieux pourrait également être partagé avec d'autres (participation intergénérationnelle).

Une autre caractéristique importante de la Grip-ball est qu'elle peut être utilisée pour évaluer la force de préhension selon différentes pressions initiales en la gonflant ou en la dégonflant tout simplement par un gonfleur standard. De telles différences dans la pression initiale conduisent à des changements dans la rigidité de la balle modifiant ainsi la dynamique de

l'exercice. Une telle propriété pourrait certainement trouver des applications complémentaires à l'évaluation de la fragilité physique, par exemple en matière de rééducation de la main.

Limitations dues aux caractéristiques techniques

Les caractéristiques du prototype de Grip-ball développé au laboratoire n'ont pas permis de l'utiliser pour l'ensemble des expérimentations. Les principales limitations étaient les suivantes :

- Taille des circuits électroniques. Lorsqu'on applique une force élevée sur la Grip-ball, la pression induite mène à l'écrasement de l'enveloppe, d'autant plus important que la pression initiale à l'intérieur est faible. Cela provoque le contact de l'enveloppe avec les composants électroniques internes. Cette limitation devrait être surmontée dans la version industrielle du dispositif qui est actuellement en cours de développement et qui prévoit une miniaturisation des composants électroniques, ainsi qu'un déplacement libre de l'électronique à l'intérieur de la balle dans la version non rechargeable (piles).
- Scellement de la balle. Dans la seule version prototype dont nous disposons, le scellement de la balle est réalisé de façon rudimentaire par collage après avoir introduit et fixé l'électronique à l'intérieur. Cette méthode a induit des micro-fuites d'autant plus importantes que la pression totale était élevée, ce qui, associé à la limitation précédente liée à la taille de l'électronique, a limité considérablement le spectre des expérimentations possibles avec ce prototype. Le développement du Vigoriball a permis néanmoins de compenser ces limitations dans l'attente d'une version industrielle ultérieure.
- Fréquence d'échantillonnage. Bien que cette limitation à 15Hz de la fréquence d'échantillonnage n'ait eu aucune conséquence sur les résultats des expérimentations menées dans le cadre de ce travail, il est envisagé de la faire passer à 100Hz afin de pouvoir aller plus loin sur l'analyse des caractéristiques dynamiques du signal de pression.

Validation des mesures

Le dispositif a d'abord été validé par rapport au dynamomètre de référence le plus proche du point de vue de la mesure, le vigorimètre Martin, qui mesure également la pression et non la force. Les résultats de la comparaison entre le capteur et le manomètre du vigorimètre étaient pratiquement identiques. On a pu ainsi déduire de ces constatations que le capteur Grip-ball

associé à son système de numérisation et de communication pouvait être utilisé pour l'évaluation de la force de préhension au même titre que le vigorimètre Martin.

Pour s'adapter à la pratique des professionnels de santé et alimenter l'indicateur de fragilité correspondant, il a été nécessaire d'établir des courbes de référence entre la force appliquée et la pression interne, et ce pour différentes pressions initiales. La seconde étude de validation présentée dans le cadre de ce travail a comparé la pression enregistrée par la Grip-ball à la force appliquée par un dispositif externe validé, le Stentor, pour différentes pressions initiales. La relation obtenue entre la force et la pression était curviligne, quelle que soit la pression initiale à l'intérieur de la balle. Les erreurs de prédiction observées étaient faibles, avec des coefficients de corrélation très proches de 1 pour les trois relations. Ces premiers résultats doivent cependant être pris avec réserve dans la mesure où nous étions en condition confinée pour la balle et où la gamme de force exercée était relativement réduite. Une deuxième approche a donc été considérée, impliquant cette fois des sujets et le Vigoriball, le prototype de Grip-ball n'étant pas encore adapté aux pressions élevées susceptibles d'être exercées.

Avec ce dispositif, la validité et la fiabilité ont été étudiées pour trois pressions initiales (100 kPa, 125 kPa et 150 kPa). Les résultats de l'étude de fiabilité ont été encourageants. Les valeurs de l'ICC étaient satisfaisantes pour les trois pressions, malgré un nombre relativement faible de sujets. Bien qu'aucune différence significative n'ait été observée entre les ICC obtenus pour les trois valeurs de pression initiale considérées, la valeur de l'ICC la plus élevée a été observée pour la pression initiale la plus élevée (150 kPa). Ceci peut être expliqué par la moindre déformation de la balle (la poire du Vigoriball) à des pressions initiales élevées, induisant une meilleure reproductibilité de l'exercice réalisé par le sujet.

Pour ce qui concerne la comparaison entre le dispositif hybride et le Jamar, les corrélations obtenues sont en accord avec celles précédemment rapportées entre le Jamar et le vigorimètre Martin. Les valeurs R^2 pour le dispositif hybride ont varié de 0,698 pour une pression initiale de 100 kPa à 0,870 pour une pression initiale de 150 kPa. Ces valeurs correspondent à des corrélations de 0,882 et 0,93, respectivement. Les corrélations observées entre le Jamar et le vigorimètre Martin étaient du même ordre de grandeur (0,90) dans l'étude des Desrosiers et collègues (Desrosiers et al. 1995b), menée à plus grande échelle. Cette augmentation de la corrélation avec l'augmentation de la pression initiale est certainement de nouveau liée à l'augmentation de la rigidité de la balle (de la poire). Le dispositif préalablement gonflé à une pression supérieure à la pression atmosphérique serait donc bien adapté à une mesure

reproductible de la force de préhension. En revanche, à des pressions initiales faibles, le dispositif pourrait être utilisé avec profit pour des exercices demandant une dynamique importante, par exemple dans un cadre de rééducation.

Modèle force / pression

Les résultats discutés précédemment, bien qu'encourageants, n'étaient pas suffisants pour proposer un modèle de relation pression/force prenant en compte n'importe quelle pression initiale à l'intérieur de la balle. Pour que la Grip-ball soit utilisable dans l'évaluation clinique de la force de préhension palmaire et qu'elle puisse fournir une mesure conforme aux normes de force de préhension (Bechtol 1954, Mathiowetz et al. 1985a), un modèle a donc été développé afin de produire une mesure de la force de préhension en kg fondée uniquement sur la connaissance de la pression totale mesurée par le capteur et de la pression initiale à l'intérieur de la balle.

Pour ce qui concerne le modèle lui-même, l'hypothèse de départ était qu'une relation linéaire existerait entre la force appliquée et la pression mesurée, et ce, pour toute pression initiale à l'intérieur de la Grip-ball. En outre, à la suite des premières expérimentations avec sujets, il a été émis l'hypothèse que la pente de cette relation linéaire augmenterait lorsque la pression initiale augmente. Les résultats de modélisation ont confirmé ces hypothèses, les relations linéaires entre la force et la pression ayant été observées quelle que soit la pression initiale. En outre, la relation entre les pentes des équations de régression pression/force et les pressions initiales s'est également révélée linéaire.

Les résultats du modèle se sont montrés très satisfaisants, avec une erreur moyenne de 1,29 kg sur l'ensemble des résultats expérimentaux. Une telle erreur est tout à fait comparable à la variabilité des mesures rapportée avec le Jamar, qui est de l'ordre de 1,4 kg (Harkonen et al. 1993). L'erreur de modélisation varie en fonction de la pression initiale dans la balle. Les résultats les plus précis pour le modèle ont été obtenus pour des pressions initiales correspondant de 130 à 170 kPa. Lorsque l'erreur du modèle a été limitée à ces pressions initiales intermédiaires, l'erreur d'estimation a été réduite à 0,96 kg, avec l'erreur la plus faible (0,71Kg) constatée pour une pression initiale de l'ordre de 130 kPa. La diminution de la précision du modèle à une pression initiale basse était dépendante de la force appliquée, avec une diminution de précision essentiellement pour des niveaux élevés de force. Lorsque les erreurs ont été comparées pour deux gammes de force (2-36 kg et 38-70 kg), aucune différence significative n'a été trouvée pour une petite force.

En ce qui concerne la diminution de la performance du modèle avec de grandes forces à faible pression initiale, la diminution de la précision est due à une sous-estimation de la force réelle appliquée. Toutefois, lorsque cette erreur a été considérée comme un pourcentage de la force appliquée, il n'y avait aucune différence entre les prédictions du modèle à des niveaux de petites et grandes forces. Compte tenu des résultats satisfaisants du modèle, la Grip-ball devrait offrir une alternative valable aux dynamomètres isométriques qui peuvent être inconfortables à utiliser.

En termes de validation du modèle, nous disposons de l'étude de référence de Desrosiers et collègues (Desrosiers et al. 1995b). Dans l'étude de Desrosiers, 360 sujets âgés en bonne santé ont été testés, la pression initiale à l'intérieur de la poire du vigorimètre Martin étant égale à la pression atmosphérique. Dans cette étude, une corrélation de $r = 0,89$ a été constatée entre les mesures de pression par le vigorimètre Martin et le Jamar. Lorsque les résultats de l'étude Desrosiers ont été comparés à ceux de notre étude pour une pression initiale correspondant à la pression atmosphérique (pression initiale : 99,5 kPa), les équations de régression pour les deux ensembles de données étaient tout à fait comparables. La pente de la relation Jamar/vigorimètre était de 0,49, par rapport à une pente de 0,48 pour la relation Stentor/Grip-ball. La similitude des deux pentes est donc un élément important de validation de la méthode de construction du modèle à partir du Stentor, puisque cette dernière produit les mêmes résultats que l'étude expérimentale sur des sujets humains. Il reste cependant intéressant de discuter les effets potentiels d'une différence de protocole entre une force exercée par des plaques rigides (expérimentation Stentor) et une force exercée par la main.

La question de la surface de contact

Dans notre étude, le contact a été appliqué par deux plaques parallèles rigides au-dessus et au-dessous de la balle, alors que la main de l'homme entoure la balle et applique une force sur une surface de contact variable. En outre, la main de l'homme n'applique pas une force uniforme en raison des différences dans la force appliquée par chacun des doigts (Seo et al. 2007). Contrairement aux mains de l'homme, la surface des deux plaques en contact avec la Grip-ball augmente légèrement en fonction à la fois de la force appliquée et de la pression initiale. Cette augmentation de la surface de contact a été logiquement observée pour des pressions initiales faibles et des forces élevées.

Cependant, de telles modifications de la surface n'ont pas d'effet significatif sur la pression mesurée. Pour le vérifier, nous avons appliqué sur la balle une force de 30 kg en utilisant successivement pour l'application de la force des surfaces circulaires de 6 cm² et 26 cm².

Entre ces deux conditions, une baisse de seulement 2% de la pression mesurée a été observée (de 51 à 50 kPa). Ce résultat suggère que des différences dans la surface de contact seraient peu susceptibles d'avoir une influence marquée sur la précision du modèle.

En outre, il convient de noter que la surface de contact moyenne dans notre étude était d'environ 95 cm^2 , ce qui correspond à une surface typique de contact avec une main humaine adulte au cours d'un exercice de force de préhension (Seo et al. 2008). Toutefois, en ce qui concerne l'utilisation de la Grip-ball par des enfants, il serait nécessaire d'utiliser une balle plus petite pour tenir compte de la morphologie de la main.

Pour conclure sur cette question de surface, rappelons que la relation observée à la pression atmosphérique était presque identique à celle obtenue à partir des données de Desrosiers et collègues.

IV.7. Protocole à appliquer dans le cadre de l'évaluation de la fragilité

La mesure de la force de préhension palmaire maximale doit obéir à un protocole standardisé pour en garantir la fiabilité et permettre de comparer les résultats avec des données normatives (Mathiowetz et al. 1984, Mathiowetz et al. 1985a, Mathiowetz et al. 1985b, Richards et al. 1996b). On trouve dans la littérature de nombreuses versions de protocoles dépendant des objectifs de l'évaluation, des conditions environnementales, et incluant des recommandations relatives à la position des différents segments du corps, aux instructions données par l'expérimentateur, aux procédures utilisées pour la collecte des données et le calcul des résultats, etc.

L'objectif de ce paragraphe est d'analyser les différentes recommandations afin de retenir celles qui sont le mieux adaptées à une évaluation hors du cabinet du professionnel, voire dans un cadre d'auto-mesure.

IV.7.1. Position du corps durant le test

Il est estimé que la position des différents segments et articulations du corps affecte la valeur de la force de préhension palmaire maximale. Ainsi une variation de la position lors de l'utilisation du même dynamomètre peut influencer de manière significative les résultats obtenus, d'où l'importance de maintenir une position standard pour garantir la validité du test, en particulier vis-à-vis des données normatives (Su et al. 1994, Innes 1999, Hillman et al. 2005). La société américaine de chirurgie de la main (ASHT) recommande une position pour laquelle l'individu est assis, les épaules en adduction et en position neutre de rotation, le coude

fléchi à 90°, l'avant-bras en position neutre, le poignet entre 0° et 30° d'extension avec une flexion ulnaire entre 0° et 15° (Mathiowetz et al. 1984).

Cependant des variations par rapport à cette position recommandée ont été proposées afin de permettre la génération de la force de préhension palmaire dans des conditions moins standardisées sans nuire pour autant à la qualité du résultat. Elles concernent en particulier la posture générale du sujet (debout ou assis) et la position des différents segments corporels impliqués.

Posture du sujet

Bien qu'ASHT recommande que le patient soit assis, Shechtman et collègues (Shechtman et al. 2001) n'ont trouvé aucune différence significative dans la force de préhension avec des sujets en position assis ou en position debout. En outre, avec des positions identiques des membres supérieurs, Richards (Richards 1997) a montré que la force de préhension était équivalente lorsqu'elle était testée en position couchée ou assise. Par contre, d'autres ont trouvé qu'en position debout la force de préhension était plus élevée qu'en position assise en utilisant le même dynamomètre. Pour le sujet âgé, il est alors préférable de retenir une position assise, beaucoup plus confortable.

Position de l'avant-bras

L'avant-bras placé en supination produit la force de préhension la plus élevée, suivi par l'avant-bras en position neutre, la plus faible valeur étant obtenue avec une position en pronation (Richards et al. 1996b). Cependant d'autres études ont estimé qu'il n'y avait pas de différences significatives (Herzberg et al. 2007). De Smet et collègues (De Smet et al. 1998) ont constaté que la force générée par les hommes en pronation était significativement plus basse comparée à une position neutre ou en supination, avec le poignet libre ou immobilisé. Chez les femmes, ce même résultat a été observé avec le poignet dans une position libre, mais avec le poignet immobilisé, la force de préhension était plus élevée en supination qu'en position neutre ou en pronation. C'est la position neutre qui devra être appliquée, ce qui correspond d'ailleurs à une position naturelle.

Position du poignet

La force de préhension palmaire générée avec le poignet fléchi est plus faible qu'aux positions neutre ou étendu (Kraft et al. 1972, Hazelton et al. 1975, Pryce 1980, Mathur et al. 2004), mais aucune différence n'a été trouvée entre l'extension du poignet à 30°, 15° ou 0° (Kraft et al. 1972, Pryce 1980). La force de préhension mesurée pour une extension du

poignet à 15° ou 30° avec une déviation ulnaire à 0° était significativement plus élevée que pour une extension du poignet à 0° avec une déviation ulnaire à 0° ou 15° avec ou sans extension (Fong et al. 2001). Lorsque les sujets ont pu choisir eux-mêmes la position supposée la meilleure de leur poignet lors des essais, la position optimale a été trouvée pour une extension du poignet à 35° et une déviation ulnaire à 7°, tout écart par rapport à cette position conduisant à une réduction de la force de préhension (O'driscoll et al. 1992). La position ASHT admet également une gamme de positions pour le poignet (extension du poignet entre 0-30°, déviation ulnaire entre 0-15°) permettant aux patients de choisir eux-mêmes la position du poignet la plus confortable pour eux (Richards et al. 1996b). De ce fait, la recommandation est de laisser le sujet choisir la position qui lui semble la plus confortable pour réaliser le test.

Position du coude

Les études concernant l'effet de la position du coude sur la force de préhension présentent des résultats contradictoires. Certains chercheurs ont trouvé que la force de préhension maximale était obtenue avec le coude en extension complète (Balogun et al. 1991b, Su et al. 1994) (Kuzala et al. 1992, Su et al. 1994, Oxford 2000), d'autres ayant trouvé que la force de préhension était plus élevée avec une flexion de coude à 90° (Mathiowetz et al. 1985b, Desrosiers et al. 1995a, De Smet et al. 1997). Par contre, Ferraz et collègues (Ferraz et al. 1992) et Dorf et collègues (Dorf et al. 2007) n'ont trouvé aucune relation entre la position du coude et la force de préhension palmaire. Récemment, Li et collègues (Li et al. 2010) ont montré que la position du coude n'avait aucun effet significatif sur la force de préhension avec des dynamomètres différents (Jamar, vigorimètre Martin et Myogrip). Cependant leur étude conduit à recommander une position de coude en extension complète car certains sujets ont rencontré des difficultés à maintenir le coude à 90°, en particulier eu égard au poids du dispositif. Dans notre cas, le dispositif n'ayant pas un poids propre significatif, nous avons préféré utiliser une position fléchie à 90° pour des raisons de confort du sujet (position plus naturelle dans un exercice quotidien d'application d'une force de préhension, surtout que, de ce fait, la personne âgée peut appuyer son avant-bras sur la table, ce qui n'induit pas de modifications significatives sur le résultat de mesure (Molenaar et al. 2008)).

IV.7.2. Dominance de la main

Il y a désaccord quant à savoir s'il y a une différence dans la force de préhension entre la main dominante et non dominante. Il a été supposé que la force de préhension de la main dominante

est d'environ 10% supérieure à la main non dominante, cette valeur étant connue comme la règle des 10% (Petersen et al. 1989). Certains ont trouvé une différence constante d'environ 10% entre la main dominante et non dominante pour les droitiers (Crosby et al. 1994). Cependant, cela ne semble pas être vrai pour les gauchers, où la force est à peu près la même pour les deux mains (Petersen et al. 1989, Crosby et al. 1994). D'autres ont trouvé que la différence de force de préhension entre la main dominante et non dominante est inférieure à 10%, ou pas significativement différente (Jarjour et al. 1997). Ce manque de cohérence dans les résultats peut s'expliquer par la grande variété de sujets inclus dans les études rapportées. Cependant pour standardiser le protocole d'essai, la main dominante, que ce soit la droite ou la gauche, est souvent préférée pour l'évaluation de la force de préhension. C'est ce que nous utiliserons dans notre protocole.

IV.7.3. Autres conditions de réalisation du test

Les conditions de déroulement du test telles que la durée de contraction, le nombre d'essais, le temps de repos entre les essais, les encouragements prodigués etc., affectent la valeur de la force de préhension palmaire maximale. En raison de l'utilisation généralisée du dynamomètre Jamar comme dynamomètre de référence pour la mesure de la force de préhension palmaire, de nombreux protocoles d'essais ont été mis au point pour ce dynamomètre, mais ces procédures sont également applicables aux autres dynamomètres (Desrosiers et al. 1995a, Bellace et al. 2000, Shechtman et al. 2005, Ke et al. 2008, Massy-Westropp et al. 2011).

Nombre d'essais et valeur retenue pour la force de préhension

La méthode la plus fréquemment utilisée et recommandée par l'ASHT pour recueillir la force de préhension palmaire maximale est la moyenne de trois essais consécutifs (Mathiowetz et al. 1984, Hamilton et al. 1994, Macdermid et al. 1994, Link et al. 1995, Richards et al. 1996a, Richards 1997, Pepin et al. 1998, Svensson et al. 2008). Cependant, d'autres méthodes ont été suggérées. Par exemple, l'ASHT recommande de conserver les trois mesures (Smith et al. 1985). Certaines études recommandent aussi trois essais, mais le premier est dédié à la familiarisation, le résultat du test étant la moyenne des autres essais (Hamilton et al. 1994, Morris et al. 2008). D'autres études réalisent un seul essai (Hamilton et al. 1994, Coldham et al. 2006), conservent le meilleur de deux ou trois essais (Hamilton et al. 1994, Svensson et al. 2008), ou encore retiennent la moyenne des deux meilleurs de trois essais (Harkonen et al. 1993, Hamilton et al. 1994, Crosby et al. 1994).

D'un côté, Coldham et collègues (Coldham et al. 2006) ont suggéré qu'un essai unique est aussi fiable et moins douloureux que le meilleur ou la moyenne de trois essais. D'un autre côté, Lagerstrom et collègues (Lagerstrom et al. 1996) estiment que trois essais pourraient être insuffisants pour obtenir une véritable mesure de la force de préhension palmaire maximale. Bien que toutes ces approches aient eu une grande fiabilité dans le cadre d'études en test-retest ($ICC > 0,93$), elles ne sont pas significativement différentes (Hamilton et al. 1994), même si selon les mêmes auteurs la moyenne de trois essais est la plus fiable. La décision de choix entre un et plusieurs essais étant conditionnée par d'autres facteurs comme la possibilité de retour visuel, le choix sera déterminé après avoir traité cette question du feedback.

Durée de contraction

Le test de la force de préhension palmaire exige une contraction musculaire isométrique. Cette contraction peut influencer sur le rythme cardiaque ou encore la pression artérielle chez les sujets sains. Cette situation est d'autant plus préoccupante avec des personnes âgées, en particulier si plusieurs forces maximales sont demandées dans un court laps de temps. Il est donc recommandé qu'une contraction d'une durée maximale de 3 s soit appliquée, généralement suffisante pour enregistrer une force maximale (Smith et al. 1983, Nicolay et al. 2005).

Position du test dans la journée

L'instant de la journée où les mesures sont prises peut également influencer la performance de la force de préhension. Pour McGarvey et collègues (Mcgarvey et al. 1984), la force de préhension a été trouvée significativement plus élevée aux alentours de midi, et en fin de journée (4:30 PM), par rapport aux essais du matin (8:00 AM, 8:30 et 10 AM). Cependant ces auteurs ont considéré que, bien qu'il y ait une différence significative, celle-ci ne l'est pas en termes d'interprétation clinique. Young et collègues (Young et al. 1989) n'ont également trouvé aucune différence dans la force de préhension entre le matin (de 9:00 à 11:00 AM) et l'après-midi (de 1:00 à 3:00 PM). Ces résultats indiquent que la force de préhension peut être testée à différents moments de la journée sans incidence sur les résultats (Innes 1999).

Instructions et encouragements verbaux

L'expérimentateur lui-même peut influencer sur les résultats de la force de préhension. Par exemple, Smidt et collègues (Smidt et al. 2002) ont trouvé une différence systématique dans l'évaluation de la force de préhension palmaire maximale réalisée par différents physiothérapeutes.

Par ailleurs, les instructions et les encouragements verbaux ont des effets positifs sur la force de préhension statique et dynamique et sur le temps mis pour atteindre la force maximale (Jung et al. 2004).

Ces conditions particulières sont applicables en milieu contrôlé pour lequel un investigateur est présent et a été formé à la procédure d'encouragement. La réalisation du test par un non professionnel de santé, et a fortiori en auto-mesure, ne permet pas cette optimisation. Il faudra donc trouver d'autres moyens de motiver la personne exécutant le test. Nous avons traité cette question en considérant les effets d'un retour visuel (feedback) sur la performance.

IV.7.4. Analyse des effets de différents retours visuels

Weinstock-Zlotnick et collègues (Weinstock-Zlotnick et al. 2011) ont réalisé une étude sur l'efficacité de l'affichage numérique de la valeur des dynamomètres. Ils ont constaté que l'affichage du score de la force de préhension lors des essais peut influencer les résultats. Ils ont montré en particulier qu'avec un retour visuel, la valeur de la force maximale avait augmenté 5%.

La production d'un retour visuel est une procédure simple avec nos dispositifs (Grip-ball, Vigoriball) en raison de la présence d'une tablette PC en connexion Bluetooth™ avec le dispositif de mesure, ce qui permet un affichage de la force exercée par le sujet, ainsi qu'un possible objectif à atteindre. Nous avons alors réalisé une étude analysant l'influence de différentes conditions de retour visuel, y compris l'absence de tout retour, sur la force maximale produite lors de la mesure de la force de préhension.

Population étudiée

Des étudiants et personnels de l'Université de Technologie de Troyes n'ayant pas d'antécédents de traumatisme de la main et de l'avant-bras et sans troubles neurologiques ou musculo-squelettiques antérieurs ou existants ont été invités à participer à l'étude. Vingt et un participants ont reçu une description détaillée sur les objectifs et le protocole de l'expérimentation. Après cette phase d'information, le consentement a été lu et signé par chaque sujet avant le test. Les sujets ont rempli ensuite un questionnaire donnant des informations comme le sexe, l'âge, la taille, le poids, la main dominante (Tableau IV-7).

Tableau IV-7 Les principales caractéristiques anthropométriques des sujets.

	Hommes (n=11)	Femmes (n=10)
	Moyenne (écart-type)	Moyenne (écart-type)
Dominance		
<i>Main gauche</i>	10	10
<i>Main droite</i>	1	0
Age (ans)	33,1 (9,2)	25,5 (0,7)
Poids (Kg)	82.0 (9,2)	58,00 (10,5)
Taille (cm)	177,6 (6,8)	164,3 (5,7)

Procédure du test

Tous les tests ont été réalisés avec le dispositif hybride Vigoriball (Figure IV-32). Dans notre étude nous avons utilisé la pression atmosphérique comme pression initiale. Pour cette expérimentation il n'était pas nécessaire de gonfler la poire à une pression supérieure, puisque le seul objectif était d'étudier l'effet des différentes techniques de retour visuel sur la valeur de la force maximale lors de la mesure de la force de préhension palmaire.

Les tests ont été effectués sous la direction d'un même expérimentateur. Tous les tests ont été réalisés avec la grande poire du Vigoriball. Chaque sujet était assis sur une chaise face à l'expérimentateur, pieds à plat sur le sol avec le dos vertical et appuyé au dossier de la chaise.

Le bras testé, correspondant à la main dominante, était placé le long du corps, avec une extension complète de coude à 180° et une légère extension du poignet. Le sujet exerçait une force de préhension croissante et progressive pour arriver à la force maximale en 3 à 4 secondes avec deux minutes de repos entre les tests. Cet exercice a été répété trois fois pour chaque condition de retour visuel et y compris l'absence de tout retour. Avant les essais, le sujet a été autorisé à tester librement le dispositif afin de se familiariser à son utilisation.

Cinq conditions de retour visuel ont été évaluées:

- Pas de retour visuel (NVF). La pression exercée au cours de ce test a été retenue comme la pression maximale initiale (P_{max}) et sera utilisé dans toutes les autres conditions de retour.
- Retour visuel instantané (IVF). Le retour est fourni par une barre verticale verte dont le niveau suit la variation de la pression exercée.

- Retour visuel contrôlé (CVF). Une cible (barre rouge) correspondant à P_{max} est affichée comme objectif à atteindre. La pression instantanée exercée par le sujet au cours de l'essai est affichée comme une barre verte superposée à la valeur cible.
- Retour visuel surestimé (OVF). Une cible correspondant à 110% de P_{max} a été est affichée pour le sujet comme cible à atteindre. La pression instantanée exercée par le sujet au cours de l'essai est affichée comme une barre verte superposée à la cible.
- Retour visuel sous-estimé (UVF). Une cible correspondant à 90% de P_{max} est affichée pour le sujet comme cible à atteindre. La pression instantanée exercée par le sujet au cours de l'essai est affichée comme une barre verte superposée à la cible.

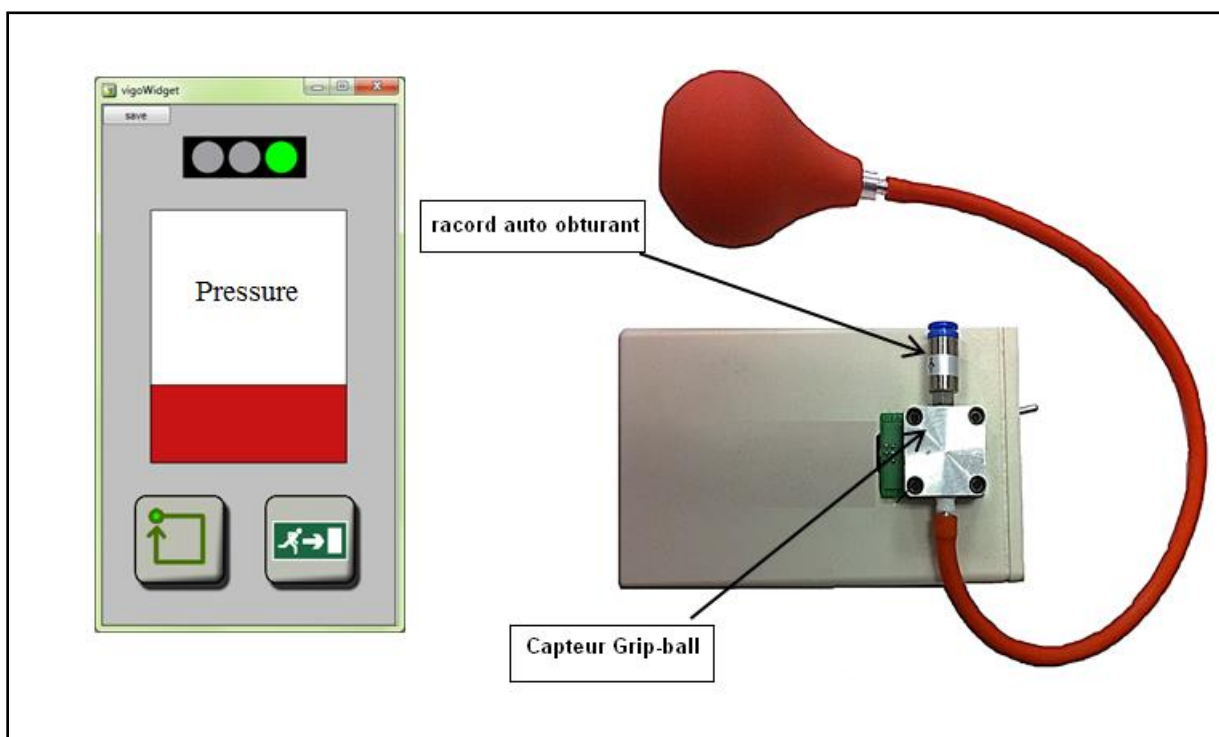


Figure IV-32 Interface de retour visuel avec le Vigoriball.

Analyse des données

Pour chaque condition, la valeur obtenue lors du premier des trois essais a été prise comme niveau de référence, cette valeur ayant été utilisée ensuite comme une cible à atteindre pour la condition de retour visuel. Ainsi, pour chaque sujet n , une valeur moyenne de la pression appliquée $\bar{P}_j(n)$ a été calculée pour chaque condition du retour visuel (j) à partir des résultats du deuxième et du troisième test. Tous les tests statistiques ont été appliqués sur les différences relatives à chaque paire de conditions :

$$D_{j,k}(n) = \frac{[\bar{P}_j(n) - \bar{P}_k(n)]}{[\bar{P}_j(n) + \bar{P}_k(n)]} * 200$$

où j et k sont des indices de la paire de conditions de retour visuel, et n est l'indice du sujet.

Toutes les analyses statistiques ont été réalisées en utilisant le Statistical Package for Social Sciences (SPSS Inc., Chicago, IL, USA, version 20). L'analyse de variance à mesures répétées (RM-ANOVA) a été utilisée, en prenant le genre comme un facteur de variation. Le test de Newman-Keuls a été utilisé pour les comparaisons post-hoc.

Résultats

Une différence significative a été observée entre les hommes et les femmes dans toutes les conditions de retour visuel (Figure IV-33).

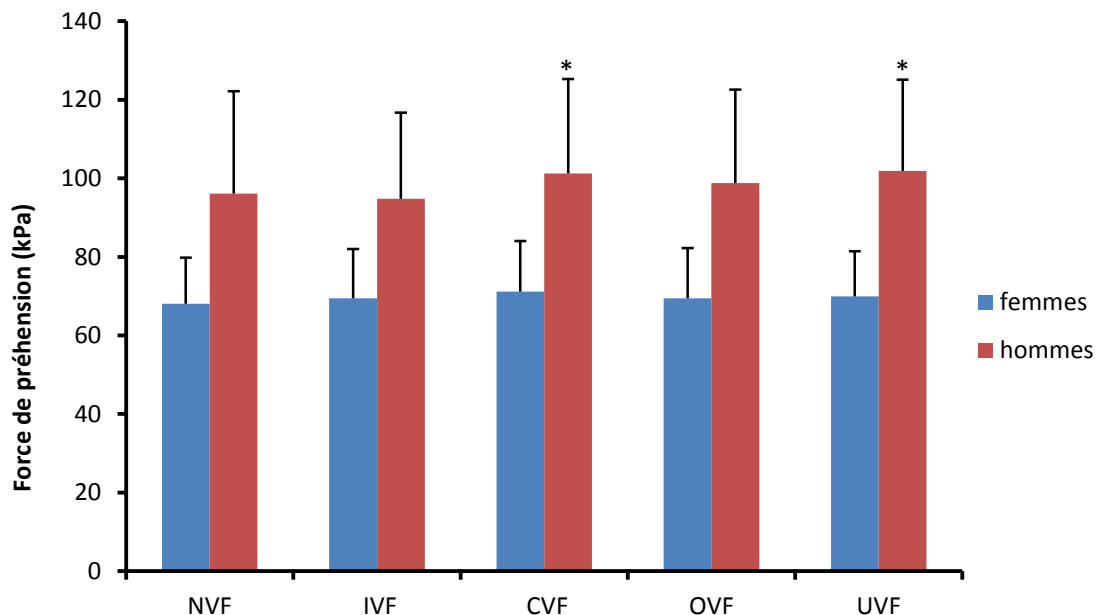


Figure IV-33 Force de préhension pour les hommes et les femmes. Les données sont affichées en moyenne \pm écart-type. * signifie une différence significative telle que $p < 0,05$.

La figure IV-34 présente les résultats d'une analyse post-hoc par le test de Newman-Keuls. La significativité la plus élevée en termes d'écart de valeur de la force de préhension a été observée pour la condition CVF par rapport aux deux conditions IVF et NVF. Aucun autre effet n'a été observé pour les autres conditions du retour visuel. Les différences moyennes par rapport à la condition contrôlée CVF étaient en valeur absolue respectivement de 4,9 et 4,8 kPa pour NVF et FIV, ce qui correspond à une diminution de la force de préhension de 5,9% et 5,8% respectivement.

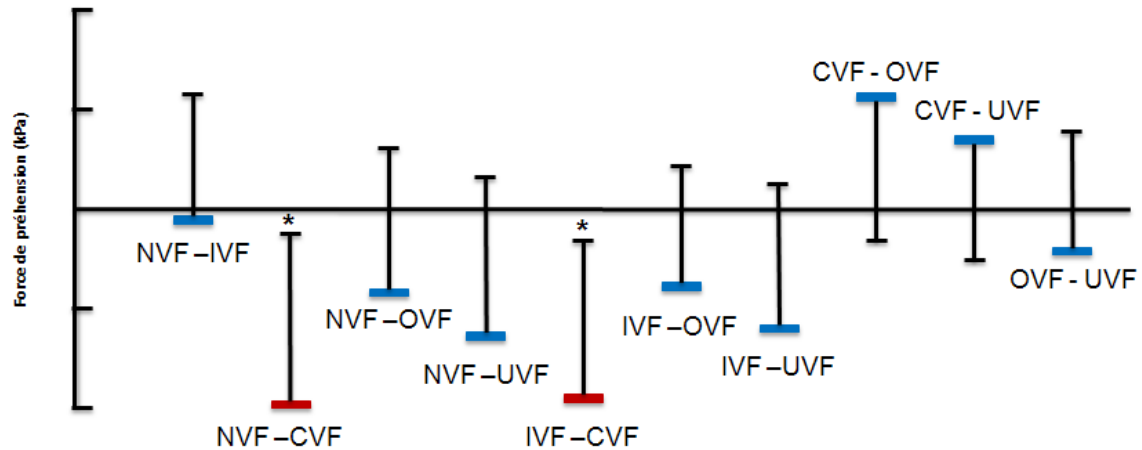


Figure IV-34 Comparaison post-hoc de la force de préhension entre toutes les conditions. Les différences moyennes affichées sous forme de barres d'erreurs. * signifie une différence significative telle que $p < 0,05$.

Quelques points de discussion sur cette expérimentation

Cette étude a proposé une approche pour déterminer la force de la préhension palmaire maximale basée sur la présence d'un retour visuel. Une gamme de conditions différentes a été comparée, allant de l'absence de retour visuel vers le retour visuel contrôlé, en introduisant (ou pas) un biais positif ou négatif. Il a été constaté une différence significative de la pression exercée entre les hommes et les femmes, les femmes ayant présenté une pression nettement inférieure. Un tel résultat était attendu, compte tenu des résultats d'études précédentes qui ont montré en moyenne une force de préhension plus grande chez les hommes que chez les femmes (Thorngren et al. 1979).

En ce qui concerne l'effet du retour visuel, deux différences significatives seulement ont été observées sur 10 comparaisons expérimentales, à chaque fois en faveur du retour visuel contrôlé (CVF, Figure IV-34). Les deux conditions pour lesquelles les pressions exercées ont été les plus faibles étaient NVF et IVF, c'est-à-dire les conditions pour lesquelles il n'y avait pas de consigne, quelle qu'elle soit. En outre, la force de préhension obtenue à partir du retour visuel contrôlé CVF était également plus élevée que les deux autres conditions de retour, OVf et UVF, pour lesquelles des informations de retour erronées ont été présentées au sujet, bien que ces différences ne soient pas significatives à $p = 0,05$.

Il faut souligner que la présente étude a certaines limites. D'une part, le nombre des sujets volontaires (21) reste faible. D'autre part, les sujets étaient âgés de 24 à 54 ans, ce qui peut créer un biais par rapport à ce qui aurait été obtenu à partir d'une population de personnes

âgées. Il est possible que l'effet du retour visuel puisse être différent entre les sujets adultes et les personnes âgées. D'autre part, les objectifs biaisés fournis (OVF et UVF) ont été fixés relativement proches de la force maximale réelle, avec seulement une variation affichée de 10%. Il serait intéressant de comparer les résultats avec ceux obtenus pour des écarts plus élevés comme par exemple 15 ou 20% de la force maximale.

Les résultats suggèrent de faire au moins deux essais. Le premier sera retenu comme la pression maximale initiale et sera utilisé comme objectif à atteindre et le deuxième correspondant à la mesure de la force de préhension. Ceci présente cependant l'inconvénient de nécessiter une valeur cible, acquise dans un premier essai, ce qui va l'encontre d'un essai unique. On peut cependant imaginer utiliser la valeur précédemment enregistrée comme cible pour le test suivant dans le cadre d'un suivi.

IV.8. Conclusion

Le nouveau dispositif Grip-ball a été développé pour évaluer la force de préhension palmaire dans le cadre du repérage et du suivi de la fragilité. Il a été suggéré qu'il pourrait être également utilisé pour d'autres usages, en particulier la rééducation de la main et de l'avant-bras. Ce dispositif, qui a été conçu pour une utilisation sans la présence d'un professionnel de santé, est capable d'estimer la force de préhension en fonction de la pression mesurée à l'intérieur de la balle. En effet, le modèle développé a été capable d'estimer avec précision la force uniquement en fonction de la pression appliquée, quelle que soit la pression initiale à l'intérieur de la Grip-ball. Un tel résultat permet de régler cette pression initiale en fonction de la rigidité requise par le professionnel de santé, sans réduction de la qualité de la mesure de la force de préhension.

Pour ce qui concerne le protocole de mesure à utiliser lors d'une évaluation, la revue de la littérature a couvert un large éventail de questions relatives aux conditions de mesure et a permis de dégager des propositions de mise en œuvre dans des conditions d'exercice permettant aussi bien une manipulation intuitive par des professionnels non spécialistes que par les personnes âgées elles-mêmes dans un cadre d'auto-mesure. Ces recommandations seront intégrées dans le projet ARPEGE visant à alimenter l'ensemble des indicateurs de Fried à partir d'un pack technologique, et incluant de facto l'évaluation de la force de préhension.

Bibliographie

- C. Galand et F. Baland. (2010). " La force de poigne chez les personnes âgées fragiles : comparaison de trois instruments, 25. Les objets communicants pour un futur plus autonome." *Les cahiers de l'année gérontologique* 2(3): 536-537.
- R.F. Ashford, S. Nagelburg and R. Adkins (1996). "Sensitivity of the Jamar Dynamometer in detecting submaximal grip effort." *J Hand Surg Am* 21(3): 402-405.
- W.B. Ellwood (1941). Electromagnetic switch, Google Patents.
- J.A. Balogun, S.A. Adenlola and A.A. Akinloye (1991a). "Grip strength normative data for the harpenden dynamometer." *J Orthop Sports Phys Ther* 14(4): 155-160.
- J.A. Balogun, C.T. Akomolafe and L.O. Amusa. (1991b). "Grip strength: effects of testing posture and elbow position." *Arch Phys Med Rehabil* 72(5): 280-283.
- D.E. Beaton, S.W. O'Driscoll and R.R. Richards (1995). "Grip strength testing using the BTE work simulator and the Jamar dynamometer: a comparative study. Baltimore Therapeutic Equipment." *J Hand Surg Am* 20(2): 293-298.
- C.O. Bechtol (1954). "Grip test; the use of a dynamometer with adjustable handle spacings." *J Bone Joint Surg Am* 36-A(4): 820-824.
- J J.V. Bellace, D. Healy, M.P. Besser, T. Byron and L. Hohman (2000). "Validity of the Dexter Evaluation System's Jamar dynamometer attachment for assessment of hand grip strength in a normal population." *J Hand Ther* 13(1): 46-51.
- R.W. Bohannon (2005). "Parallel comparison of grip strength measures obtained with a MicroFET 4 and a Jamar dynamometer." *Percept Mot Skills* 100(3 Pt 1): 795-798.
- R.W. Bohannon and M.M. Lusardi (1991). "Modified sphygmomanometer versus strain gauge hand-held dynamometer." *Arch Phys Med Rehabil* 72(11): 911-914.
- D. Bunout, G. Barrera, M.P. de la Maza, L. Leiva, C. Backhouse and S. Hirsch (2009). "Effects of enalapril or nifedipine on muscle strength or functional capacity in elderly subjects. A double blind trial." *J Renin Angiotensin Aldosterone Syst* 10(2): 77-84.
- M.E. Busse, G. Hughes, C.M. Wiles and A.E. Rosser (2008). "Use of hand-held dynamometry in the evaluation of lower limb muscle strength in people with Huntington's disease." *J Neurol* 255(10): 1534-1540.
- L.E. Charles, C.M. Burchfiel, D. Fekedulegn, M.L. Kashon, G.W. Ross, W.T. Sanderson and H. Petrovitch (2006). "Occupational and other risk factors for hand-grip strength: the Honolulu-Asia Aging Study." *Occup Environ Med* 63(12): 820-827.
- A. Clerke and J. Clerke (2001). "A literature review of the effect of handedness on isometric grip strength differences of the left and right hands." *Am J Occup Ther* 55(2): 206-211.
- F. Coldham, J. Lewis and H. Lee (2006). "The reliability of one vs. three grip trials in symptomatic and asymptomatic subjects." *J Hand Ther* 19(3): 318-326.
- R. Cooper, D. Kuh, R. Hardy, G. Mortality Review Group and FALCon and HALCyon Study Teams Teams (2010). "Objectively measured physical capability levels and mortality: systematic review and meta-analysis." *BMJ (Clinical research ed.)* 341: c4467.
- C.A. Crosby, M.A. Wehbe and B. Mawr (1994). "Hand strength: normative values." *J Hand Surg Am* 19(4): 665-670.
- L. De Smet and G. Fabry (1997). "Grip force reduction in patients with tennis elbow: influence of elbow position." *J Hand Ther* 10(3): 229-231.

- L. De Smet, B. Tirez and K. Stappaerts (1998). "Effect of forearm rotation on grip strength." *Acta Orthop Belg* 64(4): 360-362.
- J. Desrosiers, G. Bravo, R. Hebert and L. Mercier (1995a). "Impact of elbow position on grip strength of elderly men." *J Hand Ther* 8(1): 27-30.
- J. Desrosiers, R. Hebert, G. Bravo and E. Dutil (1995b). "Comparison of the Jamar dynamometer and the Martin vigorimeter for grip strength measurements in a healthy elderly population." *Scand J Rehabil Med* 27(3): 137-143.
- E.R. Dorf, A.B. Chhabra, S.R. Golish, J.L. McGinty and M.E. Pannunzio (2007). "Effect of elbow position on grip strength in the evaluation of lateral epicondylitis." *J Hand Surg Am* 32(6): 882-886.
- J. Duchêne and J.-Y. Hogrel (2008). Dispositif d'évaluation et/ou de renforcement de la force de préhension FR08/05193.
- W.B. Ellwood (1941). Electromagnetic switch, Google Patents.
- M.B. Ferraz, R.M. Ciconelli, P.M. Araujo, L.M. Oliveira and E. Atra (1992). "The effect of elbow flexion and time of assessment on the measurement of grip strength in rheumatoid arthritis." *J Hand Surg Am* 17(6): 1099-1103.
- E.E. Fess (1986). "The need for reliability and validity in hand assessment instruments." *J Hand Surg Am* 11(5): 621-623.
- E.E. Fess (1992). "Grip Strength." In: Casanova JS, editor. *Clinical assessment recommendations* 2nd ed. Chicago: ASHT: 41-45.
- E.E. Fess (1995). "Guidelines for evaluating assessment instruments." *J Hand Ther* 8(2): 144-148.
- P.W. Fong and G.Y. Ng (2001). "Effect of wrist positioning on the repeatability and strength of power grip." *Am J Occup Ther* 55(2): 212-216.
- L.P. Fried, C.M. Tangen, J. Walston, A.B. Newman, C. Hirsch, J. Gottdiener, T. Seeman, R. Tracy, W.J. Kop, G. Burke and M.A. McBurnie (2001). "Frailty in Older Adults: Evidence for a Phenotype." *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 56(3): M146-157.
- C.R. Gale, C.N. Martyn, C. Cooper and A.A. Sayer (2007). "Grip strength, body composition, and mortality." *Int J Epidemiol* 36(1): 228-235.
- H. Gellman, D. Kan, V. Gee, S.H. Kuschner and M.J. Botte (1989). "Analysis of pinch and grip strength after carpal tunnel release." *J Hand Surg Am* 14(5): 863-864.
- R.S. Guerra and T. Amaral (2009). "Comparison of hand dynamometers in elderly people." *J Nutr Health Aging* 13(10): 907-912.
- A. Hamilton, R. Balnave and R. Adams (1994). "Grip strength testing reliability." *J Hand Ther* 7(3): 163-170.
- G.F. Hamilton, C. McDonald and T.C. Chenier (1992). "Measurement of grip strength: validity and reliability of the sphygmomanometer and jamar grip dynamometer." *J Orthop Sports Phys Ther* 16(5): 215-219.
- R. Harkonen, R. Harju and H. Alaranta (1993). "Accuracy of the Jamar dynamometer." *J Hand Ther* 6(4): 259-262.
- F.T. Hazelton, G.L. Smidt, A.E. Flatt and R.I. Stephens (1975). "The influence of wrist position on the force produced by the finger flexors." *J Biomech* 8(5): 301-306.

- G. Herzberg, et al. (2007). "[Testing of pronation and supination strength in the outpatient setting: a preliminary study]." *Chir Main* 26(1): 40-43.
- G. Herzberg, E. Berthonnaud, A. Bestion and J. Dimnet (2005). "A practical posture for hand grip dynamometry in the clinical setting." *Clin Nutr* 24(2): 224-228.
- E. Innes (1999). "Handgrip strength testing: A review of the literature." *Aust Occup Therap J* 46(3): 120-140.
- N. Jarjour, J.A. Lathrop, T.E. Meller, K.S. Roberts, J.M. Sopczak, K.J. Van Genderen and P. Moyers (1997). "The 10% rule: grip strength and hand dominance in a factory population." *Work* 8(1): 83-91.
- M.-C. Jung and M.S. Hallbeck (2004). "Quantification of the effects of instruction type, verbal encouragement, and visual feedback on static and peak handgrip strength." *Int J Ind Ergonom* 34(5): 367-374.
- D.A. Kallman, C.C. Plato and J.D. Tobin (1990). "The Role of Muscle Loss in the Age-Related Decline of Grip Strength: Cross-Sectional and Longitudinal Perspectives." *J Gerontol* 45(3): M82-M88.
- T. Kamimura and Y. Ikuta (2001). "Evaluation of grip strength with a sustained maximal isometric contraction for 6 and 10 seconds." *J Rehabil Med* 33(5): 225-229.
- A. Kaya, S. Ozgocmen, O. Ardicoglu, A. Kamanli and H. Gudul (2005). "Relationship between grip strength and hand bone mineral density in healthy adults." *Arch Med Res* 36(5): 603-606.
- A. Kerr, H.E. Syddall, C. Cooper, G.F. Turner, R.S. Briggs and A.A. Sayer. (2006). "Does admission grip strength predict length of stay in hospitalised older patients?" *Age Ageing* 35(1): 82-84.
- G.H. Kraft and P.E. Detels (1972). "Position of function of the wrist." *Arch Phys Med Rehabil* 53(6): 272-275.
- E.A. Kuzala and M.C. Vargo (1992). "The relationship between elbow position and grip strength." *Am J Occup Ther* 46(6): 509-512.
- C. Lagerstrom and B. Nordgren (1996). "Methods for measuring maximal isometric grip strength during short and sustained contractions, including intra-rater reliability." *Ups J Med Sci* 101(3): 273-285.
- K. Li, D.J. Hewson, J. Duchêne and J.-Y. Hogrel (2008). "Analysis of Maximal Grip Strength using three types of dynamometer." *Proceedings of the Sixth IASTED International Conference on Biomedical Engineering*. Innsbruck, Austria, ACTA Press.
- K. Li, D.J. Hewson, J. Duchêne and J.-Y. Hogrel (2010). "Predicting maximal grip strength using hand circumference." *Manual Therapy* 15(6): 579-585.
- L. Link, S. Lukens and M.A. Bush. (1995). "Spherical grip strength in children 3 to 6 years of age." *Am J Occup Ther* 49(4): 318-326.
- T. Lundeborg, P. Abrahamsson and E. Haker (1988). "A comparative study of continuous ultrasound, placebo ultrasound and rest in epicondylalgia." *Scand J Rehabil Med* 20(3): 99-101.
- M.M. Lusardi and R.W. Bohannon (1991). "Hand grip strength: Comparability of measurements obtained with a jamar dynamometer and a modified sphygmomanometer." *J Hand Ther* 4(3): 117-122.

- J.C. MacDermid, J.F. Kramer, M.G. Woodbury, R.M. McFarlane and J.H. Roth (1994). "Interrater reliability of pinch and grip strength measurements in patients with cumulative trauma disorders." *J Hand Ther* 7(1): 10-14.
- N. Massy-Westropp, T. Gill, A. Taylor, R. Bohannon and C. Hill (2011). "Hand Grip Strength: age and gender stratified normative data in a population-based study." *BMC Research Notes* 4(1): 1-5.
- V. Mathiowetz (2002). "Comparison of Rolyan and Jamar dynamometers for measuring grip strength." *Occup Ther Int* 9(3): 201-209.
- V. Mathiowetz, N. Kashman, G. Volland, K. Weber, M. Dowe and S. Rogers (1985a). "Grip and pinch strength: normative data for adults." *Arch Phys Med Rehabil* 66(2): 69-74.
- V. Mathiowetz, C. Rennells and L. Donahoe (1985b). "Effect of elbow position on grip and key pinch strength." *J Hand Surg Am* 10(5): 694-697.
- V. Mathiowetz, K. Weber, G. Volland and N. Kashman (1984). "Reliability and validity of grip and pinch strength evaluations." *J Hand Surg Am* 9(2): 222-226.
- K. Mathur, P.B. Pynsent, S.B. Vohra, B. Thomas and S.C. Deshmukh (2004). "Effect of wrist position on power grip and key pinch strength following carpal tunnel decompression." *J Hand Surg Br* 29(4): 390-392.
- F.L. Mattar and C. Sobreira (2008). "Hand weakness in Duchenne muscular dystrophy and its relation to physical disability." *Neuromuscul Disord* 18(3): 193-198.
- S.R. McGarvey, B.F. Morrey, L.J. Askew and K.N. An (1984). "Reliability of isometric strength testing. Temporal factors and strength variation." *Clin Orthop Relat Res*(185): 301-305.
- I.S. Merkies, P.I. Schmitz, J.P. Samijn, F.G. Meche, K.V. Toyka and P.A. van Doorn (2000). "Assessing grip strength in healthy individuals and patients with immune-mediated polyneuropathies." *Muscle Nerve* 23(9): 1393-1401.
- E. Metter, L. Talbot, M. Schrager and C. Robin (2002). "Skeletal Muscle Strength as a Predictor of All-Cause Mortality in Healthy Men " *J Gerontol: Bio Sci* 57(A): B359-B365.
- H.M. Molenaar, J.M. Zuidam, R.W. Selles, H.J. Stam and S.E. Hovius (2008). "Age-specific reliability of two grip-strength dynamometers when used by children." *J Bone Joint Surg Am* 90(5): 1053-1059.
- S.L. Morris, K.J. Dodd and M.E. Morris (2008). "Reliability of dynamometry to quantify isometric strength following traumatic brain injury." *Brain Inj* 22(13-14): 1030-1037.
- C.W. Nicolay and A.L. Walker (2005). "Surface EMG and anatomical measurements as predictors of grip strength." *Int J Ind Ergon*(35): 605-618.
- K. Norman, N. Stobaus, M.C. Gonzalez, J.D. Schulzke and M. Pirlich (2011). "Hand grip strength: outcome predictor and marker of nutritional status." *Clin Nutr* 30(2): 135-142.
- S.W. O'Driscoll, E. Horii, R. Ness, T.D. Cahalan, R.R. Richards and K.N. An (1992). "The relationship between wrist position, grasp size, and grip strength." *J Hand Surg Am* 17(1): 169-177.
- K.L. Oxford (2000). "Elbow positioning for maximum grip performance." *J Hand Ther* 13(1): 33-36.
- A. Peolsson, R. Hedlund and B. Oberg (2001). "Intra- and inter-tester reliability and reference values for hand strength." *J Rehabil Med* 33(1): 36-41.

- E.B. Pepin, M.K. Spencer, R.W. Hicks, C.G. Jackson and Z.V. Tran (1998). "Reliability of a handgrip test for evaluating heart rate and pressor responses in multiple sclerosis." *Med Sci Sports Exerc* 30(8): 1296-1298.
- M.J. Peters, S.I. van Nes, E.K. Vanhoutte, M. Bakkers, P.A. van Doorn, I.S. Merkies, C.G. Faber and PeriNomS Study group (2011). "Revised normative values for grip strength with the Jamar dynamometer." *J Peripher Nerv Syst* 16(1): 47-50.
- P. Petersen, M. Petrick, H. Connor and D. Conklin (1989). "Grip strength and hand dominance: challenging the 10% rule." *Am J Occup Ther* 43(7): 444-447.
- J. Pigniez (2013) "Les promesses des chargeurs à induction dans le champ des gérontechnologies."
- L.G. Portney and M.P. Watkins (2009). *Foundations of Clinical Research: Applications to Practice*, Pearson/Prentice Hall.
- J.C. Pryce (1980). "The wrist position between neutral and ulnar deviation that facilitates the maximum power grip strength." *J Biomech* 13(6): 505-511.
- L.G. Richards (1997). "Posture effects on grip strength." *Arch Phys Med Rehabil* 78(10): 1154-1156.
- L. Richards, B. Olson and P. Palmiter-Thomas (1996a). "How forearm position affects grip strength." *Am J Occup Ther* 50(2): 133-138.
- L. Richards and P. Palmiter-Thomas (1996b). "Grip Strength Measurement: A Critical Review of Tools, Methods, and Clinical Utility." *Crit Rev Phys Rehabil Med* 8(1-2): 87-109.
- H.C. Roberts, et al. (2011). "A review of the measurement of grip strength in clinical and epidemiological studies: towards a standardised approach." *Age and Ageing* 40(4): 423-429.
- Robertson, C. Mullinax, G. Brodowicz, R. Miller and A. Swafford (1993). "The relationship between two power-grip testing devices and their utility in physical capacity evaluations." *J Hand Ther* 6(3): 194-201.
- A.A. Sayer, H.E. Syddall, H.J. Martin, E.M. Dennison, H.C. Roberts and C. Cooper (2006). "Is grip strength associated with health-related quality of life? Findings from the Hertfordshire Cohort Study." *Age Ageing* 35(4): 409-415.
- N.J. Seo and T.J. Armstrong (2008). "Investigation of grip force, normal force, contact area, hand size, and handle size for cylindrical handles." *Hum Factors* 50(5): 734-744.
- N.J. Seo, T.J. Armstrong, J.A. Ashton-Miller and D.B. Chaffin (2007). "The effect of torque direction and cylindrical handle diameter on the coupling between the hand and a cylindrical handle." *J Biomech* 40(14): 3236-3243.
- O. Shechtman, L. Gestewitz and C. Kimble (2005). "Reliability and validity of the DynEx dynamometer." *J Hand Ther* 18(3): 339-347.
- O. Shechtman, L. MacKinnon and C. Locklear (2001). "Using the BTE Primus to measure grip and wrist flexion strength in physically active wheelchair users: an exploratory study." *Am J Occup Ther* 55(4): 393-400.
- H. Shimada, M. Suzukawa, A. Tiedemann, K. Kobayashi, H. Yoshida and T. Suzuki (2009). "Which neuromuscular or cognitive test is the optimal screening tool to predict falls in frail community-dwelling older people?" *Gerontology* 55(5): 532-538.
- R.H. Shmerling, J.A. Parker, W.D. Johns and D.E. Trentham (1990). "Measurement of joint inflammation in rheumatoid arthritis with indium-111 chloride." *Ann Rheum Dis* 49(2): 88-92.

- S.A. Sisto and T. Dyson-Hudson (2007). "Dynamometry testing in spinal cord injury." *J Rehabil Res Dev* 44(1): 123-136.
- N. Smidt, D.A. van der Windt, W.J. Assendelft, A.J. Mourits, W.L. Deville, A.F. de Winter and L.M. Bouter (2002). "Interobserver reproducibility of the assessment of severity of complaints, grip strength, and pressure pain threshold in patients with lateral epicondylitis." *Arch Phys Med Rehabil* 83(8): 1145-1150.
- D.A. Smith and S.A. Lukens (1983). "Stress effects of isometric contraction in occupational therapy." *Occup Ther J Res* 3: 222-242.
- R.O. Smith and M.W. Bengt (1985). "Pinch and grasp strength: standardization of terminology and protocol." *Am J Occup Ther* 39(8): 531-535.
- S. Solgaard, B. Kristiansen and J.S. Jensen (1984). "Evaluation of instruments for measuring grip strength." *Acta Orthop Scand* 55(5): 569-572.
- J.L. Stephens, N. Pratt and B. Parks (1996). "The reliability and validity of the Tekdyne hand dynamometer: Part I." *J Hand Ther* 9(1): 10-17.
- P.W. Stratford, G.R. Norman and J.M. McIntosh (1989). "Generalizability of grip strength measurements in patients with tennis elbow." *Phys Ther* 69(4): 276-281.
- C.Y. Su, J.H. Lin, T.H. Chien, K.F. Cheng and Y.T. Sung (1994). "Grip strength in different positions of elbow and shoulder." *Arch Phys Med Rehabil* 75(7): 812-815.
- P. Sultan, M.A. Hamilton and G.L. Ackland (2012). "Preoperative muscle weakness as defined by handgrip strength and postoperative outcomes: a systematic review." *BMC Anesthesiol* 12: 1.
- A. Sunderland, D. Tinson, L. Bradley and R.L. Hower (1989). "Arm function after stroke. An evaluation of grip strength as a measure of recovery and a prognostic indicator." *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 52: 1267-1272.
- E. Svensson, K. Waling and C. Hager-Ross (2008). "Grip strength in children: test-retest reliability using Grippit." *Acta Paediatr* 97(9): 1226-1231.
- K.G. Thorngren and C.O. Werner (1979). "Normal grip strength." *Acta Orthop Scand* 50(3): 255-259.
- T. Tietjen-Smith, S.W. Smith, M. Martin, R. Henry, S. Weeks and A. Bryant (2006). "Grip Strength in Relation to Overall Strength and Functional Capacity in Very Old and Oldest Old Females." *Phys Occup Ther Geriatr* 24(4): 63-78.
- U.S. Trampisch, J. Franke, N. Jedamzik, T. Hinrichs and P. Platen (2012). "Optimal Jamar Dynamometer Handle Position to Assess Maximal Isometric Hand Grip Strength in Epidemiological Studies." *J Hand Surg Am* 37(11): 2368-2373.
- H. Tyler, J. Adams and B. Ellis (2005). "What can Handgrip Strength tell the Therapist about Hand Function?" *J Hand Ther Br* 10(1): 4-8.
- W.A. van den Beld, G.A. van der Sanden, R.C. Sengers, A.L. Verbeek and F.J. Gabreels (2011). "Development of normative data for cylindrical grasp pressure." *Int J Ind ergonom* 41(5): 509-519.
- W.A. van den Beld, G.A. van der Sanden, R.C. Sengers, A.L. Verbeek and F.J. Gabreels (2006). "Validity and reproducibility of the Jamar dynamometer in children aged 4-11 years." *Disabil Rehabil* 28(21): 1303-1309.

- J. van Meeteren, R.M. van Rijn, R.W. Selles, M.E. Roebroek and H.J. Stam (2007). "Grip strength parameters and functional activities in young adults with unilateral cerebral palsy compared with healthy subjects." *J Rehabil Med* 39(8): 598-604.
- J. Visser, E. Mans, M. de Visser, R.M. van den Berg-Vos, H. Franssen, J.M. de Jong, L.H. van den Berg, J.H. Wokke and R.J. de Haan (2003). "Comparison of maximal voluntary isometric contraction and hand-held dynamometry in measuring muscle strength of patients with progressive lower motor neuron syndrome." *Neuromuscul Disord* 13(9): 744-750.
- A.Y. Wang, M.M. Sea, Z.S. Ho, S.-F. Lui, P.K. Li and J. Woo (2005). "Evaluation of handgrip strength as a nutritional marker and prognostic indicator in peritoneal dialysis patients." *Am J Clin Nutr* 81(1): 79-86.
- G. Weinstock-Zlotnick, J. Bear-Lehman and T.Y. Yu (2011). "A test case: does the availability of visual feedback impact grip strength scores when using a digital dynamometer?" *J Hand Ther* 24(3): 266-275; quiz 276.
- D.E. Weiss-Lambrou (1986). "The effect of differing feedback conditions on grip strength: a pilot study." *Occup Ther J Res* 6: 93-103.
- B. Wimer, R.G. Dong, D.E. Welcome, C. Warren and T.W. McDowell (2009). "Development of a new dynamometer for measuring grip strength applied on a cylindrical handle." *Med Eng Phys* 31(6): 695-704.
- L.D. Wolf, L.N. Matheson, D.D. Ford and A.L. Kwak (1996). "Relationships among grip strength, work capacity, and recovery " *J Occup Rehabil* 6(1).
- T.L. Wolfe (1990). "Rheumatic disease in adult and child: Occupational therapy and rehabilitation, ed. 3. Melvin, JL F.A. Davis, Philadelphia, 1989." *Arthritis Rheum* 3(2): 102-102.
- V.L. Young, P. Pin, B.A. Kraemer, R.B. Gould, L. Nemergut and M. Pellowski (1989). "Fluctuation in grip and pinch strength among normal subjects." *J Hand Surg Am* 14(1): 125-129.

Chapitre V. Vitesse de la marche

V.1. Introduction

La marche est la forme fondamentale de la locomotion humaine, c'est l'action de transporter la masse du corps à travers des mouvements alternés des membres inférieurs, dans lesquels au moins un pied est en contact avec la surface du sol. Marcher est une action relativement sûre, simple et automatique car l'homme l'exécute sans être obligé d'y penser (Plas et al. 1989). Cependant elle est en réalité d'une grande complexité et nécessite l'intégrité des voies motrices, cérébelleuses, vestibulaires et des afférences proprioceptives (Collège national des enseignants de gériatrie en France 2000).

Avec l'âge, les performances de la marche se modifient sous l'effet combiné du vieillissement physiologique (vieillissement sensoriel, neuromusculaire, ostéo-articulaire, vieillissement du système cardio-circulatoire, de la commande centrale cérébrale de la motricité, des voies du faisceau pyramidal commandant la motricité, des voies régulant la motricité et vieillissement cognitif) et pathologique (par exemple maladie de Parkinson, accident vasculaire cérébral....) (Alexander et al. 2005). Ces modifications se manifestent principalement par une irrégularité dans les pas, une réduction de l'écartement des pieds, une instabilité et une diminution de la vitesse de marche (Murray et al. 1969, Blanke et al. 1989, Elble et al. 1992, Costes-Salon et al. 1995).

Parmi les symptômes cités ci-dessus, la vitesse de marche apparaît comme un marqueur global de la capacité locomotrice du sujet âgé. Des travaux ont montré que la vitesse de la marche reflète l'ensemble de la marche et plus généralement la fonction motrice (Graham et al. 2008). C'est une mesure simple, pratique et facile à administrer, qui apporte des indications similaires à celles qu'apporteraient des échelles motrices plus complexes et plus coûteuses avec moins de reproductibilité. En allant plus loin, d'autres auteurs ont montré que la vitesse de la marche donne les mêmes informations qu'un test clinique global (Montero-Odasso et al. 2004, Graham et al. 2008, Houles et al. 2010).

Au début, la vitesse de la marche n'a été utilisée que comme une mesure objective de la diminution de la mobilité chez les personnes âgées et plus encore les personnes âgées fragiles, cette diminution constituant la première étape dans le processus qui mène à la dépendance. Aujourd'hui, certains auteurs vont jusqu'à présenter la vitesse de la marche comme un

paramètre vital spécifique (Studenski et al. 2003), au même titre que le poids, la température corporelle ou la fréquence cardiaque, ce qui constitue un levier important pour comprendre et agir sur la santé des personnes âgées (Perera et al. 2006). Ce paramètre permet d'identifier les personnes qui sont en risque significatif de perte d'autonomie, de chute, d'institutionnalisation et de décès (Woo et al. 1999, Shinkai et al. 2000, Cesari et al. 2005, Montero-Odasso et al. 2005, Hardy et al. 2007, Cesari et al. 2009).

La vitesse de la marche n'est pas seulement liée à la santé physique mais aussi à la santé mentale. Une baisse rapide de la vitesse de la marche apparaît comme un facteur prédictif du déclin cognitif et un signe d'alerte de la maladie d'Alzheimer et de démence (Waite et al. 2005, Alfaro-Acha et al. 2007).

Récemment, le test de la vitesse de la marche a dépassé le champ exclusif de la gériatrie. En effet l'étude d'Afilalo et collègues (Afilalo et al. 2010) a montré que faire passer un test de vitesse de la marche donne un indicateur supplémentaire pour identifier les patients hospitalisés en risque d'événement délétère après avoir subi une chirurgie cardiaque. Dans cette étude une vitesse de marche lente chez les patients atteints de maladies cardiovasculaires prédisait de mauvais résultats après une opération de chirurgie cardiaque.

Il ressort clairement des études citées ci-dessus que la vitesse de la marche semble un outil utile pour évaluer les sujets à risque d'événements péjoratifs, à la fois dans le cadre de la recherche et dans la pratique clinique (Abellan Van Kan et al. 2007).

V.2. Les dispositifs d'évaluation

La vitesse de la marche est généralement évaluée en clinique en mesurant le temps nécessaire pour parcourir une distance définie entre deux repères (départ et arrivée) à l'aide d'un chronomètre. La mesure du temps commence lorsque le sujet franchit la ligne de départ sur le sol et s'arrête lorsque le sujet traverse la ligne d'arrivée. Ce déclenchement et cet arrêt peuvent se faire manuellement ou automatiquement (voir par exemple le système Microgate : Microgate, Bolzano, Italy).

La popularité de ce test classique réside dans le fait qu'il est très simple, obtenu par un simple calcul (vitesse de la marche = distance du parcours / temps mesuré), pas coûteux (chronométrage manuel), ne nécessite pas de connaissances techniques particulières et surtout qu'il présente une validité et une reproductibilité satisfaisantes (Houles et al. 2010).

Néanmoins, les évaluations sont souvent distantes de 6 mois à un an ou plus (Hagler et al. 2010), ce qui rend difficile la détection de changements au moment même où ils se produisent. Cela limite les possibilités d'interventions rapides souvent nécessaires à la prévention de la diminution des capacités physiques et cognitives de la personne (Bielak et al. 2010). De plus, aujourd'hui ce test doit être supervisé par un médecin, un infirmier, un clinicien ou tout autre personnel médical, donc ne peut pas être utilisé dans le cadre du maintien en autonomie au domicile des personnes âgées.

De nombreuses approches ont été proposées et validées qui surmontent les problèmes de la fréquence faible des évaluations et de la présence d'une tierce personne pour accomplir ce test. On y trouve des semelles équipées avec des capteurs (Noraxon (Noraxon Telemyo 2400, Scottsdale, USA)), des capteurs FSR (Force Sensing Resistor) fixés sur la plante des pieds (Hausdorff et al. 1997), des capteurs à base d'accéléromètres attachés à différentes parties du corps (Menz et al. 2003, Zijlstra 2004, Alvarez et al. 2006, Kavanagh et al. 2008, Gonzalez et al. 2010, Dobkin et al. 2011, Peruzzi et al. 2011), des capteurs intégrés dans une ceinture (Schimpl et al. 2011)) ou dans un Smartphone (Hewson et al. 2013), des gyroscopes (Aminian et al. 2002). Toutes ces solutions appartiennent à la catégorie des systèmes à base de capteurs embarqués, que la personne donc doit porter sur elle.

Ces systèmes peuvent mesurer la vitesse de la marche, de façon directe ou indirecte, et aussi d'autres paramètres liés à la qualité de la marche. Cependant, l'utilisation des systèmes embarqués n'est pas toujours une solution acceptable en raison de la population cible majoritaire que constituent les personnes âgées. En effet, ces personnes sont très sensibles à tout changement même minime (Burgio et al. 2001). Le fait de penser à utiliser les capteurs, de les placer au bon endroit sur le corps ou même simplement de les porter, de recharger éventuellement l'appareil pendant la nuit, de télécharger les données, etc. peut modifier la marche naturelle et plus généralement perturber le comportement de la personne.

L'autre approche est basée sur des systèmes de capteurs non portés ou exo-capteurs, tels que le télémètre (Weir et al. 1997), la plateforme de marche telles que les plateformes ADAL (Belli et al. 2001), GaitMat II (E.Q. Inc., Cahlfont, PA, US) ou GAITRite (CIR Sytems Inc., Havertown, PA, US) (Webster et al. 2005), le locomètre SATEL (SATEL Sarl, Blagnac, France), les systèmes de suivi de mouvement de 3D à base de caméras infrarouges et de marqueurs passifs ou actifs (Vicon (Vicon, Lake Forest, CA), Elite (EliTE 2002 system, BTS, Milan, Italy), Stride (B & L Ingénierie, Tustin , CA), Kinect (Stone et al. 2011) etc.) ou

encore des systèmes à base de Radar (Otero 2005, Tahmouch et al. 2009, Yardibi et al. 2011, Cuddihy et al. 2012).

Bien que ces dispositifs surmontent certains des problèmes rencontrés avec les dispositifs portés par la personne, ils ont aussi des inconvénients. Dans la plupart des cas le coût du système est élevé (e.g. système optique pour le suivi de mouvement, ou encore tapis actimétrique pour l'évaluation exclusive de vitesse), et l'installation nécessite un environnement peu compatible avec l'agencement usuel d'un domicile. Même si c'est envisageable (comme par exemple pour la Kinect et les radars Doppler), les personnes âgées se sentent gênées par le caractère technologique explicite de ces dispositifs, leur caractère intrusif, les modifications induites sur l'espace de vie etc. Ces perturbations ont souvent l'effet inverse du but recherché en favorisant par exemple le risque de chute (Tinetti et al. 1988, Sattin et al. 1990).

Lorsque le but est d'évaluer la vitesse de la marche dans les conditions non-contrôlées, à domicile, dans le cadre du suivi de la fragilité, il existe donc un besoin pour un dispositif qui ne nécessite pas une distance prédéfinie standard, c'est à dire un dispositif qui mesure directement la vitesse de marche sans imposer une distance spécifique à parcourir (problème du chronométrage), qui sait se faire oublier (capteur fantôme) pour ne pas perturber la vie habituelle de la personne âgée (problème des systèmes à base de capteurs embarqués) et ne nécessite pas de transformation de son environnement usuel.

Nous avons développé un dispositif spécifique, à base de radar à effet Doppler. Son développement technologique ainsi que sa validation pour la mesure de la vitesse de la marche sont présentés dans les paragraphes suivants.

V.3. Description du dispositif

Le dispositif développé est basé sur un capteur radar Doppler disponible dans le commerce (X-Band Doppler Motion Detector MDU1130, Microwave Solutions LTD., Marlowes, United Kingdom) (Figure V-1).

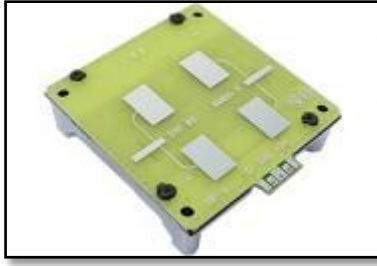


Figure V-1 Capteur MDU1130.

Un capteur radar Doppler envoie une onde électromagnétique à haute fréquence. Lorsque l'onde se réfléchit sur un objet en mouvement, sa fréquence varie en fonction de la vitesse de l'objet selon la loi :

$$\Delta f = \frac{2vf_e}{c}$$

où c est la vitesse de la lumière dans le vide, f_e est la fréquence de l'onde émise ($f_e = 9,9$ GHz pour le capteur MDU1130 utilisé ici) et v est la vitesse de l'objet.

Le capteur MDU1130 fournit en sortie un signal sinusoïdal dont la fréquence est Δf , donc proportionnelle à la vitesse. Un montage électronique a été réalisé pour transformer ce signal sinusoïdal de très faible amplitude en un signal rectangulaire susceptible d'être ensuite envoyé vers un microprocesseur.

Le montage électronique développé est tout à fait classique (Figure V-2). Il comprend un filtre passe-haut, un amplificateur, un filtre « Butterworth » passe-bas d'ordre 2 et un comparateur à hystérésis. La chaîne analogique produit un signal carré normalisé qui est relié à l'entrée d'un microprocesseur (PIC 18LF13K2, Microchip Technology, Chandler, Arizona, USA). Le logiciel intégré mesure les intervalles entre les impulsions successives à partir d'un compteur interne, intervalles proportionnels aux vitesses instantanées. Finalement, les valeurs successives sont envoyées à n'importe quel récepteur local (ordinateur, tablette, téléphone mobile, etc. ...) via un circuit émetteur Bluetooth™ (ARF32 Adeumis, Crolles, France).

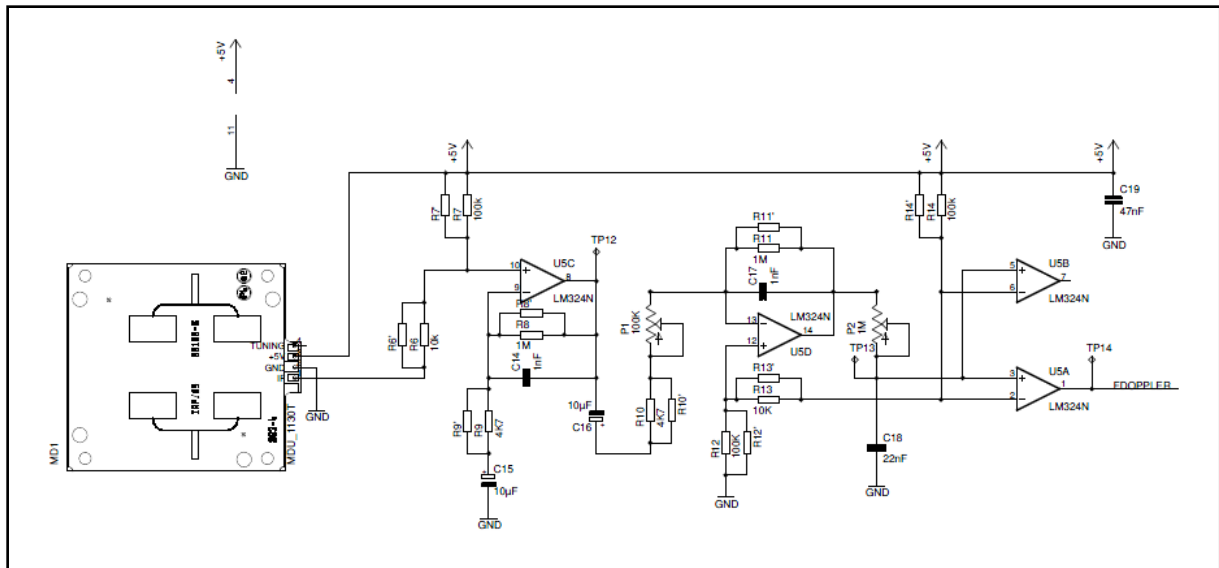


Figure V-2 Schéma du module analogique associé au capteur.

Le capteur, l'ensemble des composants électroniques, les piles, l'interrupteur d'alimentation et la LED associée sont inclus dans une boîte en matière plastique dont des essais préliminaires ont montré qu'il n'avait pas d'effet écran aux fréquences considérées. Une vue d'ensemble du dispositif est représentée dans la Figure V-3. La réalisation matérielle et logicielle du dispositif a été entièrement faite par les ingénieurs de l'équipe sous la responsabilité de Philippe Hovan, ingénieur électronicien.

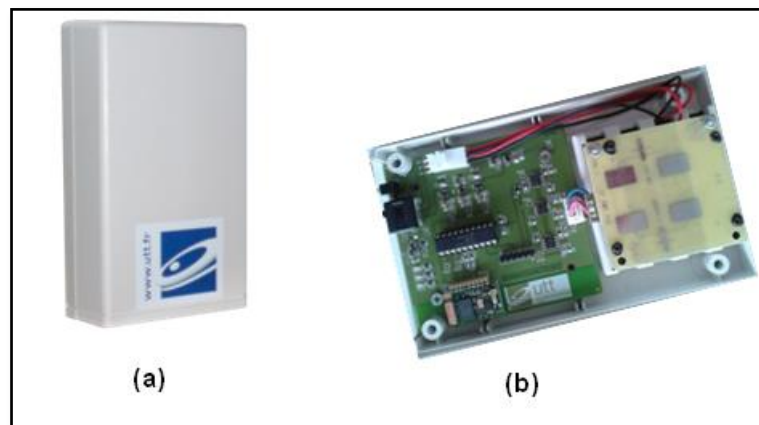


Figure V-3 (a) Dispositif de mesure de la vitesse de la marche, (b) circuit électronique.

V.4. Validation du dispositif

V.4.1. Pré-validation sur convoyeur

Le dispositif mesure la fréquence de l'onde reçue après réflexion sur un objet qui se déplace par rapport à la source. Afin de connaître la portée maximale du dispositif sans perte de

précision, un test a été mené en utilisant un convoyeur disponible à l'Université de Technologie de Troyes dans le cadre d'une usine école.

Le dispositif a été placé face au convoyeur, orienté dans la direction du déplacement d'une plaque verticale solidaire d'un chariot mobile placé sur le convoyeur. La mesure a été faite en éloignement (Figure V-4).



Figure V-4 Déroulement de l'expérimentation avec le convoyeur.

Analyse des données

La visualisation du signal enregistré était réalisée grâce à l'utilisation d'un logiciel «VMExpert» développé spécifiquement pour cet usage. C'est un logiciel qui gère l'acquisition de données via la liaison sans fils Bluetooth et qui permet de visualiser en temps réel les vitesses instantanées mesurées par le capteur Doppler. Il enregistre les données acquises en format binaire et dans un fichier exploitable sous Excel.

Résultats

Le signal produit par le dispositif est présenté dans la Figure V-5. Il nous montre que, malgré de nombreuses sources de réflexion possibles (voir Figure V 4), le dispositif fournit bien une vitesse constante. Cependant la distance maximale pour laquelle la vitesse peut être estimée ne dépasse pas 4,5 m. Cela s'explique par le seuil utilisé en sortie de l'amplificateur de façon à optimiser le rapport signal sur bruit.

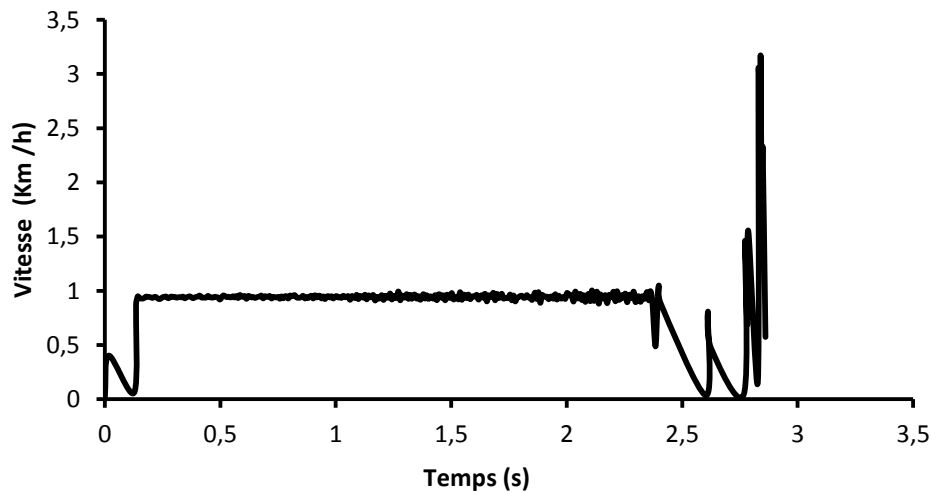


Figure V-5 Signal produit par le déplacement du chariot mobile.

V.4.2. Validation par rapport aux tests cliniques

Afin de permettre l'utilisation de ce nouveau dispositif par les personnes âgées à domicile, il était nécessaire de le valider, en comparant ses résultats avec ceux obtenus par des tests cliniques standards qui sont le plus souvent, comme indiqué plus haut, fondés sur un chronométrage : mesure de la vitesse moyenne sur une distance connue. Nous avons choisi les deux distances les plus rencontrés dans les tests cliniques : 4,57 m (15 pieds) (Fried et al. 2001) et 10 m (Vaney 1996, Beauchet et al. 2002, Montero-Odasso et al. 2005).

Expérimentation

Vingt-trois étudiants et personnels de l'Université de Technologie de Troyes se sont portés volontaires pour participer à cette étude. Il n'était pas nécessaire de sélectionner les sujets sur des critères précis, puisque le seul objectif était de comparer des valeurs entre elles, quelle que soit la performance du sujet. Avant toute mesure, chaque sujet a reçu une description détaillée des objectifs et du protocole de l'expérimentation. Après cette phase d'information, le consentement a été lu et signé par chaque sujet.

Trois investigateurs étaient présents pour réaliser l'expérimentation : le premier active et gère le logiciel associé au dispositif, qui acquiert les données et calcule les vitesses instantanées. Le deuxième et le troisième mesurent au chronomètre les temps pour atteindre 4,57 mètres et 10 mètres, respectivement.

Avant de réaliser le test, un essai était autorisé afin de s'assurer de la bonne compréhension de la consigne et du déroulement du test par le sujet. Chaque sujet devait effectuer le trajet neuf

fois à un rythme autodéterminé stable : trois trajets au rythme habituel (vitesse de marche normale, « usual walking speed »), trois trajets à vitesse lente (« minimum walking speed »), et enfin trois fois le plus vite possible mais sans courir (vitesse de marche accélérée, « maximum walking speed »). L'ordre dans lequel ces vitesses étaient réalisées était aléatoire.

L'appareil a été placé sur une table (hauteur 72 cm), orienté dans la direction de la marche du sujet. Les sujets ont été testés en éloignement. Une fois l'initialisation du dispositif effectuée (établir la connexion entre l'appareil et la tablette PC), le premier investigateur invitait le sujet à commencer à marcher à un rythme stable (lent, habituel, ou rapide). La mesure du temps commençait lorsque le sujet franchissait la ligne de départ marquée sur le sol et s'arrêtait lorsque le sujet traversait les lignes de 4,5 mètres et 10 mètres respectivement (Figure V-6).

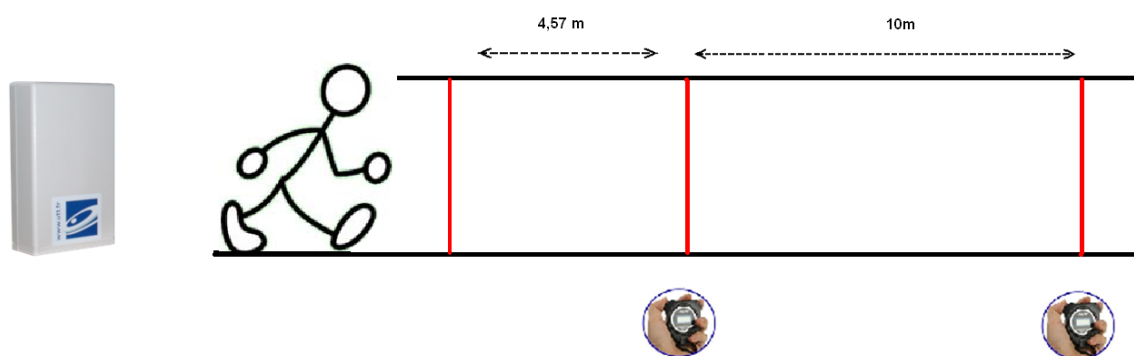


Figure V-6 Déroulement de l'expérimentation.

Analyse des données

La visualisation des données recueillies était réalisée également par le logiciel « VMExpert ». Un traitement élémentaire a été appliqué aux signaux enregistrés afin de limiter les effets des mouvements rapides des membres supérieurs, qui produisent des pics de vitesse dans les enregistrements.

Par nature, le capteur utilisé fournit des informations à des intervalles de temps irréguliers, chaque valeur correspondant à la période instantanée mesurée. En principe, un filtrage classique ne peut pas être appliqué sans précautions à ce type des signaux. Néanmoins, afin de produire des résultats préliminaires, une moyenne glissante a été appliquée sur une fenêtre de dix points. Ensuite la valeur maximale du signal lissé a été calculée et comparée avec les valeurs de vitesse obtenues à partir du temps en secondes mesuré par les deux chronomètres pour atteindre 4,5 mètres et 10 mètres.

Une régression linéaire a été ensuite effectuée afin de comparer les valeurs de vitesse obtenues à partir du dispositif et celles obtenues par les tests classiques.

Résultats

Un exemple des signaux produits par le dispositif est présenté sur la Figure V-7, où les pas successifs sont clairement identifiables.

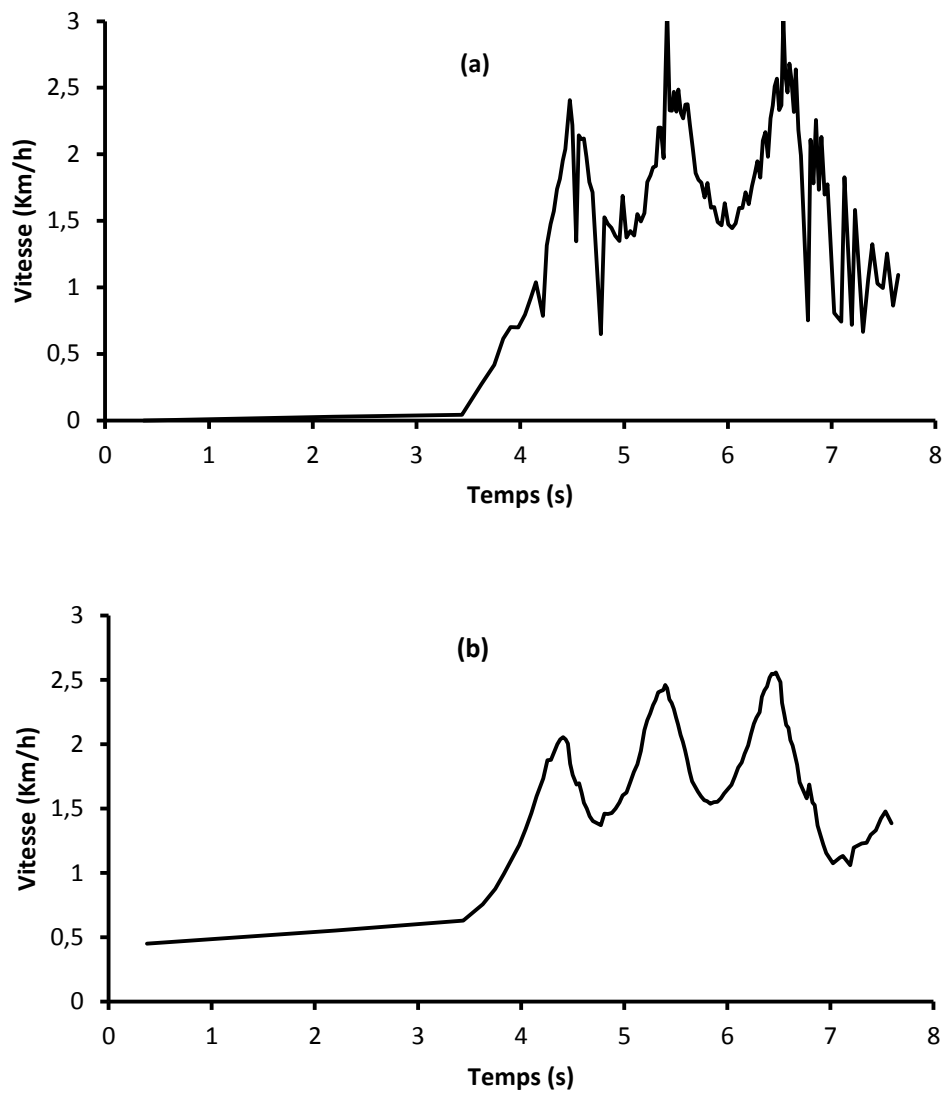


Figure V-7 (a) signal brut, (b) signal filtré.

Les résultats de la comparaison entre les vitesses produites par le dispositif et celles produites par le chronométrage sont présentés sur les Figures V-8 et V-9 pour quatre conditions (4,5 m ou 10 m, ordonnée à l'origine calculée par la modélisation ou forcée à 0).

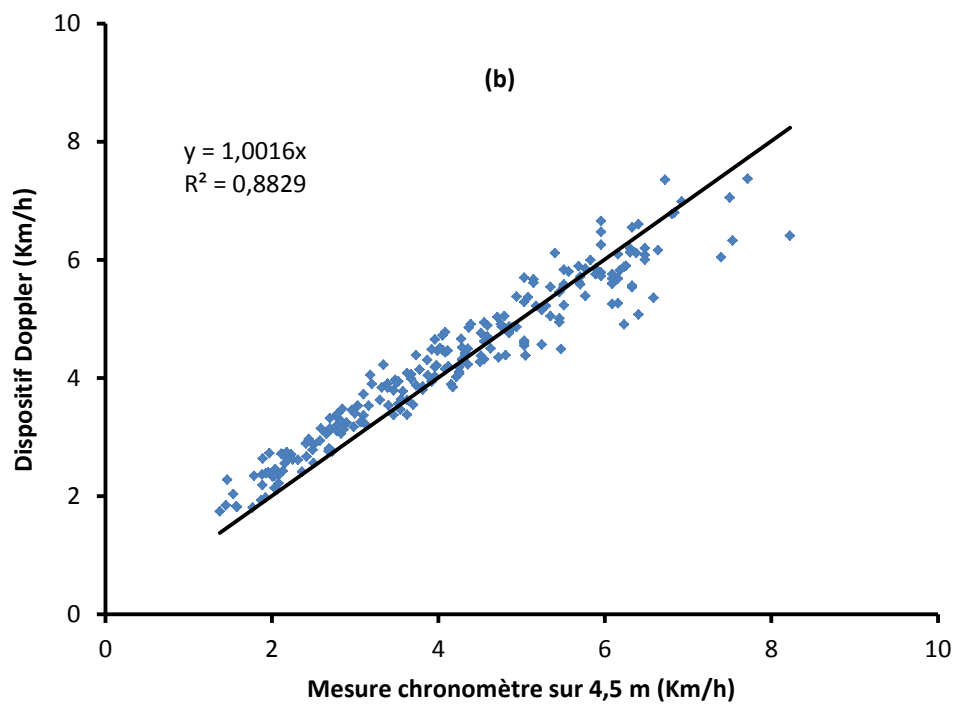
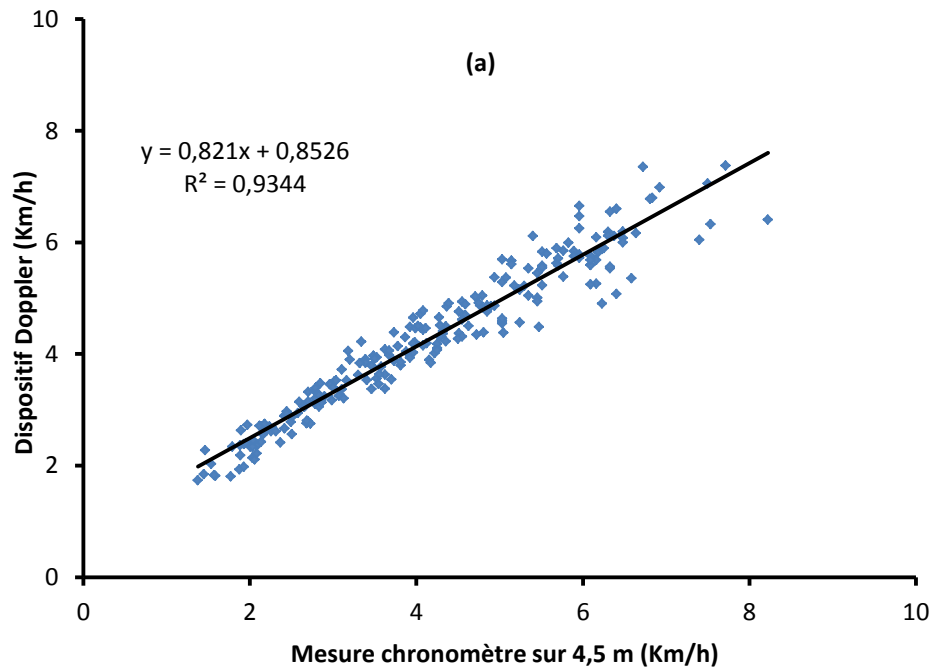


Figure V-8 Corrélation entre le dispositif et le chronométrage sur une distance de 4,5 m (a) Ordonnée à l'origine calculée par le modèle, (b) Ordonnée à l'origine fixée à 0.

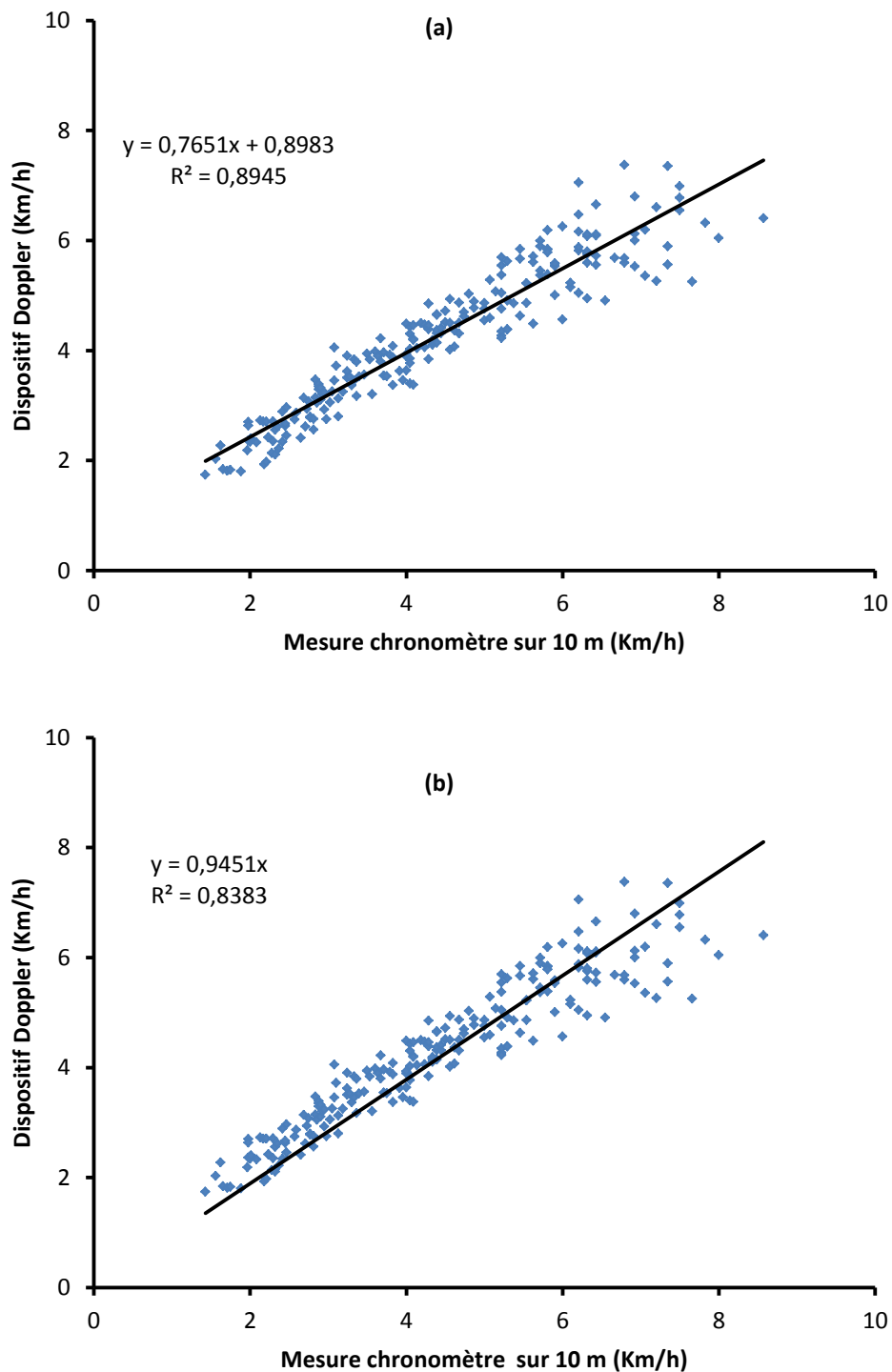


Figure V-9 Corrélation entre le dispositif et le chronométrage sur une distance de 10 m. (a) Ordonnée à l'origine calculée par le modèle, (b) Ordonnée à l'origine fixée à 0.

V.5. Discussion générale sur le dispositif de mesure de la vitesse de la marche

Il y a un intérêt croissant à utiliser la mesure de la vitesse de la marche comme un test simple dans des conditions ambulatoires pour détecter des problèmes de mobilité et évaluer les personnes âgées en risque d'événements indésirables et par là de fragilisation. Comme

indiqué en introduction, dans les études ayant utilisé la vitesse de la marche comme paramètre unique descriptif de la mobilité et de la fragilité, il a été montré une spécificité et une sensibilité semblables à ce que donnent des protocoles de mesure plus complexes. Guralnik et collègues (Guralnik et al. 2000) par exemple montrent que, parmi les mesures de performance physique, la vitesse de marche à rythme habituel est l'un des paramètres les plus adaptés pour l'évaluation clinique standardisée des personnes âgées. En mettant l'accent sur la fragilité, Theou et collègues (Theou et al. 2011) ont montré que la vitesse de marche à rythme habituel était le paramètre ayant la meilleure corrélation avec l'indice de fragilité. Montero-Odasso et collègues (Montero-Odasso et al. 2005) constatent eux-aussi que la mesure de la vitesse de marche, rapide et peu coûteuse, s'est avérée constituer une mesure très fiable pour évaluer la fragilité d'une personne âgée.

Étant donné l'importance de ce paramètre, de nombreuses approches ont été développées pour le mesurer, à commencer par le chronométrage en pratique clinique, les systèmes à base de capteurs embarqués et les systèmes fixes. Cependant ces systèmes présentent des contraintes d'utilisation à domicile soit en mobilisant la personne elle-même, soit en nécessitant la présence d'une tierce personne, imposant un protocole parfois complexe, un investissement coûteux, ou encore une acceptabilité sociale limitée.

Un dispositif d'évaluation de la vitesse de la marche implique donc une intégration simple au domicile, sans protocole spécifique, afin de permettre la pratique d'une auto-évaluation régulière.

Le dispositif développé ici permet de mesurer la vitesse de la marche à domicile sans aucun protocole particulier. Posé sur un meuble par exemple, il pourra fonctionner en permanence s'il peut se raccorder au secteur. Par contre, la validité de la mesure (identification de la personne mesurée par exemple) fait actuellement encore l'objet d'une étude avec les usagers au Living Lab ActivAgeing. Il en est de même de la transmission des données vers un récepteur local (typiquement une tablette PC) et de la destination des alertes éventuelles. Le dispositif pouvant s'intégrer à différentes configurations de suivi, au domicile ou non, la chaîne de traitement de l'information et de prise de décision dépendra naturellement du contexte applicatif.

Le principe de notre dispositif, à savoir l'utilisation de l'effet Doppler, a déjà été utilisé pour la caractérisation de la marche (Otero 2005, Tahmouh et al. 2009, Yardibi et al. 2011, Cuddihy et al. 2012). La différence entre notre dispositif et les autres est qu'il est simple, sans

protocole, peu coûteux et très peu encombrant, donc intégrable dans un objet usuel de la maison, par exemple dans un vase (Figure V-10), ou encore derrière un cadre photo. De plus l'installation d'un tel dispositif est élémentaire, ne perturbe pas la disposition du domicile et ne nécessite qu'un espace réduit.



Cuddihy 2012



Otéro 2005



JABER 2013

Figure V-10 Comparaison entre notre dispositif et deux autres solutions de la littérature.

En outre, l'aspect communicant en temps réel de notre dispositif ouvre la possibilité d'un affichage convivial de la mesure selon le protocole adopté, et motive ainsi la personne âgée à réaliser le test en lui proposant un résultat immédiatement compréhensible (Figure V-11).

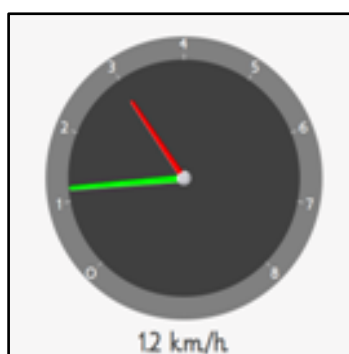


Figure V-11 Affichage de la vitesse de la marche.

Le dispositif a été comparé avec les tests les plus couramment utilisés en clinique (4,5 et 10 m). Les résultats de la comparaison sont très satisfaisants. On a pu ainsi déduire de ces

constatations que le capteur MDU1130 associé à son système de numérisation et de communication peut être utilisé pour la mesure de la vitesse de la marche au même titre que le test clinique.

La meilleure corrélation obtenue entre l'appareil et la mesure chronométrée a été observée pour la distance la plus courte (4,5 m). Il faut cependant souligner qu'il existe un biais dans la mesure, attesté par une ordonnée à l'origine non nulle. C'est un indicateur des limites de la méthode de traitement (lissage et calcul du maximum). Nous n'avons cependant pas été plus loin dans le traitement des signaux, car par ailleurs la distance maximale sur laquelle la vitesse peut être estimée ne dépasse pas 4,5 m avec cette version du prototype, en raison en particulier du seuil utilisé sur l'amplificateur de façon à optimiser le rapport signal sur bruit. Des améliorations de la partie électronique (filtrage, seuillage..) sont actuellement en cours pour augmenter la portée du système jusqu'à six ou dix mètres. Un traitement par ré-échantillonnage puis filtrage numérique sera alors appliqué et optimisé. Cependant ces distances restent irréalistes dans le cadre du domicile.

Pour terminer, soulignons qu'il existe aussi une différence entre les mesures chronométrées sur les deux distances, en particulier pour les vitesses les plus élevées qui correspondent aux temps les plus courts, ce qui est compréhensible au sens de l'erreur absolue de mesure (Figure V-12).

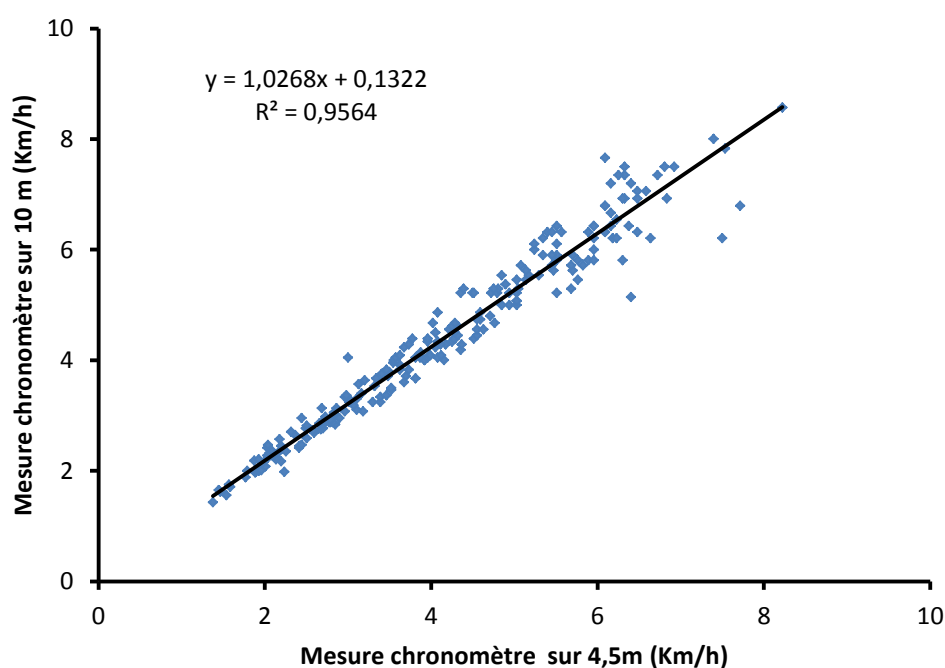


Figure V-12 Corrélation entre les vitesses calculées sur 4,5 m et 10 m.

Cependant, même avec la distance actuelle, l'évaluation de la vitesse de marche chez la personne âgée reste pertinente, plusieurs études ayant été menées sur des distances de moins de 3 m (8 pieds) sans perte de fiabilité pour la prédiction d'événements péjoratifs (voir par exemple (Guralnik et al. 1995, Fried et al. 2001).

Enfin, il convient de noter que le système permet d'observer les vitesses instantanées (voir par exemple la Figure V.7.b). Après application d'un traitement adapté sur le signal brut délivré par le capteur, on peut espérer obtenir un profil de vitesse dynamique utilisable cette fois pour décrire, au moins partiellement, la qualité de la marche.

V.6. Conclusion

Le nouveau dispositif à effet Doppler a été développé pour évaluer la vitesse de la marche dans n'importe quelle condition environnementale et sans la nécessité de la présence d'un professionnel de santé. Les résultats préliminaires sont très prometteurs. Nous avons identifié par ailleurs des pistes permettant d'améliorer le dispositif en terme d'électronique et de traitement des signaux afin d'augmenter les performances du système.

Bibliographie

- G. Abellan van Kan, Y. Rolland and H. Bergman (2007). "Frailty assessment of older people in clinical practice. Expert opinion of a geriatric advisory panel." *J Nutr Health Aging* 12: 29-37.
- J. Afilalo, M.J. Eisenberg, J.F. Morin, H. Bergman, J. Monette, N. Noiseux, L.P. Perrault, K.P. Alexander, Y. Langlois, N. Dendukuri, P. Chamoun, G. Kasparian, S. Robichaud, S.M. Gharacholou and J.F. Boivin (2010). "Gait speed as an incremental predictor of mortality and major morbidity in elderly patients undergoing cardiac surgery." *J Am Coll Cardiol* 56(20): 1668-1676.
- N.B. Alexander and A. Goldberg (2005). "Gait disorders: search for multiple causes." *Cleve Clin J Med* 72(7): 586, 589-590, 592-584 passim.
- A. Alfaro-Acha, S. Al Snih, M.A. Raji, K.S. Markides and K.J. Ottenbacher (2007). "Does 8-foot walk time predict cognitive decline in older Mexicans Americans?" *J Am Geriatr Soc* 55(2): 245-251.
- D. Alvarez, R.C. Gonzalez, A. Lopez and J.C. Alvarez (2006). "Comparison of Step Length Estimators from Wearable Accelerometer Devices". Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS '06. 28th Annual International Conference of the IEEE.
- K. Aminian, B. Najafi, C. Bula, P.F. Leyvraz and P. Robert (2002). "Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes." *J Biomech* 35(5): 689-699.
- O. Beauchet, V. Dubost, A. Nevers, F. Stierlam, M.A. Blanchon, F. Mourey, P. Pfitzenmeyer and R. Gonthier (2002). "Development of a clinical test of gait in frail elderly by a cognitive approach of locomotion." *Ann Readapt Med Phys* 45(3): 123-130.
- A. Belli, P. Bui, A. Berger, A. Geyssant and J.R. Lacour (2001). "A treadmill ergometer for three-dimensional ground reaction forces measurement during walking." *J Biomech* 34(1): 105-112.
- A.A. Bielak, D.F. Hultsch, E. Strauss, S.W. Macdonald and M.A. Hunter (2010). "Intraindividual variability in reaction time predicts cognitive outcomes 5 years later." *Neuropsychol* 24(6): 731-741.
- D.J. Blanke and P.A. Hageman (1989). "Comparison of gait of young men and elderly men." *Phys Ther* 69(2): 144-148.
- L.D. Burgio, K. Scilley, J.M. Hardin and C. Hsu (2001). "Temporal patterns of disruptive vocalization in elderly nursing home residents." *Int J Geriatr Psychiatry* 16(4): 378-386.
- M. Cesari, S.B. Kritchevsky, A.B. Newman, E.M. Simonsick, T.B. Harris, B.W. Penninx, J.S. Brach, F.A. Tylavsky, S. Satterfield, D.C. Bauer, S.M. Rubin, M. Visser and M. Pahor (2009). "Added value of physical performance measures in predicting adverse health-related events: results from the Health, Aging And Body Composition Study." *J Am Geriatr Soc* 57(2): 251-259.
- M. Cesari, S.B. Kritchevsky, B.W. Penninx, B.J. Nicklas, E.M. Simonsick, A.B. Newman, F.A. Tylavsky, J.S. Brach, S. Satterfield, D.C. Bauer, M. Visser, S.M. Rubin, T.B. Harris and M. Pahor (2005). "Prognostic value of usual gait speed in well-functioning older people--results from the Health, Aging and Body Composition Study." *J Am Geriatr Soc* 53(10): 1675-1680.

Collège national des enseignants de gériatrie en France (2000). *Corpus de Gériatrie*. Tome 1, édition 2000.

M.C. Costes-Salon, C. Lafont, P. Dupui, E. Stephan, J.L. Albarede and P. Bessou (1995). Modifications des paramètres spatio-temporels de la marche lors du vieillissement : étude kymographique chez 168 volontaires sains. *L'année gérontologique* 1995. Paris, Serdi: 439-457.

P.E. Cuddihy, T. Yardibi, Z.J. Legenzoff, L. Liu, C.E. Phillips, C. Abbott, C. Galambos, J. Keller, M. Popescu, J. Back, M. Skubic and M.J. Rantz (2012). "Radar walking speed measurements of seniors in their apartments: technology for fall prevention." *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2012: 260-263.

B.H. Dobkin, X. Xu, M. Batalin, S. Thomas and W. Kaiser (2011). "Reliability and validity of bilateral ankle accelerometer algorithms for activity recognition and walking speed after stroke." *Stroke* 42(8): 2246-2250.

R.J. Elble, L. Hughes and C. Higgins (1992). "The syndrome of senile gait." *J Neurol* 239(2): 71-75.

L.P. Fried, C.M. Tangen, J. Walston, A.B. Newman, C. Hirsch, J. Gottdiener, T. Seeman, R. Tracy, W.J. Kop, G. Burke and M.A. McBurnie. (2001). "Frailty in Older Adults: Evidence for a Phenotype." *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 56(3): M146-157.

R.C. Gonzalez, A.M. Lopez, J. Rodriguez-Uria, D. Alvarez and J.C. Alvarez (2010). "Real-time gait event detection for normal subjects from lower trunk accelerations." *Gait Posture* 31(3): 322-325.

J.E. Graham, G.V. Ostir, Y.F. Kuo, S.R. Fisher and K.J. Ottenbacher (2008). "Relationship between test methodology and mean velocity in timed walk tests: a review." *Arch Phys Med Rehabil* 89(5): 865-872.

J.M. Guralnik, L. Ferrucci, C.F. Pieper, S.G. Leveille, K.S. Markides, G.V. Ostir, S. Studenski, L.F. Berkman and R.B. Wallace (2000). "Lower extremity function and subsequent disability: consistency across studies, predictive models, and value of gait speed alone compared with the short physical performance battery." *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 55(4): M221-231.

J.M. Guralnik, L. Ferrucci, E.M. Simonsick, M.E. Salive and R.B. Wallace (1995). "Lower-extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability." *N Engl J Med* 332(9): 556-561.

S. Hagler, D. Austin, T.L. Hayes, J. Kaye and M. Pavel (2010). "Unobtrusive and ubiquitous in-home monitoring: a methodology for continuous assessment of gait velocity in elders." *IEEE Trans Biomed Eng* 57(4): 813-820.

S.E. Hardy, S. Perera, Y.F. Roumani, J.M. Chandler and S.A. Studenski (2007). "Improvement in usual gait speed predicts better survival in older adults." *J Am Geriatr Soc* 55(11): 1727-1734.

J.J.M. Hausdorff, H.K. Edelberg, S.L. Mitchell, A.L. Goldberger and J.Y. Wei (1997). "Increased gait unsteadiness in community-dwelling elderly fallers." *Arch Phys Med Rehabil* 78(3): 278-283.

D.J. Hewson, R. Jaber, A. Chkeir, A. Hammoud, D. Gupta, J. Bassement, J. Vermeulen, S. Yadav, L. de Witte and J. Duchêne (2013). "Development of a monitoring system for physical frailty in independent elderly." *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2013(10): 6215-6218.

- M. Houles, G. Abellan Van Kan, Y. Rolland, S. Andrieu, P. Anthony, J. Bauer, O. Beauchet, M. Bonnefoy, M. Cesari, L.M. Donini, S. Gilette-Guyonnet, M. Inzitari, I. Jurk, F. Nourhashemi, E. Offord-Cavin, G. Onder, P. Ritz, A. Salva, M. Visser and B.J. Vellas (2010). "La vitesse de marche comme critère de fragilité chez la personne âgée vivant au domicile." *Les cahiers de l'année gériatologique* 2(1): 13-23.
- J.J. Kavanagh and H.B. Menz (2008). "Accelerometry: a technique for quantifying movement patterns during walking." *Gait Posture* 28(1): 1-15.
- H.B. Menz, S.R. Lord and R.C. Fitzpatrick. (2003). "Age-related differences in walking stability." *Age Ageing* 32(2): 137-142.
- M. Montero-Odasso, M. Schapira, E.R. Soriano, M. Varela, R. Kaplan, L.A. Camera and L.M. Mayorga (2005). "Gait velocity as a single predictor of adverse events in healthy seniors aged 75 years and older." *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 60(10): 1304-1309.
- M. Montero-Odasso, M. Schapira, C. Varela, C. Pitteri, E.R. Soriano, R. Kaplan, L.A. Camera and L.M. Mayorga (2004). "Gait velocity in senior people. An easy test for detecting mobility impairment in community elderly." *J Nutr Health Aging* 8(5): 340-343.
- M.P. Murray, R.C. Kory and B.H. Clarkson (1969). "Walking patterns in healthy old men." *J Gerontol* 24(2): 169-178.
- M. Otero (2005). Application of a continuous wave radar for human gait recognition.
- S. Perera, S.H. Mody, R.C. Woodman and S.A. Studenski (2006). "Meaningful change and responsiveness in common physical performance measures in older adults." *J Am Geriatr Soc* 54(5): 743-749.
- A. Peruzzi, U. Della Croce and A. Cereatti (2011). "Estimation of stride length in level walking using an inertial measurement unit attached to the foot: a validation of the zero velocity assumption during stance." *J Biomech* 44(10): 1991-1994.
- F. Plas, É. Viel and Y. Blanc (1989). *La Marche humaine: Kinésiologie dynamique, biomécanique et pathomécanique*, Masson.
- R.W. Sattin, D.A. Lambert Huber, C.A. DeVito, J.G. Rodriguez, A. Ros, S. Bacchelli, J.A. Stevens and R.J. Waxweiler (1990). "The incidence of fall injury events among the elderly in a defined population." *Am J Epidemiol* 131(6): 1028-1037.
- M. Schimpl, C. Lederer and M. Daumer (2011). "Development and validation of a new method to measure walking speed in free-living environments using the actibelt(R) platform." *PLoS One* 6(8): e23080.
- S. Shinkai, S. Watanabe, S. Kumagai, Y. Fujiwara, H. Amano, H. Yoshida, T. Ishizaki, H. Yukawa, T. Suzuki and H. Shibata (2000). "Walking speed as a good predictor for the onset of functional dependence in a Japanese rural community population." *Age Ageing* 29(5): 441-446.
- E. Stone and M. Skubic (2011). "Evaluation of an inexpensive depth camera for in-home gait assessment." *J. Ambient Intell. Smart Environ.* 3(4): 349-361.
- S. Studenski, S. Perera, D. Wallace, J.M. Chandler, P.W. Duncan, E. Rooney, M. Fox, J.M. Guralnik (2003). "Physical performance measures in the clinical setting." *J Am Geriatr Soc* 51(3): 314-322.
- D. Tahmouh and J. Silvius (2009). "Radar Stride Rate Extraction." *International Machine Vision and Image Processing Conference*.

- O. Theou, G.R. Jones, J.M. Jakobi, A. Mitnitski and A.A. Vandervoort (2011). "A comparison of the relationship of 14 performance-based measures with frailty in older women." *Appl Physiol Nutr Metab* 36(6): 928-938.
- M.E. Tinetti, M. Speechley and S.F. Ginter (1988). "Risk factors for falls among elderly persons living in the community." *N Engl J Med* 319(26): 1701-1707.
- C. Vaney, H. Baurock, B. Gattlen, and C. Meisels (1996). "Assessing Mobility in Multiple Sclerosis Using the Rivermead Mobility Index and Gait Speed " *Clin Rehabil* 10: 215-226.
- L.M. Waite, D.A. Grayson, O. Piguet, H. Creasey, H.P. Bennett and G.A. Broe (2005). "Gait slowing as a predictor of incident dementia: 6-year longitudinal data from the Sydney Older Persons Study." *J Neurol Sci* 229-230: 89-93.
- K.E. Webster, J.E. Wittwer and J.A. Feller (2005). "Validity of the GAITRite walkway system for the measurement of averaged and individual step parameters of gait." *Gait Posture* 22(4): 317-321.
- R.F. Weir and D.S. Childress (1997). "A portable, real-time, clinical gait velocity analysis system." *IEEE Trans Rehabil Eng* 5(4): 310-321.
- J. Woo, S.C. Ho and A.L. Yu (1999). "Walking speed and stride length predicts 36 months dependency, mortality, and institutionalization in Chinese aged 70 and older." *J Am Geriatr Soc* 47(10): 1257-1260.
- T. Yardibi, P. Cuddihy, S. Genc, C. Bufi, M. Skubic, M. Rantz, L. Liang and C. Phillips (2011). "Gait characterization via pulse-Doppler radar." *Pervasive Computing and Communications Workshops (PERCOM Workshops)*, 2011 IEEE International Conference on.
- W. Zijlstra (2004). "Assessment of spatio-temporal parameters during unconstrained walking." *Eur J Appl Physiol* 92(1-2): 39-44.

Chapitre VI. Pèse-personne

VI.1. Introduction

Les chutes sont un syndrome courant et complexe extrêmement fréquent chez les personnes âgées. Plusieurs auteurs (Tinetti et al. 1988, Campbell et al. 1989, Shumway-Cook et al. 1997, Brauer et al. 2000, Shumway-Cook et al. 2000) ont rapporté que près d'un tiers de la population âgée de 65 ans ou plus vivant à domicile chute au moins une fois chaque année. Il a également été noté que, de ceux qui chutent, jusqu'à 50% font par la suite plusieurs chutes (Tinetti et al. 1988, Myers et al. 1996, Hill et al. 1999). Les chutes chez les personnes âgées sont les principales causes de morbidité, de perte d'autonomie, d'institutionnalisation et de mortalité. Plus de 50 000 fractures de fémur par an (Cfes 2001), presque 40% des cas de chutes des personnes âgées seront admis à l'hôpital pour suivre un traitement médical (Shumway-Cook et al. 1997) ou nécessiteront de longues périodes d'hospitalisation, avec une durée de séjour déclarée entre 8 à 15 jours (Sjörger et al. 1991). 15% des cas induisent des dommages des tissus et des blessures provoquant une perte d'autonomie (Cfes 2001). Presque 40 à 50% des cas seront admis en institution (Tinetti et al. 1988, Shumway-Cook et al. 1997) et la mortalité consécutive à des chutes est évaluée à plus de 9000 décès par an en France (Cfes 2001). Les conséquences d'une chute sont donc très importantes tant pour la qualité de vie de la personne âgée, qu'au plan médical voire au niveau financier.

De nombreuses études ont examiné les facteurs favorisant la chute chez les personnes âgées (Tinetti et al. 1988, Lord et al. 1991, Vellas et al. 1997, Cumming et al. 2000, Tromp et al. 2001, Rubenstein et al. 2002, Lord et al. 2003, Bergland et al. 2004, Alemdaroglu et al. 2012). Les facteurs de risque principaux liés à l'état de santé de la personne âgée sont dus à des limitations fonctionnelles telles que des troubles de l'équilibre, une diminution de la mobilité, une faiblesse musculaire, des altérations sensorielles (proprioceptives, cutanées et vestibulaires), mais aussi à l'historique des chutes, et à la prise de médicaments, en particulier les sédatifs et les médicaments psychoactifs. D'autres facteurs sont d'ordre psychologique (par exemple, la confusion, la peur de tomber) (Cumming et al. 2000) ou encore liés à l'environnement de la personne (chaussures inadaptées, éclairage insuffisant, surface glissante, etc.)

Parmi les facteurs cités dessus, l'équilibre a été étudié par des nombreux auteurs (Berg et al. 1992a, Berg et al. 1992b, Vellas et al. 1997, Bergland et al. 2000) pour lequel ils sont mis en

évidence des associations entre une mauvaise performance d'équilibre et la chute, permettant ainsi d'utiliser l'équilibre comme un facteur pour prédire les chutes chez les personnes âgées. Par exemple, Vellas et collègues (Vellas et al. 1998) ont suivi 482 personnes âgées durant 24 mois et ont constaté que ceux présentant des troubles de l'équilibre ont eu plus de chutes que ceux sans troubles de l'équilibre. Covinsky et collègues (Covinsky et al. 2001) ont étudié un groupe de 557 personnes âgées et ont constaté que le trouble de l'équilibre était un facteur prédictif de chute pendant l'année suivante. Woolley et collègues (Woolley et al. 1997) ont examiné 22 personnes âgées, de 69 à 93 ans sur leur capacité à effectuer des tâches spécifiques de l'équilibre (position sur deux pieds, position unipodale avec les yeux ouverts et fermés, marche et descente d'escalier). Ils ont constaté que les chuteurs présentaient une réduction considérable de l'équilibre dans ces activités comparés aux non-chuteurs.

VI.2. Evaluation du risque de chute

Au vu de cette corrélation entre l'équilibre et le risque de chute, la plupart des études évalue la qualité de l'équilibre. Certaines évaluations sont basées sur les questions (auto-déclarées), d'autres sur des tests cliniques ou encore des tests de laboratoire (Lin et al. 2004, Langley 2007).

Les questionnaires comme l'échelle de motricité de Rivermead (Rivermead Mobility Index (RMI)) (Collen et al. 1991), l'échelle des risques de chute pour les personnes âgées vivant à domicile (Falls Risk for Older People in the Community Scale (FROP-Com)) (Russell et al. 2008), l'évaluation motrice de Sødtring (Sødtring Motor Evaluation of Stroke Patient (SMES)) (Wyller et al. 1996) et l'échelle ABC (Activities-Specific Balance Confidence Scale) (Hill 2005), portent sur l'historique des chutes, les antécédents médicaux, les traitements médicaux suivis et l'état fonctionnel actuel de la personne âgée. Ces échelles peuvent donner des informations sur les risques de chute sans que ces informations déclaratives soient pour autant fiables.

Une revue systématique de la littérature (Langley 2007) a identifié 17 tests cliniques dont les caractéristiques dépendent de l'objectif et du contexte de l'évaluation. Ils incluent l'échelle de Tinetti (Performance Oriented Mobility Assessment (POMA)) (Tinetti et al. 1994), l'échelle d'équilibre de Berg (Berg et al. 1992a, Berg et al. 1992b Berg et al. 1996), le test Get up and Go (ou Timed Up and Go) (Mathias et al. 1986), le test d'appui unipodal (Vellas et al. 1997, Hurvitz et al. 2000) etc... Ces tests cliniques évaluent la capacité de la personne à effectuer

certaines activités ou mouvements particuliers à un instant donné et dans un contexte particulier.

Les tests cliniques sont généralement faciles à utiliser, nécessitent peu de matériel (voire pas du tout) et ont prouvé leur fiabilité. Néanmoins ils nécessitent la présence d'un professionnel de santé.

L'analyse du contrôle postural en statique comme en dynamique est réalisée en laboratoire, généralement à l'aide d'une plateforme de forces. Celle-ci permet de mesurer directement les forces et moments de réaction au niveau des appuis des pieds.

Les plateformes de forces ont été développées afin de fournir des mesures objectives et précises de l'équilibre, ce qui constitue un plus par rapport aux méthodes basées sur l'observation lors des tests cliniques. Cependant ces technologies sont limitées à une utilisation au laboratoire et sont peu adaptées à une utilisation grand public, en particulier parce qu'elles sont coûteuses et nécessitent un personnel qualifié pour leur utilisation.

Étant donné que la dégradation de l'équilibre est un phénomène progressif, il est indispensable de pouvoir assurer un suivi longitudinal et donc aller vers une technologie utilisable dans des conditions non-contrôlées, au domicile (ou plus généralement lieu de vie) de la personne âgée. Ce dispositif doit être peu coûteux, ne doit pas perturber la vie habituelle de la personne âgée ni son environnement usuel. C'est vers ce type de dispositif que s'est orientée notre équipe de recherche.

VI.3. Conception d'un pèse-personne pour l'évaluation de l'équilibre à domicile

Description

Un pèse-personne issu du commerce (PP 3019, Téfal Atlantis, Groupe SEB, Ecully, France) (Figure VI-1) est équipé de capteurs de force situés à ses quatre angles pour calculer le poids corporel. Ce pèse-personne a été modifié par le fabricant pour récupérer les données brutes produites par les capteurs et pour fonctionner selon le protocole décrit ci-dessous. La fréquence d'échantillonnage du pèse personne imposée par le fabricant est de 16 Hz. Les signaux fournis sont les forces de réaction verticales appliquées à chacun des capteurs, et le centre de pression est obtenu en calculant le barycentre des quatre forces de réaction verticales, produisant ainsi un stabilogramme.

Un capteur infrarouge est inclus dans le pèse-personne afin de détecter la présence de la personne à tester sans intervention de sa part pour démarrer le processus d'initialisation. Un

module Bluetooth™ a été ajouté assurant la communication vers n'importe quel récepteur local (ordinateur, tablette, téléphone mobile, etc. ...). Les données sont envoyées au récepteur après la fin du processus de pesée. Le récepteur local peut ensuite envoyer les données dans un format codé, ainsi que les informations d'identification, à un serveur distant pour analyse et stockage.

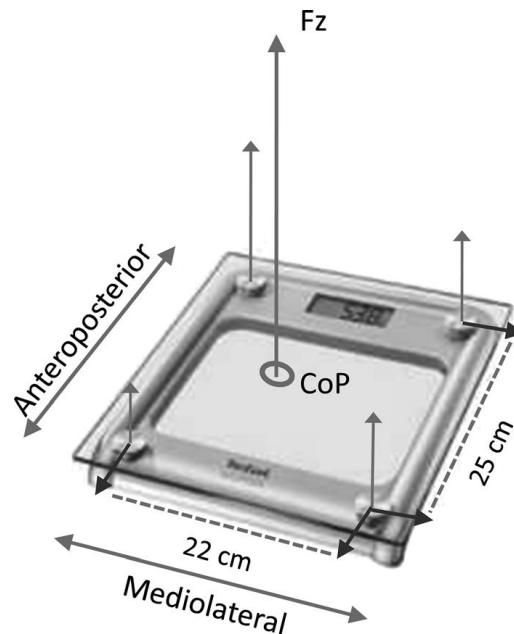


Figure VI-1 Pèse-personne modifié.

Protocole de mesure

Le protocole de mesure est très simple :

- (1) le sujet se place devant le pèse-personne (le capteur infrarouge détecte sa présence)
- (2) le sujet attend que le pèse-personne affiche « 0.0 »
- (3) le sujet monte sur le pèse-personne
- (4) le sujet attend l'affichage du poids sur le pèse-personne
- (5) le sujet descend du pèse-personne.

Aucune position spécifique des pieds n'est imposée. Comme la taille du pèse-personne est relativement petite (320 x 295 mm), cela ne permet pas beaucoup de variation dans la position. De même, aucune position particulière n'est spécifiée pour la tête, après que des essais préliminaires ont montré que systématiquement, la personne regarde l'affichage, dans l'attente de la valeur du poids.

L'enregistrement des données débute dès l'affichage du « 0.0 ». La montée du sujet sur le pèse-personne est détectée en utilisant un seuil de 5 N. Une durée de 10 s est alors fixée avant que le pèse-personne n'affiche le poids. L'enregistrement se poursuit alors jusqu'à la fin de la phase de descente, calculée comme étant le moment où le même seuil de 5 N est franchi vers le bas. Les étapes d'enregistrement des données sont résumées dans la Figure VI-2. Le processus de communication commence dès que l'acquisition des données est terminée, en utilisant un protocole standard Bluetooth™. Le pèse-personne revient au mode veille dès que la communication est effectuée avec succès, et sera prêt pour la prochaine mesure.

Des vérifications ont été également incluses dans le logiciel afin d'identifier les erreurs dues à une mauvaise utilisation du dispositif, ou à l'absence de récepteur local.

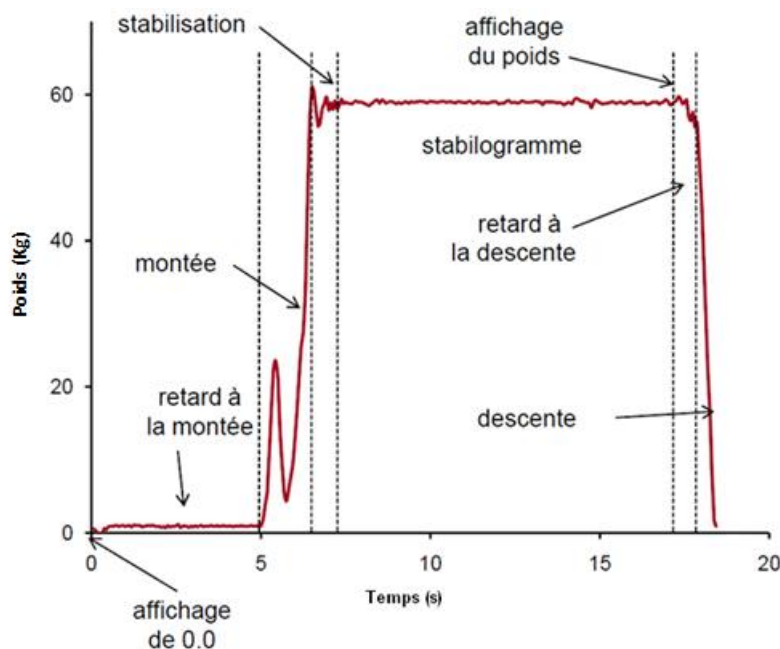


Figure VI-2 Les étapes successives du processus de pesage.

VI.3.1. Paramètres extraits

Dans les travaux antérieurs utilisant le pèse-personne (Duchêne et al. 2011) quatre variables ont été calculées, en analysant la somme des forces de réaction verticales (F_z) et la trajectoire du centre de pression (CoP).

Force verticale (F_z)

1. le temps de retard entre la fin du processus d'initialisation (lorsque « 0.0 » est affiché par le pèse-personne) et l'instant où le sujet est monté sur le pèse-personne (défini comme F_z franchissant 10 % de la valeur du poids final). Il est donné par :

$$\text{Temps de retard} = \text{Temps}_{\text{affichage poids}} - \text{Temps}_{\text{affichage "0.0"}}$$

2. La vitesse de montée définie comme la pente moyenne comprise entre 10% et 90% de la valeur du poids final. Cette variable intègre toutes les hésitations entre le premier contact du premier pied et la phase finale du contact du deuxième pied. Elle exprime spécifiquement les hésitations liées aux déplacements du second pied, créant ainsi des inflexions, voire des pics dans la phase ascendante F_z .

Centre de la pression (CoP)

1. La surface de stabilogramme est généralement estimée après exclusion des segments de montée et descente comme la surface de l'ellipse à 95% de confiance (95% confidence ellipse area AREA-CE). C'est la surface de l'ellipse engendrée par 95% des points de la trajectoire du centre de pression. Elle est estimée ici par la formule suivante :

$$\text{surface de stabilogramme (cm)} = 4 * \pi * S_{AP}^2 * S_{ML}^2$$

où S_{AP}^2 et S_{ML}^2 sont les variances des déplacements dans les deux directions antéropostérieure (AP) et médiolatérale (ML). Intuitivement, cette variable exprime le niveau de stabilité pendant la phase statique, en tenant compte des oscillations à la fois antéropostérieures et médiolaterales.

2. La vitesse moyenne de la trajectoire (mean velocity (MVELO)). Elle est égale à la longueur de la trajectoire (total excursions TOTEX) divisée par l'intervalle de temps du signal du centre de pression (T). Elle est donnée par :

$$\text{MVELO (cm/s)} = \text{TOTEX}/T$$

$$\text{où } \text{TOTEX} = \sum [(AP(n+1) - AP(n))^2 + (ML(n+1) - ML(n))^2]^{1/2}$$

Deux exemples de force de réaction verticale (F_z) et de trajectoire du centre de pression (CoP) sont présentés dans la Figure VI-3, L'un relatif à un sujet ne présentant aucun problème

d'équilibre (Figure VI-3.a), l'autre pour un sujet présentant des contraintes sévères à la mobilité (Figure VI-3.b), attestée par les tests cliniques.

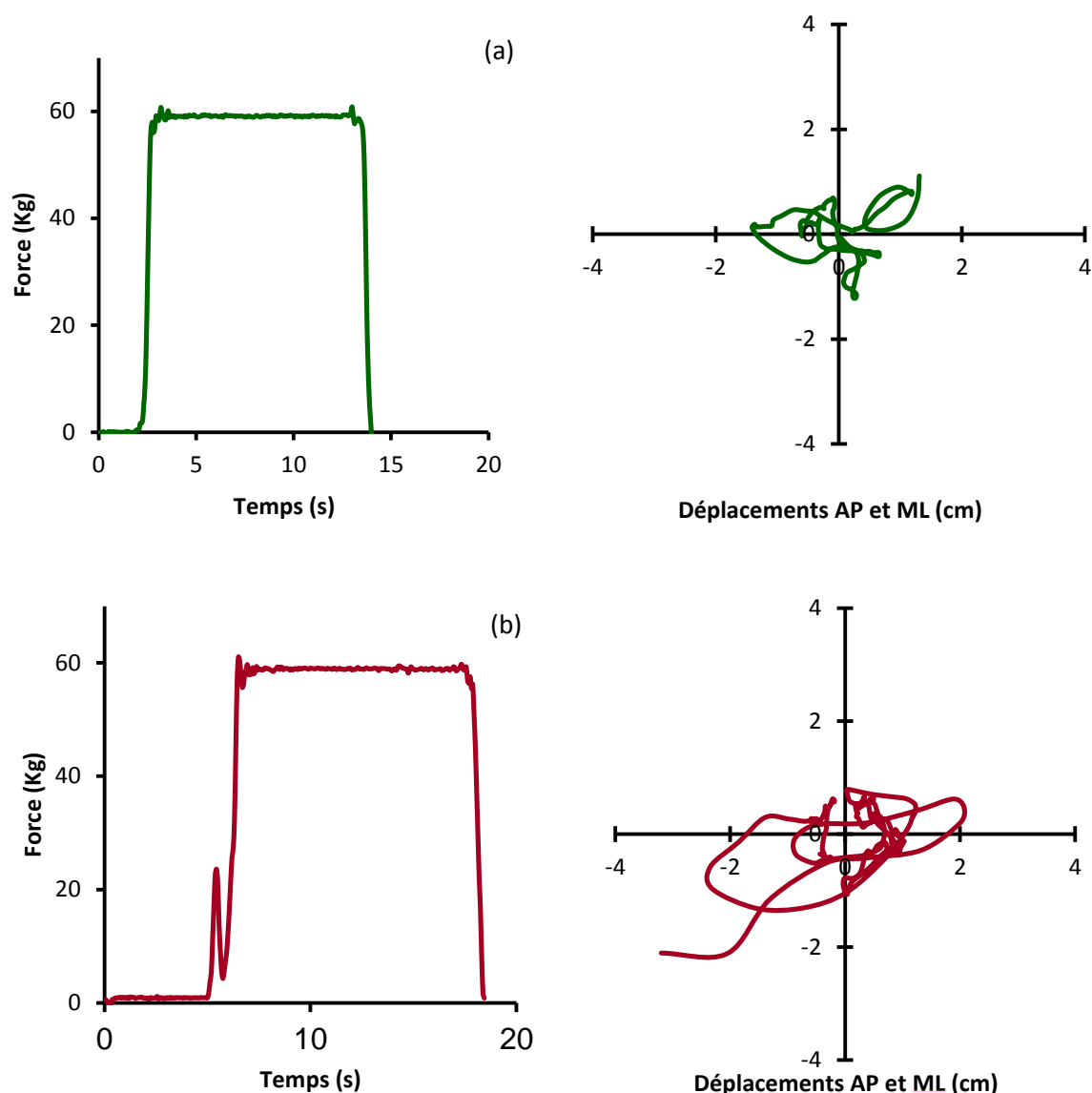


Figure VI-3 Une illustration des mesures de force verticale (à gauche) et de stabilogramme (à droite). Les données sont présentées pour deux cas: (a) sujet sans problèmes d'équilibre, (b) sujet avec problème d'équilibre (attesté par des tests cliniques).

Construction empirique du score

Un système de score empirique a été établi par Duchêne et collègues (Duchêne et al. 2011) en combinant les quatre variables extraites décrites ci-dessus. La construction de ce score est établie comme une somme simple des scores paramètre par paramètre (Tableau VI-1).

Tableau VI-1 Scores des quatre variables calculées.

Valeur du score	Surface de stabilogramme (cm)	vitesse moyenne de la trajectoire (cm/s)	Temps de retard (s)	Vitesse de montée (Kg/s)
0	≥ 12	≥ 5	≥ 6	< 60
1	8, < 12	4, < 5	5, < 6	60, < 80
2	5, < 8	2,5, < 4	4, < 5	80, < 100
3	3, < 5	2, $< 2,5$	3, < 4	100, < 120
4	< 3	< 2	< 4	≥ 120

Quelques points de discussion

La leçon à tirer de ces résultats est que le pèse-personne modifié est utile pour mesurer l'équilibre chez les personnes âgées. Cependant, les variables extraites actuellement des signaux de capteurs montrent des corrélations assez faibles avec les tests cliniques, même si certains d'entre eux ne mesurent que les conséquences d'un équilibre précaire, et ne présentent pas non plus les propriétés de normalité nécessaires à ce type de statistique. L'idée est cependant de rechercher des paramètres complémentaires susceptibles de rendre le score plus pertinent. Toutefois, l'exploration de nouveaux paramètres restera limitée par la fréquence d'échantillonnage (16 Hz) imposée par le dispositif.

VI.3.2. Amélioration de l'information produite

De nombreuses études ont démontré et confirmé que le signal de centre de pression est de nature stochastique et non linéaire (Rougier et al. 2001, Delignieres et al. 2005, Norris et al. 2005). Ce non linéarité s'explique par les propriétés des muscles, les propriétés des capteurs sensoriels, visuels et vestibulaires (les délais de réponses et les seuils d'activation) et des perturbations induites par les battements cardiaques, les rythmes respiratoires et la circulation du sang. L'interaction de tous ces systèmes et de ces perturbations induit un comportement complexe et non linéaire du système postural. Cette complexité se manifeste dans le signal du centre de pression (Cavanaugh et al. 2005).

Pour caractériser des signaux non linéaires, plusieurs méthodes ont été proposées : les méthodes fractales, la dimension de corrélation, l'exposant de Lyapunov, la récurrence quantification analysis (RQA), la décomposition modale empirique (EMD), la reconstruction de l'espace de phase, la transformation de Hilbert, l'entropie, etc.

Dans le cadre de ce travail de recherche, nous avons réalisé une étude préliminaire visant à décomposer les signaux AP et ML composants de stabilogramme, en utilisant une approche non linéaire cohérente avec les caractéristiques des signaux. Le but était de voir si la sélection de quelques niveaux de décomposition permettait ensuite une meilleure séparation entre différentes catégories de population. Pour ce faire, nous avons considéré la décomposition modale empirique (EMD), qui consiste à décomposer le signal en plusieurs composantes appelées fonctions modales intrinsèques (IMF).

La décomposition modale empirique (EMD) a été développée par Huang et collègues (Huang et al. 1998) et permet de décomposer des signaux non stationnaires issus de systèmes non linéaires. Le point de départ de l'EMD consiste à considérer les oscillations locales d'un signal. Plus précisément, considérons un signal $x(t)$ et observons son évolution soit entre deux minima consécutifs, soit entre deux maxima consécutifs. Les variations du signal $x(t)$ entre ces deux extrema peuvent être approximativement vues comme la somme d'une oscillation et d'une tendance. Cette oscillation (appelée détail $d(t)$) peut être considérée comme une composante localement haute fréquence du signal $x(t)$ et la tendance $m(t)$ comme une composante basse fréquence du même signal.

Cette décomposition basique s'écrit donc :

$$x(t) = m(t) + d(t)$$

La méthode EMD consiste à calculer plusieurs composantes en utilisant l'idée évoquée ci-dessus. Cette méthode décompose le signal selon le principe suivant (Figure VI-4) :

- Identifier tous les extrema locaux de $x(t)$
- Interpoler les maxima et les minima de $x(t)$ de manière à construire deux enveloppes appelées m_{max} et m_{min}
- Calculer la moyenne $m(t) = \frac{m_{max}(t) + m_{min}(t)}{2}$
- Extraire le détail $d(t) = x(t) - m(t)$
- Itérer sur le résidu $m(t)$.

Ainsi, on obtient une décomposition du signal sous la forme :

$$x(t) = \sum_{k=1}^K d_k(t) + r(t), \quad K \in \mathbb{N}^*$$

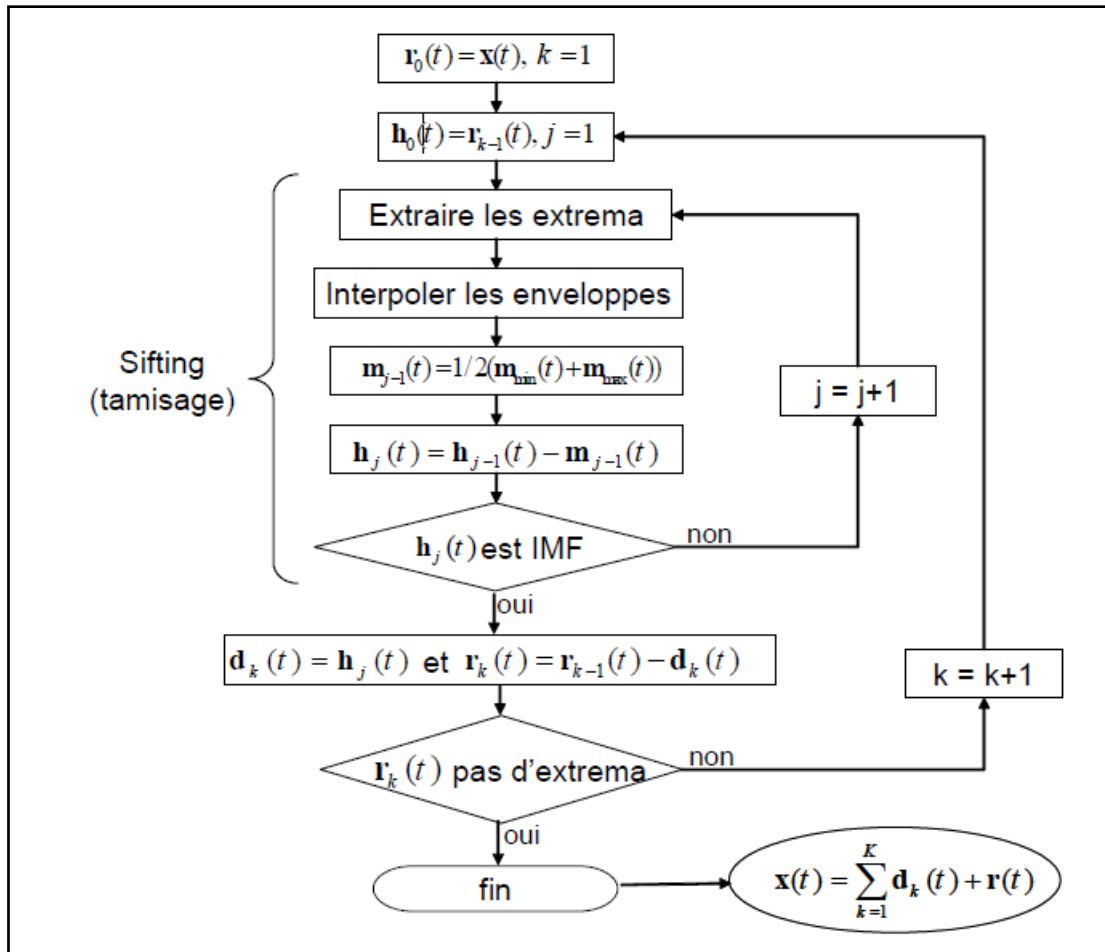


Figure VI-4 Organigramme de la décomposition empirique multimodale (EMD) (Amoud 2006).

Dans une telle décomposition, $r(t)$ est le résidu de la décomposition. Il représente la tendance du signal $x(t)$. Les fonctions $d_K(t)$, $K \in \mathbb{N}^*$, sont appelées Intrinsic Mode Function IMF. Une IMF est une fonction oscillante modulée en amplitude et en fréquence et à moyenne nulle.

Population étudiée

Cette étude élémentaire s'est appuyée sur des enregistrements effectués lors d'études antérieures. Afin de tester la capacité de la méthode à séparer les classes de sujets différents, nous avons sélectionné arbitrairement dans notre base de données vingt et un sujets n'ayant pas de troubles musculaires ou neurologiques dont sept personnes jeunes, sept personnes âgées non chuteurs et sept personnes âgées chuteurs

Protocole de mesure

Les sujets ont effectué le test les pieds nus ou portant une paire de chaussettes. Chaque sujet adopte une posture érigée, les bras le long du corps, devant la plateforme de forces. Suite à

l'instruction verbale de l'expérimentateur, il monte sur la plateforme de forces. Il n'est pas demandé aux sujets d'avoir une position particulière des pieds. L'enregistrement des données dure 30 s, qui inclut le temps de la montée, de la descente et une vingtaine de secondes durant lesquelles le sujet maintient une posture droite et immobile. Une deuxième consigne verbale est ensuite donnée pour la descente.

Traitement des données

Acquisition

Les données ont été obtenues à partir d'une plateforme de force de type Bertec 4060-08 (Bertec Corporation, Columbus, OH, Etats-Unis). Les données ont été enregistrées en utilisant le logiciel d'acquisition ProTags™ qui a été développé en Labview (National Instruments Corporation, Austin TX, USA). Les signaux ont été échantillonnés 100 Hz. Ils correspondent aux trois forces de réaction F_x , F_y et F_z et trois moments M_x , M_y et M_z à partir desquels les déplacements antéropostérieurs (AP) et médiolatéraux (ML) du centre de pression ont été calculés.

Les coordonnées du centre de pression sont calculées par :

$$X = AP = -\frac{M_y}{F_z}$$

$$Y = ML = \frac{M_x}{F_z}$$

Traitement

Le traitement des données recueillies était réalisé avec le logiciel Matlab (Mathworks inc., Natick, MA, Etats-Unis). Afin de définir la phase statique du signal une moyenne glissante a été appliquée sur une fenêtre de vingt points.

$$poidsLisse(i) = \frac{1}{(2 \times nliss) + 1} \sum_{j=i}^{i+(2 \times nliss)+1} Fz(j)$$

où $nliss$ = le nombre de valeur pour le calcul de la moyenne glissante = 20.

Ensuite un seuil de 90% du poids maximal a été appliqué afin de ne conserver que la partie statique du signal (stabilogramme). Comme la durée du stabilogramme diffère d'un sujet à un

autre, nous avons identifié la longueur minimale parmi tous les signaux segmentés et défini celle-ci comme longueur standard pour tous les signaux, ce qui a correspondu à 12 secondes.

Extraction des informations de stabilogramme

La méthode EMD a été appliquée sur les signaux de centre de pression pour les trois groupes (témoins, âgés et chuteurs) dans les deux directions AP et ML. Dans un premier temps nous avons considéré comme variable le nombre d'IMF produites par la décomposition. Une analyse de variance (ANOVA) a été appliquée sur ce nombre d'IMF, en prenant l'effet de groupe (adulte, âgé et chuteur) comme facteur de variation.

Dans un second temps, nous avons réalisé un filtrage en éliminant les cinq composantes d'IMFs de basses fréquences et en calculant la fréquence médiane et la fréquence moyenne sur le signal recalculé à partir des IMF restantes. Une analyse de variance a été également appliquée en prenant de la même façon l'effet de groupe (adulte, âgé et chuteur) comme facteur de variation.

Toutes les analyses statistiques ont été réalisées en utilisant le Statistical Package for Social Sciences (SPSS Inc., Chicago, IL, USA, version 20).

Résultats

Une différence significative a été observée entre les témoins, âgés et chuteurs pour les variables calculées (Tableau VI-2). Les graphiques correspondants sont présentés dans les Figures VI-5, VI-6 et VI-7 pour le nombre d'IMF, la fréquence moyenne et la fréquence médiane du signal reconstruit, successivement.

Tableau VI-2 Les résultats du test ANOVA

	<i>Source of Variation</i>	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>P-Value</i>
AP	Nombre d'IMF	367,238095	1	367,238095	42,7166596	0,000
	fréquence moyenne	72,7228471	1	72,7228471	6,15360201	0,042
	Fréquence médiane	2,44082639	1	2,44082639	5,41247617	0,05288787
ML	Nombre d'IMF	372,095238	1	2,44082639	27,7356997	0,00015245
	fréquence moyenne	78,7994943	1	78,7994943	7,38252631	0,030

Fréquence	3,85429253	1	3,85429253	25,6417826	0,001
médiane					

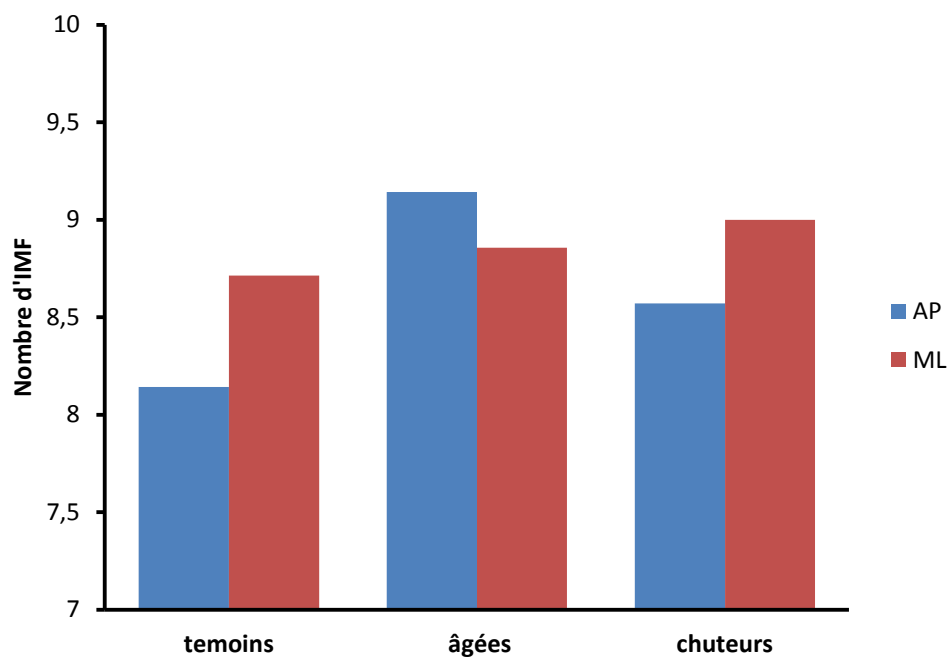


Figure VI-5 Nombre d'IMF des témoins, âgés, et chuteurs pour les signaux AP et ML.

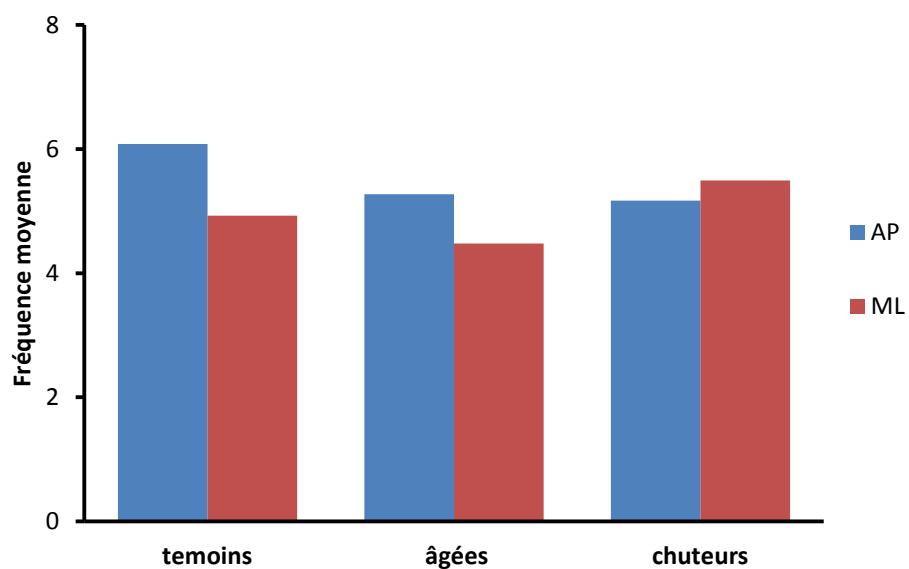


Figure VI-6 Fréquence moyenne des témoins, âgés, et chuteurs pour les signaux AP et ML.

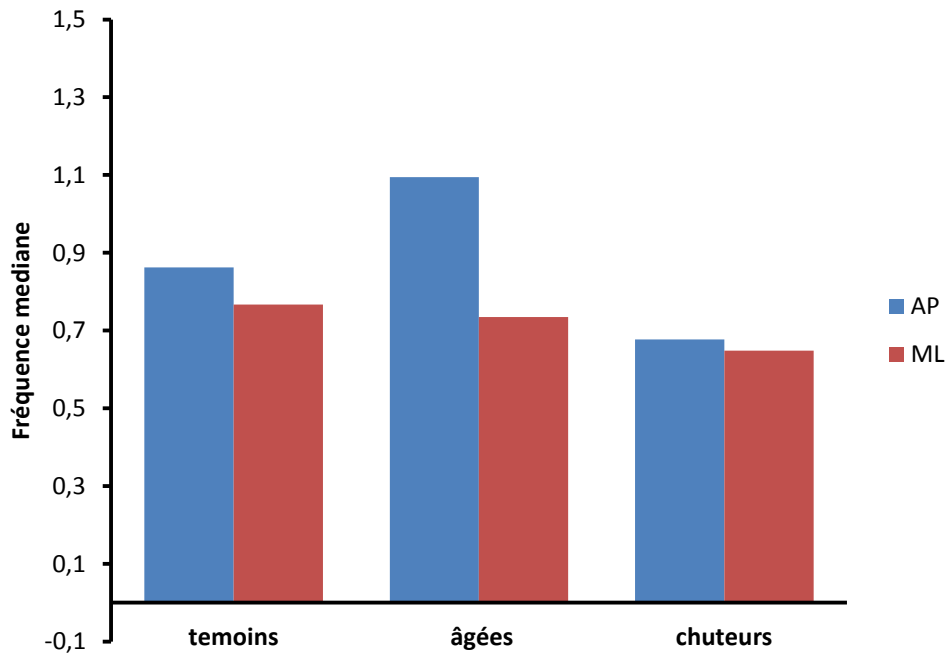


Figure VI-7 Fréquence médiane des témoins, âgés, et chuteurs pour les signaux AP et ML.

Quelques points de discussion

La méthode proposée à partir d'une décomposition EMD a été capable d'identifier des différences entre les trois groupes de personnes. Cependant, elle ne permet pas de distinguer les chuteurs par rapport aux deux autres catégories. Il est malgré tout intéressant de noter que le nombre d'IMF est en soi un paramètre qui peut être pertinent à approfondir. Néanmoins, ces résultats sont très préliminaires du fait que le nombre des sujets est faible et que la méthode utilisée pour la segmentation de la partie statique reste arbitraire. Cette segmentation nécessiterait le développement d'un algorithme automatique plus rigoureux dans des travaux ultérieurs. De plus les paramètres utilisés ici (médiane et moyenne après filtrage) que nous souhaitons tester en comparaison à des paramètres temporels ne sont sans doute pas les meilleurs pour une telle classification. Des paramètres de type entropie, testés dans un autre cadre, pourraient être plus pertinents et mériteraient d'être considérés dans des travaux ultérieurs.

VI.4. Discussion générale sur le dispositif

Les chutes des personnes âgées constituent un véritable problème de santé publique, comme il est fréquemment responsable à minima d'une perte d'autonomie. Ses conséquences péjoratives sont plus graves pour les personnes âgées vivant à domicile et surtout lorsqu'elles vivent seules. Ceci explique la nécessité de disposer de technologies permettant de mesurer

une dégradation de l'équilibre et ainsi d'en prévenir les effets. De plus un tel indicateur est complémentaire des indicateurs de fragilité physique de Fried. Comme cela a été montré dans l'introduction, la mesure de l'équilibre est un élément clé dans l'évaluation de risque de chute. Il apparaît comme un facteur majeur pour le risque de chute, ayant montré sa qualité prédictive dans de nombreuses études.

Caractéristiques générales – Usage

Un pèse-personne modifié qui permet aux personnes âgées de mesurer leur propre équilibre en montant sur le pèse-personne pourrait être une solution pour ce problème de suivi à domicile.

L'acceptabilité et la facilité d'utilisation du dispositif ont été évaluées dans une étude longitudinale réalisée en dehors du cadre de cette thèse. Les personnes âgées ont accepté sans problème le pèse-personne modifié et ont pu l'utiliser sur de longues durées (jusqu'à 18 mois). Un pèse-personne située à domicile est évidemment naturel, tout comme la présence d'un téléphone ou de n'importe quel dispositif ayant une fonction première dans la vie de tous les jours. De plus, il est totalement autonome, et le protocole de test est simple, facile à suivre et correspond à une simple geste de pesée.

Validation des mesures et limitations dues aux caractéristiques techniques

L'étude réalisée par Vermeulen et collègues (Vermeulen et al. 2012) ont montré que les mesures de l'équilibre avec le pèse-personne modifié sont, pour partie du moins, corrélées avec les résultats des tests d'équilibre cliniques. Cependant, la validité clinique des scores d'équilibre utilisés avec le pèse-personne reste à démontrer. On peut penser que l'extraction de nouveaux paramètres pourrait en améliorer les performances, même si les quelques essais préliminaires décrits plus haut restent encore peu convaincants. De plus, ces traitements ont été réalisés avec une plateforme de forces dans l'attente d'un pèse-personne présentant de meilleures performances en échantillonnage.

VI.5. Conclusion

Un pèse-personne communicant a été développé au sein du laboratoire. Ce pèse-personne ne permet pas seulement de mesurer le poids d'une personne mais également sa qualité de l'équilibre.

Ce dispositif qui est conçu pour une utilisation sans la présence d'un professionnel de santé est très facile à utiliser, la seule tâche demandée par la personne âgée est celle d'une action de pesage ordinaire.

Le pèse-personne fournissait déjà un premier score empirique d'équilibre. Ce score est cependant assez rudimentaire tant par la qualité des signaux capteurs (fréquence d'échantillonnage limitée) que par les paramètres extraits (paramètres élémentaires de stabilométrie pour la partie statique) et par la méthode de fusion (somme simple) vers le score. Malgré ses limites, ce score a montré des résultats encourageants en comparaison à des tests cliniques.

Mon travail sur la décomposition non linéaire des signaux a donné quelques résultats préliminaires qu'il conviendra de prolonger afin d'avoir une idée plus précise de l'applicabilité et de la performance de ces approches non linéaires.

Bibliographie

- E. Alemdaroglu, H. Ucan, A.M. Topcuoglu and F. Sivas (2012). "In-hospital predictors of falls in community-dwelling individuals after stroke in the first 6 months after a baseline evaluation: a prospective cohort study." *Arch Phys Med Rehabil* 93(12): 2244-2250.
- H. Amoud (2006). "Détection d'une évolution du risque de chute chez les personnes âgées." Université de Technologies de Troyes.
- K.O. Berg and K.E. Norman. (1996). "Functional assessment of balance and gait." *Clin Geriatr Med* 12(4): 705-723.
- K.O. Berg, B.E. Maki, J.I. Williams, P.J. Holliday and S.L. Wood-Dauphinee (1992a). "Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population." *Arch Phys Med Rehabil* 73(11): 1073-1080.
- K.O. Berg, S.L. Wood-Dauphinee, J.I. Williams and B. Maki (1992b). "Measuring balance in the elderly: validation of an instrument." *Can J Public Health* 83 Suppl 2(2): S7-11.
- A. Bergland, A.M. Pettersen and K. Laake (2000). "Functional status among elderly Norwegian fallers living at home." *Physiother Res Int* 5(1): 33-45.
- A. Bergland and T.B. Wyller (2004). "Risk factors for serious fall related injury in elderly women living at home." *Inj Prev* 10(5): 308-313.
- S.G. Brauer, Y.R. Burns and P. Galley (2000). "A prospective study of laboratory and clinical measures of postural stability to predict community-dwelling fallers." *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 55(8): M469-476.
- A.J. Campbell, M.J. Borrie and G.F. Spears (1989). "Risk factors for falls in a community-based prospective study of people 70 years and older." *J Gerontol* 44(4): M112-117.
- J.T. Cavanaugh, K.M. Guskiewicz and N. Stergiou (2005). "A nonlinear dynamic approach for evaluating postural control: new directions for the management of sport-related cerebral concussion." *Sports Med* 35(11): 935-950.
- C.F.d.E.p.l.S. CFES (2001). Les clés du " bien vieillir " : prévention des chutes chez les seniors, Caisse Nationale de l'Assurance Maladie des Travailleurs Salariés : 20.
- F.M. Collen, D.T. Wade, G.F. Robb and C.M. Bradshaw (1991). "The Rivermead Mobility Index: a further development of the Rivermead Motor Assessment." *Int Disabil Stud* 13(2): 50-54.
- K.E. Covinsky, E. Kahana, B. Kahana, K. Kercher, J.G. Schumacher and A.C. Justice (2001). "History and mobility exam index to identify community-dwelling elderly persons at risk of falling." *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 56(4): M253-259.
- R.G. Cumming, G. Salkeld, M. Thomas and G. Szonyi (2000). "Prospective study of the impact of fear of falling on activities of daily living, SF-36 scores, and nursing home admission." *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 55(5): M299-305.
- D. Delignieres, K. Torre and L. Lemoine (2005). "Methodological issues in the application of monofractal analyses in psychological and behavioral research." *Nonlinear Dynamics Psychol Life Sci* 9(4): 435-461.
- J. Duchêne and D.J. Hewson (2011). "Longitudinal evaluation of balance quality using a modified bathroom scale: usability and acceptability." *J Telemed Telecare* 17(8): 421-426.
- K. Hill (2005). "Activities-specific and Balance Confidence (ABC) Scale." *Aust J Physiother* 51(3): 197.

- K. Hill, J. Schwarz, L. Flicker and S. Carroll (1999). "Falls among healthy, community-dwelling, older women: a prospective study of frequency, circumstances, consequences and prediction accuracy." *Aust N Z J Public Health* 23(1): 41-48.
- N. Huang, Z. Shen, S. Long, M. Wu, H. Shih, Q. Zheng, N.-C. Yen, C. Tung and H. Liu (1998). "The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis." *Proc R Soc Lond A* 454(1971): 903-995.
- E.A. Hurvitz, J.K. Richardson, R.A. Werner, A.M. Ruhl and M.R. Dixon (2000). "Unipedal stance testing as an indicator of fall risk among older outpatients." *Arch Phys Med Rehabil* 81(5): 587-591.
- F.A. Langley (2007). "Functional balance assessment of older community dwelling adults: A systematic review of the literature." *IJAHS* 5: 1-11.
- M.R. Lin, H.F. Hwang, M.H. Hu, H.D. Wu, Y.W. Wang and F.C. Huang (2004). "Psychometric comparisons of the timed up and go, one-leg stand, functional reach, and Tinetti balance measures in community-dwelling older people." *J Am Geriatr Soc* 52(8): 1343-1348.
- S.R. Lord, R.D. Clark and I.W. Webster (1991). "Postural stability and associated physiological factors in a population of aged persons." *J Gerontol* 46(3): M69-76.
- S.R. Lord, H.B. Menz and A. Tiedemann (2003). "A physiological profile approach to falls risk assessment and prevention." *Phys Ther* 83(3): 237-252.
- S. Mathias, U.S. Nayak and B. Isaacs (1986). "Balance in elderly patients: the "get-up and go" test." *Arch Phys Med Rehabil* 67(6): 387-389.
- A.M. Myers, L.E. Powell, B.E. Maki, P.J. Holliday, L.R. Brawley and W. Sherk (1996). "Psychological indicators of balance confidence: relationship to actual and perceived abilities." *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 51(1): M37-43.
- J.A. Norris, A.P. Marsh, I.J. Smith, R.I. Kohut and M.E. Miller (2005). "Ability of static and statistical mechanics posturographic measures to distinguish between age and fall risk." *J Biomech* 38(6): 1263-1272.
- P. Rougier, C. Burdet, I. Farenç and L. Berger (2001). "Backward and forward leaning postures modelled by an fBm framework." *Neurosci Res* 41(1): 41-50.
- L.Z. Rubenstein and K.R. Josephson (2002). "The epidemiology of falls and syncope." *Clin Geriatr Med* 18(2): 141-158.
- M.A. Russell, K.D. Hill, I. Blackberry, L.M. Day and S.C. Dharmage (2008). "The reliability and predictive accuracy of the falls risk for older people in the community assessment (FROP-Com) tool." *Age Ageing* 37(6): 634-639.
- A. Shumway-Cook, M. Baldwin, N.L. Polissar and W. Gruber (1997). "Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults." *Phys Ther* 77(8): 812-819.
- A. Shumway-Cook, S. Brauer and M. Woollacott (2000). "Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test." *Phys Ther* 80(9): 896-903.
- H. Sjörgen and U. Björnstig (1991). "Injuries among the Elderly in the Home Environment: Detailed Analysis of Mechanisms and Consequences." *J Aging health* 3(1): 107-125.
- M.E. Tinetti, D.I. Baker, G. McAvay, E.B. Claus, P. Garrett, M. Gottschalk, M.L. Koch, K. Trainor and R.I. Horwitz (1994). "A multifactorial intervention to reduce the risk of falling among elderly people living in the community." *N Engl J Med* 331(13): 821-827.

- M.E. Tinetti, M. Speechley and S.F. Ginter (1988). "Risk factors for falls among elderly persons living in the community." *N Engl J Med* 319(26): 1701-1707.
- A.M. Tromp, S.M. Pluijm, J.H. Smit, D.J. Deeg, L.M. Bouter and P. Lips (2001). "Fall-risk screening test: a prospective study on predictors for falls in community-dwelling elderly." *J Clin Epidemiol* 54(8): 837-844.
- B.J. Vellas, L.Z. Rubenstein, P.J. Ousset, C. Faisant, V. Kostek, F. Nourhashemi, M. Allard and J.L. Albarede (1997). "One-leg standing balance and functional status in a population of 512 community-living elderly persons." *Aging (Milano)* 9(1-2): 95-98.
- B.J. Vellas, S.J. Wayne, P.J. Garry and R.N. Baumgartner (1998). "A two-year longitudinal study of falls in 482 community-dwelling elderly adults." *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 53(4): M264-274.
- J. Vermeulen, J.C. Neyens, M.D. Spreeuwenberg, E. van Rossum, D.J. Hewson, J. Duchêne, L.P. de Witte (2012). "Construct validity of a modified bathroom scale that can measure balance in elderly people." *J Am Med Dir Assoc* 13(7): 665 e661-665.
- S.M. Woolley, S.J. Czaja and C.G. Drury (1997). "An assessment of falls in elderly men and women." *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 52(2): M80-87.
- T.B. Wyller, K.M. Sodrings, U. Sveen, A.E. Ljunggren and E. Bautz-Holter (1996). "Predictive validity of the Sodrings Motor Evaluation of Stroke Patients (SMES)." *Scand J Rehabil Med* 28(4): 211-216.

Chapitre VII. ARPEGE

VII.1. Objectifs

Le fait de veiller à l'autonomie et à la qualité de vie des personnes âgées en agissant au plus tôt de façon à leur permettre de prolonger leur vie autonome dans les meilleures conditions est aujourd'hui l'une des préoccupations importantes de notre société. Encore faut-il pour cela d'une part savoir mettre en place des outils de repérage d'un risque de fragilisation à un stade suffisamment précoce pour qu'une action corrective puisse être engagée, d'autre part pouvoir rendre ces outils acceptables, valides et fiables à un stade qui reste dans un cadre de prévention.

Le projet ARPEGE adresse principalement cette question du repérage de la fragilité dans un environnement non contrôlé, c'est-à-dire hors du cabinet médical, et avec un focus particulier pour une utilisation sur le lieu de vie des personnes âgées (domicile, maisons d'accueil, centres de prévention). Cependant nous verrons dans la suite que, pour l'essentiel, il répond également à nombre de questions liées au suivi de personnes fragiles dans leur lieu de vie.

L'objectif général du projet ARPEGE est de réaliser un pack ambulatoire modulable regroupant un ensemble de dispositifs technologiques d'utilisation très simple et totalement intuitive, visant à alimenter des indicateurs de fragilité physique.

L'originalité du projet est de coupler différents indicateurs de fragilité en les intégrant dans un ensemble d'évaluation manipulable hors du contexte du professionnel de santé, en rendant l'évaluation aussi interactive et ludique que possible, en définissant des sous-ensembles de tests adaptés aux conditions de l'évaluation, et en permettant de compléter l'évaluation par une démarche de suivi, utilisant les mêmes outils, lorsque des actions de correction auront été proposées à la personne repérée en risque de fragilisation.

Comme cela a été montré dans les chapitres précédents, l'idée de base de conception des outils technologiques d'évaluation 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, téléphone portable, objets ludiques, etc.) auxquels on ajoute une fonction d'évaluation (poids, masse musculaire, force de préhension, fatigue, équilibre, etc.) d'usage totalement intuitif et autant que possible ludique.

La difficulté est alors d'identifier les bonnes informations pour les indicateurs de repérage de fragilité à partir des données extraites de ces objets, et de les fusionner au sens d'une synthèse d'évaluation de fragilité afin de donner au professionnel les moyens de détection et les pistes d'action. Le projet ARPEGE exploite les informations fournies par les différents outils technologiques décrits précédemment ainsi que par des questions complémentaires (dépression, activité physique) pour produire le score de Fried, augmenté du score de qualité d'équilibre. Il a ensuite pour objet d'en évaluer d'une part la qualité diagnostique en comparant les résultats à une évaluation gériatrique standardisée, d'autre part la qualité d'usage dans un environnement non contrôlé : visites à domicile par des évaluateurs d'une caisse de retraite. Ce deuxième volet a été traité dans le cadre d'un projet confié par la Carsat Nord-Est à l'association MADoPA. Il ne sera donc pas traité dans le cadre de ce travail de thèse.

VII.2. Le Pack ARPEGE

Le pack ARPEGE regroupe tous les dispositifs de mesure autour d'un dispositif central, une tablette PC (qui peut très simplement être remplacée par un Smartphone), pour pouvoir présenter à la personne âgée suivie et/ou à l'investigateur éventuel présent, des résultats clairs, simplement interprétables et compréhensibles à partir d'une interface conviviale et non anxiogène permettant un retour direct à l'utilisateur (Figure VII.1). De plus, l'ensemble est totalement modulable (utilisation de tout ou partie des dispositifs, sans contrainte d'ordre ou de passage obligé, si ce n'est celui de la tablette PC) et très ouvert à d'autres dispositifs (totale interopérabilité). Enfin, la tablette a les capacités de communication distante sans fil pour la transmission des données vers un serveur d'hébergement et de traitement. Les différents composants technologiques sont repris brièvement dans les paragraphes suivants, en fonction de l'indicateur qu'ils alimentent. Dans le Tableau VII.1 les instruments de mesure de ces composants utilisés dans ARPEGE sont comparés à ceux utilisés dans l'étude Cardiovascular Health Study (CHS).

Tableau VII-1 Les instruments de mesure utilisés dans ARPEGE sont comparés à ceux utilisé dans l'étude Cardiovascular Health Study (CHS).

Critères de fragilité	Critères Cardiovascular Health Study (CHS)	Critères ARPEGE
Perte de poids involontaire	Simple question à la personne. S'il était disponible, un poids antérieur était noté.	Pèse-personne intelligent
Epuisement	Selon les réponses apportées à 2 des 20 questions de l'échelle de dépression CES-D « j'ai eu l'impression que toute action me demandait un effort » « j'ai manqué d'entrain »	Selon les réponses apportées à 2 des 20 questions de l'échelle de dépression CES-D « j'ai eu l'impression que toute action me demandait un effort » « j'ai manqué d'entrain »
Dépense d'énergie	Évalué selon la version courte du Minnesota Leisure Time Activity Questionnaire, renseignant sur le niveau d'activité de 9 domaines d'activité incluant les activités domestiques sur les 4 dernières semaines. La dépense énergétique associée mesurée en Kcal est calculée selon un algorithme standardisée	Question de celle utilisée dans le projet SHARE À quelle fréquence vous engagez-vous dans des activités nécessitant un niveau d'énergie bas à moyen, comme jardiner, les courses laver la voiture ou faire une promenade
Vitesse de la marche	Temps nécessaire pour	

	parcourir 4,57 mètres (15 pieds)	Dispositif Doppler
Force de préhension	La mesure de la force de préhension en Kg, en utilisant généralement un dynamomètre	Grip-ball

1. Perte de poids involontaire

Ce critère est validé en cas de perte poids involontaire de 4,5 Kg ou 5% du poids dans les 12 derniers mois. Le pèse-personne utilisé pour cela est le BQT décrit au chapitre VI.

Comme nous l'avons vu précédemment, ce pèse personne communicant permet non seulement de mesurer et transmettre à la tablette le poids d'une personne, mais également sa qualité d'équilibre (l'un des indicateurs du modèle de Studenski (Studenski et al. 2004), absent du référentiel de Fried).

Le dispositif BQT est très facile à utiliser, la seule tâche demandée par la personne âgée est celle d'une action de pesée ordinaire : un capteur infrarouge détecte la présence du sujet et commence le processus de calibrage, puis affiche "0.0". Le sujet monte sur le pèse personne et attend que le poids s'affiche (temps d'attente fixé à 12 s), puis il descend du pèse personne, qui envoie automatiquement ses enregistrements à la tablette PC du pack ARPEGE en fin de phase de pesée, après détection de la descente.

2. Force de préhension

Une personne est classée fragile sur ce critère si sa force de préhension est inférieure à un seuil établi en fonction de l'indice de masse corporelle (IMC) et du genre. Ce critère sera évalué dans le cadre du Pack par la Grip-ball, dispositif de mesure la force de préhension palmaire décrit au chapitre IV. L'utilisation de la Grip-ball pour mesurer la force de préhension palmaire nécessite pour le sujet de serrer une balle le plus fortement possible durant 3 secondes, le retour visuel étant fourni par la tablette sous forme d'un compteur à deux aiguilles (valeur courante et valeur maximale). Les données sont envoyées à la tablette tactile en temps réel pour permettre ce retour visuel.

3. Vitesse de la marche

Une personne est classée fragile sur ce critère selon le référentiel de Fried selon le temps de marche nécessaire pour parcourir une distance de 4,57 m (15 pieds). En fonction de la taille et du genre du sujet, si le temps de marche dépasse une valeur seuil, ce critère est validé. Comme en fait c'est la vitesse de la marche qui est généralement utilisée en référence, le dispositif utilisé dans le cadre d'ARPEGE sera celui décrit au chapitre V, basé sur le principe d'un radar Doppler, ce qui ne nécessite pas de distance imposée pour effectuer une mesure. Le capteur mesure la vitesse instantanée et l'envoie directement à la tablette PC en temps réel. L'affichage est là encore un compteur à deux aiguilles (vitesse instantanée et vitesse maximale, après traitement en temps réel du signal Doppler).

4. Dépense énergétique

L'activité physique est estimée par Fried sur la base d'un questionnaire, le Minnesota Leisure Time Physical Activity Questionnaire (MLTAQ). Ce questionnaire permet d'estimer les dépenses énergétiques quotidiennes, qui sont ensuite comparées aux seuils établis par genre afin de qualifier l'individu comme étant fragile ou non fragile pour ce critère.

Des solutions existent pour quantifier le niveau d'activité physique (la dépense d'énergie) d'une personne au cours de la journée. La plupart des appareils s'appuient sur des capteurs inertiels qui sont soit intégrés dans les systèmes sur mesure ou déjà présents dans les dispositifs commerciaux tels que les téléphones mobiles. Bien que ces dispositifs soient bien adaptés à l'utilisation longitudinale et l'accompagnement, ils ne sont pas adaptés au repérage de la fragilité car ils ne fournissent pas une valeur instantanée de l'activité. Un téléphone portable n'a donc été inclus dans une version étendue du pack ARPEGE que pour une application dédiée à l'évaluation longitudinale de la fragilité à la maison. Dans la version ARPEGE actuelle relative à l'évaluation de la fragilité à un moment donné, ce critère sera évalué par un questionnaire. Le MLTAQ n'a pas de version française, n'étant pas adapté à la culture française à cause du choix de certains des 18 items proposés (bowling, golf, aérobics, etc.) qui ne sont pas pratiqués régulièrement en France par les personnes âgées. La dépense énergétique sera évaluée alors par une question simple utilisée dans le projet SHARE (Aichberger et al. 2010), demandant à quelle fréquence les personnes exercent des activités telles que faire les courses, le jardinage, faire une promenade, ... etc. Cette question a été intégrée dans la tablette en proposant cinq niveaux de réponse, de « jamais » à « tous les jours ».

Question 1/1 : A quelle fréquence pratiquez-vous des activités comme par exemple des promenades, des courses, du jardinage... ?

Presque jamais / Jamais, 1-3 fois par mois, 1 fois par semaine, Plusieurs fois par semaine.

5. Épuisement

Deux questions du questionnaire CES-D (Center for Epidemiologic Studies Depression Scale) sont utilisées par Fried afin de déterminer l'épuisement du sujet. Ces deux questions ont été traduites de l'anglais au français et intégrées à la tablette

Question 1/2 : La semaine dernière, tout ce que je faisais me demandait un effort...

La plupart du temps/Tout le temps (5-7 jours), Assez souvent (3-4 jours), Parfois/ Peu souvent (1-2 jours), Rarement/Jamais.

Question 2/2 : La semaine dernière, je suis parvenue à aller de l'avant ...

Rarement/Jamais, Parfois/Peu souvent (1-2 jours), Assez souvent, La plupart de temps /Tout le temps.



Figure VII-1 LE Pack ARPEGE.

6. Interface homme-machine

Chaque partie de l'interface homme-machine a été développée dans un esprit « Living Lab », c'est à dire en interaction forte avec les utilisateurs, essentiellement professionnels puisque ce pack technologique a vocation à être évalué du point de vue de l'usage dans le cadre d'une utilisation par des professionnels évaluateurs au domicile. La première étape a consisté à définir le scénario que ces évaluateurs appliquent habituellement lors de leurs visites aux personnes âgées, afin de définir comment le pack ARPEGE pourrait être inclus au mieux dans leur pratique professionnelle au domicile. Ensuite, le logiciel a été mis en œuvre dans une tablette PC standard (ST Latitude Tablet, Dell Inc., de Round Rock, Texas, USA) selon les exigences définies dans le scénario. Après plusieurs interactions entre les utilisateurs et les développeurs de logiciels, les étapes successives de l'application ont été programmées comme suit (développement logiciel réalisé par un ingénieur de l'équipe, Cyrille Herlem) :

Lorsque la tablette est mise sous tension, l'utilisateur accède directement à un menu lui permettant soit de débiter une nouvelle évaluation, soit de consulter les évaluations précédentes (Figure VII.2).



Figure VII-2 Menu affiché à la mise en route de la tablette.

En entrant dans le menu « évaluation », un écran d'identification du sujet apparaît. Chaque sujet possède un numéro d'identification unique à 5 chiffres qui inclut un code de vérification construit sur la base du code de contrôle du numéro de sécurité sociale, ceci afin d'éviter des erreurs lors de la saisie. L'identification est la seule donnée alphanumérique que l'utilisateur doit entrer par l'intermédiaire d'un clavier virtuel simplifié. Toutes les autres données à entrer dans le système le sont au travers de l'écran tactile à l'aide d'icônes et de curseurs.

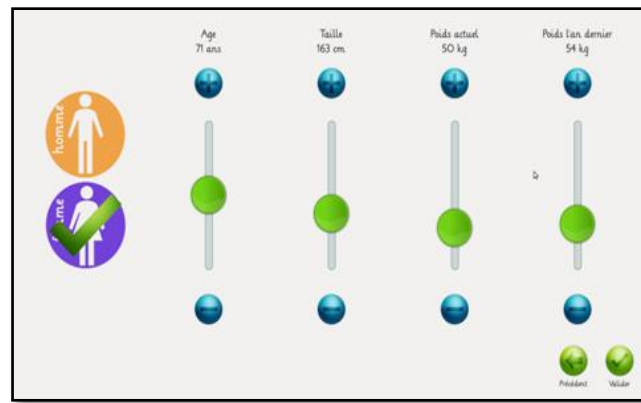


Figure VII-3 Interface de saisie des données anthropométriques.

C'est le cas pour la saisie des données anthropométriques du sujet qui se fait à l'aide de curseurs tactiles (Figure VII.3).

Les cinq tests ou questionnaires permettant d'alimenter les critères de Fried sont ensuite proposés à l'investigateur qui peut choisir de les dérouler dans n'importe quel ordre (Figure VII.4). Toutes les interactions entre l'utilisateur et la tablette sont faites via des icônes, avec des résultats et scores affichés graphiquement et de façon conviviale.

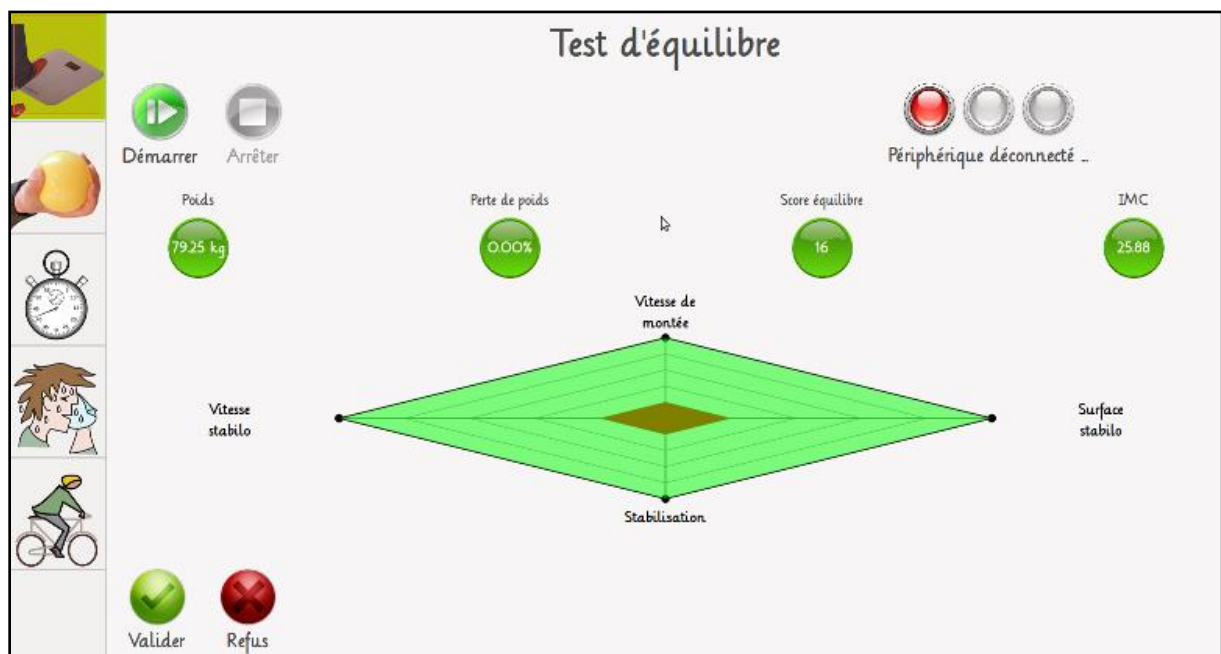


Figure VII-4 Une illustration d'un écran de résultat (ici poids et test d'équilibre). Les onglets sur la gauche permettent de sélectionner le test à réaliser.

Un test peut être répété s'il n'a pas été réalisé dans des conditions satisfaisantes. Cependant, une fois validé, un test ne peut plus être réitéré. En outre, le sujet a la possibilité de refuser tout test à tout moment.

Lorsque tous les tests ont été réalisés (validés ou refusés), une synthèse globale des résultats est affichée sur l'écran, avec une estimation du résultat du test de Fried (non fragile, pré-fragile ou fragile) (Figure VII.5). Cela a été demandé par les évaluateurs, mais la question reste posée de savoir si le résultat doit être présenté à l'utilisateur final (personne âgée) ou non.

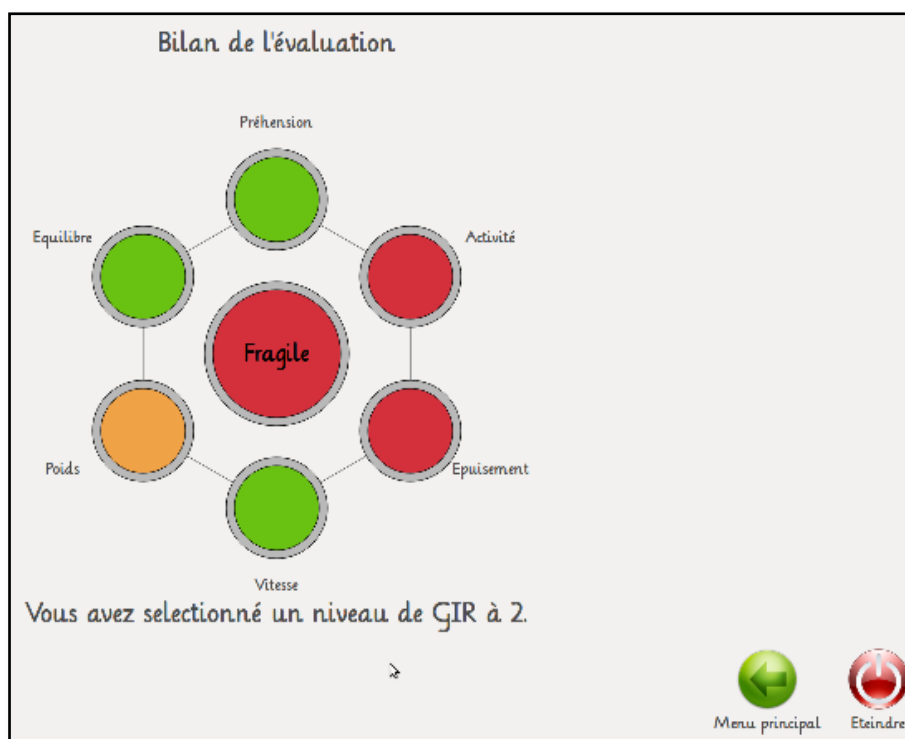



Figure VII-5 L'affichage du bilan de test.

Une fois l'évaluation réalisée, les résultats sont stockés dans le dossier correspondant à la personne ayant effectué le test.

A n'importe quel moment, l'évaluateur peut consulter la liste des évaluations qui ont déjà été effectuées et éditer un rapport complet qui peut être affiché sur l'écran et / ou enregistré sur une clé USB dans un format PDF (Figure VII.6).

Le transfert des données vers un serveur distant est assuré automatiquement si une clé 3G est insérée avant la mise sous tension de la tablette. Cette étape ne nécessite donc aucune autre intervention de l'utilisateur que celle d'insérer la clé 3G dans un port USB.






L'utilisateur peut également choisir de stocker les données acquises sur la clé USB qu'il utilise par ailleurs pour enregistrer le rapport d'évaluation, et de les transmettre au gestionnaire de serveur plus tard. Toutes les données sont évidemment transmises de manière anonyme, en se référant seulement au numéro d'identification spécifiquement attribué à chaque personne évaluée. Par contre, les données transmises ne sont pas cryptées dans le cadre de ce projet de recherche. C'est un aspect qui devra être considéré si le pack ARPEGE est ensuite utilisé en routine.




**ARPEGE EvalUsage experimentation
Report**

Subject n° : 00097 Assessment date : 26 March 2013


Gender	Age	Height	Measured weight	BMI	Declared weight	Weight one year ago
M	75 years	167 cm	76.13 kg	27.30	91 kg	97 kg


Criterion	Value	Limit	
Weight loss	21.52%	5%	
Gripping strength	39.26 kg	30 kg	
Walking speed	3.81 km/h	2.35 km/h	
Activity level	3/3	< 2/3	
Exhaustion feeling	5/6	1 answer < 2/3	


Final result (Fried score) : Pre-frail


Balance quality	16/16	
GIR	6	


Caption box:


Not frail


Frail


Test denied


Technical issue


Precarious balance

Non-binding document - Non-validated information, provided as an indication only.

Figure VII-6 Exemple d'un compte-rendu produit par le Pack ARPEGE.

VII.3. Évaluation de la valeur diagnostique du Pack d'Évaluation Gériatrique Embarqué

L'évaluation de la valeur diagnostique du Pack d'Évaluation Gériatrique Embarqué est essentielle dans le projet puisque c'est elle qui va définir la capacité de la solution technologique à diagnostiquer un risque de fragilisation en comparaison aux évaluations gériatriques standardisées. L'évaluation est coordonnée par le Professeur Jean-Luc Novella (CHU de Reims, investigateur principal). Après avis favorable du CPP de Dijon et de

l'ANSM, le protocole a débuté en octobre 2013 (première inclusion) et s'étalera sur deux années.

Population étudiée

L'étude concerne des sujets âgés de 70 ans ou plus, présentant un niveau d'autonomie correspondant à un niveau de GIR 4, 5 ou 6. Les sujets présentant une déficience fonctionnelle, neurosensorielle ou cognitive seront exclus de l'étude dans la mesure où il sera impossible de réaliser certains tests inhérents au protocole : station debout impossible, paralysie ou parésie des membres supérieurs, troubles cognitifs sévères (MMSE<10), troubles sensoriels (auditifs et visuels) entravant toute communication même après correction. L'hospitalisation complète ou non (en MCO, en SSR ou en long séjour) ainsi que la non-affiliation à un régime de sécurité social seront aussi des critères de non-inclusion. Il en sera de même des personnes majeures protégées par la loi (tutelle ou curatelle).

Procédure de l'étude

Les sujets seront investigués trois fois (J0, M6, M12) avec un suivi longitudinal trimestriel (M3, M9) par téléphone.

À J0 chaque sujet recevra une description détaillée sur les objectifs et le protocole de l'étude. Après cette phase d'information, le consentement sera lu et signé par chaque sujet avant l'évaluation.

Les informations sociodémographiques et socioéconomiques sont ensuite renseignées, à savoir:

- Âge, genre, état matrimonial, commune de résidence, commune de naissance, niveau de scolarité
- Lieu et mode de vie : il s'agira de déterminer si la personne réside en milieu urbain ou rural, si elle habite un appartement ou une maison individuelle, si elle est institution ou pas...
- Indicateur de réseau familial, du support affectif, de l'isolement et du support social (aide informelle), présence d'un aidant principal
- Événements récents de vie (en particulier ceux modifiant le réseau et le support social): deuil, divorce, séparation...
- Système d'aide à domicile : il s'agit des principales aides sociales et/ou sanitaires, telles qu'allocation personnalisée pour l'autonomie, minimum vieillesse, aides à domicile (portage de repas, aide-ménagère...)

- Aide financière, notion d'imposition sur le revenu : il s'agira d'évaluer le niveau de revenu du ménage, la situation fiscale (imposition ou non), l'existence d'une mutuelle de santé...

Comme indiqué plus haut, le sujet sera évalué à J0, ainsi qu'à M6 et M12 afin de tester la validité prédictive et la sensibilité au changement des informations recueillies par le Pack ARPEGE. L'ensemble des tests réalisés et des questionnaires renseignés à chacune de ces périodes est synthétisé ci-dessous :

- Evaluation par le Pack ARPEGE
- Grille de fragilité : la grille SEGA (Short Emergency Geriatric Assessment ou Sommaire de l'évaluation du profil gériatrique à l'admission) (Schoevaerdt et al. 2004).
- Echelle de fragilité de Fried renseignée à partir des outils de référence (temps de marche sur une distance de 15 pieds, force de préhension à partir du Jamar, perte de poids déclarée,... (Fried et al. 2001)).
- Bilan cognitif : le Mini Mental State Examination (MMSE) (Folstein et al. 1975).
- Bilan thymique : la mini-GDS 4 (Yesavage et al. 1982).
- Bilan nutritionnel : l'échelle MNA-Sf encore appelée mini-MNA (Vellas et al. 2006).
- Risque d'escarre : l'échelle de Norton (Anthony et al. 2008).
- Bilan fonctionnel : activités de la vie quotidienne (AVQ) de Katz (Katz et al. 1976) et activités instrumentales de la vie quotidienne (AIVQ) de Lawton (Lawton et al. 1969).
- Bilan de la marche et de l'équilibre : La marche sera évaluée conjointement par la vitesse de marche (mesuré par le pack) et le Timed Up and Go test (Mathias et al. 1986); l'équilibre sera exploré par le Berg Balance Scale (Berg et al. 1992) et le test de l'appui unipodal (Vellas et al. 1997).
- Bilan des comorbidités : l'échelle de Charlson(Charlson et al. 1987).
- Mesure de la qualité de vie : l'échelle de Duke (Guillemin et al. 1997).

Analyse des données

Une analyse de concordance sera réalisée entre les données produites par le Pack ARPEGE et les différents tests de l'évaluation gériatrique. Par ailleurs, le Berg Balance Scale va servir à valider (et optimiser) le score de qualité d'équilibre produit par le pèse-personne.

D'autres analyses seront également conduites :

- Faisabilité, acceptabilité : temps de passation (en minutes), nombre de refus de passation, nombre d'interruptions en cours de passation.
- Validité discriminante : Capacité du Pack ARPEGE à discriminer des sujets appartenant à des groupes cliniques différents selon l'état cognitif, l'état thymique, le statut nutritionnel, le niveau fonctionnel, le degré de sévérité des comorbidités, le niveau de qualité de vie...
- Validité prédictive : capacité de l'outil à prédire des événements de santé importants tels que la mortalité, l'institutionnalisation, la perte d'indépendance, l'hospitalisation (à 6 mois et à 12 mois)...
- Sensibilité au changement : capacité de l'outil à refléter des changements significatifs de l'état de santé, à 6 et 12 mois.

VII.4. Discussion

Le repérage précoce des personnes en risque de fragilisation est essentiel pour apporter des actions correctives permettant de maintenir une qualité de vie souhaitée par la personne dans son lieu de vie. Le projet ARPEGE propose une solution de repérage et de suivi fondée sur un pack mobile d'évaluation de la fragilité ou du risque de fragilisation comprenant tous les dispositifs nécessaires visant à alimenter les indicateurs de fragilité physique, en y incluant également un score de qualité de l'équilibre, ce qui revêt une importance particulière en ce qui concerne le risque de chute.

L'originalité du Pack est qu'il est susceptible d'être utilisé dans divers environnements (domicile, centre de prévention, cabinet du généraliste, consultation gériatrique) et manipulable de façon intuitive par des professionnels non spécialistes et aussi par les personnes âgées elles-mêmes.

Du point de vue de l'usage, le pack ARPEGE a été testé par des travailleurs sociaux, dont la tâche était d'évaluer les besoins des personnes âgées rentrant chez elles après hospitalisation. Cette étude ayant été menée indépendamment de l'équipe de recherche nous ne l'avons pas développée ici. Cependant, nous avons pu constater l'effet d'une conception participative dans le cadre du développement de l'interface homme-machine puisque très peu de modifications ont été demandées par les utilisateurs après une première étape d'apprentissage. De plus, une session de formation unique d'une heure a été nécessaire pour les évaluateurs afin de se familiariser avec le Pack ARPEGE.

Pour ce qui concerne l'évaluation diagnostique, à la date de rédaction de ce mémoire, nous ne pouvons encore présenter aucun résultat, la première phase d'inclusion (t0) n'étant pas encore terminée.

VII.5. Conclusion

Le pack ARPEGE a été conçu comme un moyen simple et convivial pour évaluer la fragilité dans divers environnements (domicile, centre de prévention, cabinet du généraliste, consultation gériatrique), par des professionnels non spécialistes ou par les personnes âgées elles-mêmes. L'intégration des dispositifs technologiques développés a mené à la réalisation de ce Pack, puis à son utilisation dans deux contextes différents. La prise en compte dès le départ de la nécessité d'interopérabilité des dispositifs a permis à cette intégration de se faire de façon simple, et l'approche de conception participative pour le développement de l'interface a évité probablement bon nombre d'itérations entre développeurs et usagers.

L'étape de recueil et d'exploitation des données reste évidemment à faire mais les premières évaluations effectuées dans le cadre de l'évaluation diagnostique n'ont révélé aucune difficulté majeure dans l'utilisation du Pack ARPEGE dans ce contexte.

Bibliographie

- M.C. Aichberger, M.A. Busch, F.M. Reischies, A. Ströhle, A. Heinz and M.A. Rapp (2010). "Effect of Physical Inactivity on Cognitive Performance after 2.5 Years of Follow-Up - Longitudinal Results from the Survey of Health, Ageing, and Retirement (SHARE)." *GeroPsych: GeroPsych (Bern)* 23: 7-15.
- D. Anthony, S. Parboteeah, M. Saleh and P. Papanikolaou (2008). "Norton, Waterlow and Braden scores: a review of the literature and a comparison between the scores and clinical judgement." *J Clin Nurs* 17(5): 646-653.
- K.O. Berg, S.L. Wood-Dauphinee, J.I. Williams and B. Maki (1992). "Measuring balance in the elderly: validation of an instrument." *Can J Public Health* 83 Suppl 2(2): S7-11.
- M.E. Charlson, P. Pompei, K.L. Ales and C.R. MacKenzie (1987). "A new method of classifying prognostic comorbidity in longitudinal studies: development and validation." *J Chronic Dis* 40(5): 373-383.
- M.F. Folstein, S.E. Folstein and P.R. McHugh (1975). "Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician." *J Psychiatr Res* 12(3): 189-198.
- L.P. Fried, C.M. Tangen, J. Walston, A.B. Newman, C. Hirsch, J. Gottdiener, T. Seeman, R. Tracy, W.J. Kop, G. Burke and M.A. McBurnie (2001). "Frailty in Older Adults: Evidence for a Phenotype." *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 56(3): M146-157.
- F. Guillemin, A. Paul-Dauphin, J.M. Virion, C. Bouchet and S. Briancon (1997). "Le profil de santé de DUKE : un instrument générique de mesure de qualité de vie liée à la santé." *Santé Publique(1)*: 35-44.
- S. Katz and C.A. Akpom (1976). "A measure of primary sociobiological functions." *Int J Health Serv* 6(3): 493-508.
- M.P. Lawton and E.M. Brody (1969). "Assessment of older people: self-maintaining and instrumental activities of daily living." *Gerontologist* 9(3): 179-186.
- S. Mathias, U.S. Nayak and B. Isaacs (1986). "Balance in elderly patients: the "get-up and go" test." *Arch Phys Med Rehabil* 67(6): 387-389.
- D. Schoevaerds, S. Bietlot, B. Malhomme, C.G. Rezette, JB., D. Vanpee, P. Cornette and C. Swine (2004). "Identification précoce du profil gériatrique en salle d'urgences : présentation de la grille SEGA." *Rev Gériatrie* 29(3): 169-176.
- S. Studenski, R.P. Hayes, R.Q. Leibowitz, R. Bode, L. Lavery, J. Walston, P. Duncan and S. Perera (2004). "Clinical Global Impression of Change in Physical Frailty: development of a measure based on clinical judgment." *J Am Geriatr Soc* 52(9): 1560-1566.
- B.J. Vellas, H. Villars, G. Abellan, M.E. Soto, Y. Rolland, Y. Guigoz, J.E. Morley, W. Chumlea, A. Salva, L.Z. Rubenstein and P. Garry. (2006). "Overview of the MNA--Its history and challenges." *J Nutr Health Aging* 10(6): 456-463; discussion 463-455.

B.J. Vellas, L.Z. Rubenstein, P.J. Ousset, C. Faisant, V. Kostek, F. Nourhashemi, M. Allard and J.L. Albaredo (1997). "One-leg standing balance and functional status in a population of 512 community-living elderly persons." *Aging (Milano)* 9(1-2): 95-98.

J.A. Yesavage, T.L. Brink, T.L. Rose, O. Lum, V. Huang, M. Adey and V.O. Leirer (1982). "Development and validation of a geriatric depression screening scale: a preliminary report." *J Psychiatr Res* 17(1): 37-49.

Chapitre VIII. Conclusion et perspectives

« Vivre chez soi est une liberté revendiquée massivement par les Aînés », « Le vieillissement est une chance pour l'économie ». Ce sont des phrases souvent répétées par le Professeur Alain Franco, premier Président du Centre National de Référence Santé à Domicile et Autonomie, reprises dès l'introduction du rapport de la mission « Vivre chez soi ». Encore faut-il que pour les aînés cette période puisse être menée en pleine autonomie et avec une bonne qualité de vie. Or cette phase de la vie est aussi celle pour laquelle la réserve fonctionnelle, c'est-à-dire la capacité à réagir à des situations de stress (accidents de la vie) d'une part se réduit, d'autre part ne se régénère pas totalement à la suite de ces situations. Le risque de ne pas pouvoir récupérer ses réserves fonctionnelles, avant même le premier événement de stress, place la personne en situation de risque de fragilisation.

La fragilité pose des défis majeurs pour les professionnels de santé confrontés au vieillissement de la population. L'attrait de la notion de la fragilité réside dans le fait qu'elle peut apparaître avant la survenue d'incapacités ou d'autres événements péjoratifs. La prévention de la fragilité et, ou l'entretien / la réduction du niveau de la fragilité devrait être la priorité des professionnels de santé en gériatrie, car au cours des 30 prochaines années, la population en France et en Europe voire dans le monde sera une population âgée, pour laquelle le déclin fonctionnel et les comorbidités seront fréquents avec la perspective d'une longévité élevée.

Trois mots-clés sont alors essentiels pour ralentir au mieux cette phase de fragilisation menant à la dépendance :

- Prévention : engager des actions tendant à éviter d'entrer dans une phase de fragilisation
- Repérage : détecter les personnes pré-fragiles le plus en amont possible, lorsque des actions peuvent être engagées pour limiter le risque de fragilisation

- Suivi : mesurer une dégradation possible pour proposer des solutions adaptées ralentissant le processus menant à la dépendance.

L'étude menée dans cette thèse a concerné principalement la question du repérage et a répondu également à nombre de questions liées au suivi de personnes fragiles dans leurs lieux de vie. La difficulté a alors été d'identifier les bonnes informations pour les indicateurs de repérage et/ou de suivi de la fragilité et de les intégrer dans des dispositifs technologiques d'utilisation très simple et totalement intuitive.

Pour aboutir à ces objectifs nous avons tout d'abord fait une étude bibliographique sur le concept de la fragilité et sur les différentes méthodes d'évaluation de la fragilité. Cette étude a été très intéressante pour la suite du travail, dans la mesure où elle nous a permis une meilleure compréhension du concept lui-même et des différentes approches de son évaluation, puis d'analyser les modèles existants afin de faire le meilleur choix dans une optique d'usage grand public et respectant les spécificités liées à une utilisation par les personnes âgées.

À la lumière de cette analyse bibliographique, le modèle de fragilité physique de Fried nous est apparu comme le plus approprié à une utilisation en milieu non contrôlé. Toutefois, il nous a semblé important d'y inclure une estimation de la qualité de l'équilibre, intervenant de façon significative dans l'évaluation du risque de chute, et mesurant de façon indirecte la sarcopénie qui limite de façon drastique les activités de la vie courante. Ces deux facteurs ne sont évidemment pas indépendants mais concourent à une entrée progressive dans la dépendance s'ils se dégradent.

Le modèle de fragilité de Fried choisi mesure la fragilité physique selon cinq critères et permet de classer la personne en non-fragile (0 critère), pré-fragile (1 ou 2 critères) ou fragile (> 2 critères). Trois critères ont pu être alimentés par des mesures objectives provenant de dispositifs technologiques : la force de préhension palmaire, la vitesse de la marche et l'ensemble perte de poids/qualité de l'équilibre. Le défi de la thèse était de contribuer aux développements scientifiques et technologiques de chacun de ces dispositifs en faisant un focus particulier sur la force de préhension palmaire.

Le travail ainsi mené a permis le développement et l'intégration de l'ensemble des outils technologiques dans un pack totalement conçu pour un usage grand public, le pack ARPEGE. Ce pack inclut des moyens de communication qui mettent en perspective la possibilité d'interagir avec un acteur externe afin de permettre à la fois de rassurer les personnes

maintenues à domicile et leur famille et de générer éventuellement des alertes vers le professionnel de santé en cas d'évolution de la fragilité d'une personne suivie. L'application dans un cadre de suivi de pathologies pourrait être envisagée par exemple dans le cadre de la rééducation de la main et de l'avant-bras avec la Grip-ball, la surveillance du poids pour l'obésité et le diabète par le pèse-personne, l'évaluation des troubles de la marche avec le dispositif de la marche, etc.

Le pack ARPEGE a été testé par des travailleurs sociaux, dont la tâche était d'évaluer les besoins des personnes âgées qui rentraient chez elles après hospitalisation. En ce qui concerne la qualité diagnostique de ce pack, elle sera effectuée dans le programme ARPEGE dont le protocole concerne plus de 200 sujets évaluées trois fois et inclut d'une part le pack lui-même, d'autre part des tests cliniques ainsi que des grilles individuelles de fragilité.

En ce qui concerne les orientations à venir, au-delà de l'exploitation des résultats du protocole ARPEGE, plusieurs perspectives sont à envisager. Ces perspectives peuvent être divisées en deux grandes catégories, la première liée aux dispositifs développés, la deuxième relative à l'amélioration du système d'auto-mesure de la fragilité.

La première perspective se concentre sur des améliorations technologiques de la Grip-ball notamment la miniaturisation des composants électroniques, la réduction de la consommation d'énergie et l'inclusion dans la balle. Cela permettra alors d'effectuer des recherches à partir d'un large éventail de pressions initiales en utilisant un dispositif beaucoup plus proche de l'usage que le Vigoriball utilisé dans le cadre de la thèse. De plus, même si cela n'a eu aucune conséquence sur les résultats des expérimentations menées dans le cadre de ce travail, il sera nécessaire d'augmenter la fréquence d'échantillonnage afin de pouvoir aller plus loin sur l'analyse des caractéristiques dynamiques du signal de pression.

Avec le dispositif de la marche des améliorations technologiques en terme d'électronique et de traitement des signaux pourraient être effectuées afin d'augmenter les performances du système. Pour l'électronique, il s'agit là aussi d'améliorer l'autonomie du dispositif (le dispositif actuel a une autonomie en continu ne dépassant pas 4 heures), d'augmenter la distance de détection sans nuire à la qualité de la mesure et de rendre le système autonome (détection automatique de la personne). De plus, un traitement avancé du signal pourrait permettre d'obtenir un profil de vitesse dynamique utilisable pour décrire la qualité de la marche.

Pour le pèse personne plusieurs points fondamentaux nécessitent une recherche approfondie pour en déduire un score d'équilibre de référence. D'une part, il faudrait revenir sur les signaux capteurs, définir un algorithme entièrement automatisé et rigoureux pour segmenter le signal de force verticale et étudier de nouvelles possibilités de caractérisation des signaux de la phase statique compte tenu de nouvelles caractéristiques du dispositif technologique (fréquence d'échantillonnage passée de 16 Hz à 100 Hz). D'autre part, il faudrait optimiser le scoring paramètre par paramètre. Les paramètres issus du pèse-personne ont été segmentés de façon empirique en 5 niveaux de 0 à 4. Il s'agirait de trouver une nouvelle approche permettant d'optimiser cette segmentation, soit au regard de la corrélation avec un paramètre clinique (Berg Balance Scale ou vitesse de la marche par exemple), soit en fonction des résultats de la classification vis-à-vis du risque de chute (attesté par exemple par le nombre de chutes ou, de façon indirecte, par le temps d'appui unipodal).

Enfin, augmenter le potentiel du système d'auto-mesure de la fragilité est une perspective importante pour notre travail. Il s'agirait de rechercher et d'ajouter des informations complémentaires essentielles comme la sarcopénie (ou perte de masse musculaire) en donnant au pack ARPEGE la capacité d'en évaluer l'état et l'évolution.

Annexe : Liste de publications relatives à ce travail

Journaux internationaux (2)

1. R. Jaber, A. Chkeir, D. J. Hewson, J. Duchêne (2012). "Design and validation of the Grip-ball for measurement of hand grip strength." *Med Eng Phys* 34(9): 1356-1361.
2. A. Chkeir, R. Jaber, D. J. Hewson, J. Duchêne (2013). "Estimation of grip force using the Grip-ball dynamometer." *Med Eng Phys* 35(11): 1698-1702.

Conférences internationales (6)

1. R. Jaber, D. J. Hewson, J. Duchêne (2012). "A Set of Technological Tools for Physical Frailty Assessment. " 5th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering. Á. Jobbágy, Springer Berlin Heidelberg. 37: 1054-1057.
2. A. Chkeir, R. Jaber, D. J. Hewson, J. Duchêne (2012). "Reliability and validity of the Grip-Ball dynamometer for grip-strength measurement." *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Conference* 2012(10): 1996-1999.
3. D.J. Hewson, R. Jaber., A. Chkeir, A. Hammoud, D. Gupta, J. Bassement, J. Vermeulen, S. Yadav, L. De Wite, and J. Duchêne (2013). "Development of a monitoring system for physical frailty in independent elderly." *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Conference* 2013(10): 6215-6218.
4. R. Jaber, A. Chkeir, D. J. Hewson, J. Duchêne (2013). "ARPEGE: Assessment of frailty at home." *e-Health Networking, Applications & Services (Healthcom), 2013 IEEE 15th International Conference on*.
5. R. Jaber, A. Chkeir, D. J. Hewson, J. Duchêne (2014). "A New Device to Assess Gait Velocity at Home." *XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013*. L. M. Roa Romero, Springer International Publishing. 41: 1503-1506.
6. A. Chkeir, R. Jaber, D. J. Hewson, J.-Y. Hogrel and J. Duchêne (2014). "Effect of Different Visual Feedback Conditions on Maximal Grip-Strength Assessment." *XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013*. L. M. Roa Romero, Springer International Publishing. 41: 1127-1131.

Rana JABER

Doctorat : Optimisation et Sûreté des Systèmes

Année 2014

Méthodologies et technologies pour l'évaluation de la fragilité physique des personnes âgées

La fragilisation est un processus multiforme dynamique faisant passer de l'autonomie à la dépendance. C'est une question essentielle liée au vieillissement de la population. Il est important de repérer au plus tôt les personnes à risques dans la phase de réversibilité de la fragilité afin d'engager rapidement des actions correctives. L'échelle de Fried est un outil très répandu qui permet d'identifier une personne fragile au travers de cinq indicateurs (force de préhension palmaire, fatigue, vitesse de la marche, activité physique, et perte de poids). Cependant, les approches actuelles ne permettent pas d'alimenter ces indicateurs au quotidien dans la mesure où la présence d'un professionnel de santé est nécessaire. L'objectif de la thèse est de contribuer à la réalisation d'un pack d'évaluation gériatrique ambulatoire comprenant un ensemble de dispositifs technologiques, d'utilisation très simple et totalement intuitive, visant à alimenter les indicateurs de Fried hors de l'environnement contrôlé du cabinet du professionnel de santé : la Grip-ball pour la mesure de la force de préhension, un radar Doppler pour la vitesse de la marche, un pèse-personne pour la perte de poids. De plus, le pèse-personne a la capacité d'évaluer la qualité d'équilibre. L'ensemble est intégré autour d'une tablette PC ou d'un Smartphone. Un protocole a été défini afin d'en évaluer la valeur diagnostique et la valeur d'usage.

Mots clés : évaluation - gérontechnologies - personnes âgées.

Methodologies and Technologies to Assess Physical Frailty in the Elderly

Frailty is a dynamic multifaceted process leading from independent living to dependence. This concept addresses a key issue related to an aging population for which it is crucial to identify as soon as possible people at risk of frailty in the reversible phase of that process, in order to quickly apply corrective actions. The Fried's scale is a widespread tool to identify physical frailty in older adults through five indicators (grip strength, exhaustion, walking speed, physical activity, and weight loss). However, usual clinical approaches fail to measure these indicators on a daily basis, given that the presence of a health professional is required. The aim of the thesis is to contribute to the design of a comprehensive technological solution devoted to frailty assessment, including a set of technological devices easy to use outside the controlled environment of the office of the health professional: The Grip-ball for grip strength, a Doppler radar for walking speed, a bathroom scale for weight loss. In addition, the scale has the ability to assess quality of balance. The whole set is built around a tablet PC or a Smartphone. A protocol has been defined to evaluate the diagnostic and use value of the proposed technological solution.

Keywords: evaluation – gerontechnologies – elderly.