



**HAL**  
open science

# Étude de l'irrégularité de la cadence de marche à l'aide de capteurs inertiels chez les personnes âgées fragiles

Juliette Riemens

► **To cite this version:**

Juliette Riemens. Étude de l'irrégularité de la cadence de marche à l'aide de capteurs inertiels chez les personnes âgées fragiles. Sciences du Vivant [q-bio]. 2020. dumas-03108185

**HAL Id: dumas-03108185**

**<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03108185>**

Submitted on 13 Jan 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.

**UNIVERSITÉ DE BORDEAUX  
U.F.R DES SCIENCES MEDICALES**

**Thèse pour l'obtention du diplôme d'État de Docteur en médecine**

Année de soutenance: 2020

Numéro de la thèse: 3053

**Juliette RIEMENS**

Née le 08/08/1992 à Saint Jean d'Angély

Date de soutenance: 03/07/2020

**Étude de l'irrégularité de la cadence de marche à l'aide  
de capteurs inertiels chez les personnes âgées fragiles**

**Directeur de thèse: Pr Patrick DEHAIL**

Membres du jury:

Pr Mathieu De Sèze (Président du jury)

Pr Nathalie Salles (Juge)

Dr Bertrand Glize (Juge)

Dr Geoffroy Moucheboeuf (Juge)

Dr Véronique Lagrange-Cressot (Rapporteur)

Madame Noémie Duclos (Membre invité)



**UNIVERSITÉ DE BORDEAUX  
U.F.R DES SCIENCES MEDICALES**

**Thèse pour l'obtention du diplôme d'État de Docteur en médecine**

Année de soutenance: 2020

Numéro de la thèse: 3053

**Juliette RIEMENS**

Née le 08/08/1992 à Saint Jean d'Angély

Date de soutenance: 03/07/2020

**Étude de l'irrégularité de la cadence de marche à l'aide  
de capteurs inertiels chez les personnes âgées fragiles**

**Directeur de thèse: Pr Patrick DEHAIL**

Membres du jury:

Pr Mathieu De Sèze (Président du jury)  
Pr Nathalie Salles (Juge)  
Dr Bertrand Glize (Juge)  
Dr Geoffroy Moucheboeuf (Juge)  
Dr Véronique Lagrange-Cressot (Rapporteur)  
Madame Noémie Duclos (Membre invité)

*« One must cease to regard all patients as replicas, and honor each one with individual reactions and propensities; and, in this way, with the patient as one's equal, one's co-explorer, not one's puppet, one may find therapeutic ways which are better than other ways, tactics which can be modified as occasion requires. »* Oliver Sacks, Awakenings

*« Rappelez-vous qu'il faut regarder les étoiles, pas vos pieds. Essayez de donner du sens à ce que vous voyez et de vous interroger sur l'existence de l'Univers. Soyez curieux. En toutes circonstances, il y a toujours quelque chose à faire et à réussir. N'abandonnez jamais. Faites confiance à votre imagination. Faites advenir le futur. »* Stephen Hawking

## REMERCIEMENTS

A Monsieur le Professeur Mathieu De Sèze, merci de l'honneur que vous me faites de présider ce jury. Merci pour votre supervision au cours de notre formation.

A Madame le Professeur Nathalie Salles, merci d'avoir accepté de juger ce travail. Veuillez accepter mes sincères remerciements.

A Monsieur le Docteur Bertrand Glize, merci d'avoir accepté de faire parti de ce jury. Merci pour tes conseils et tes encouragements durant mon internat. Ce fut un réel plaisir d'avoir travaillé à tes côtés.

A Monsieur le Docteur Geoffroy Moucheboeuf, merci d'accepter également de faire parti de ce jury. Merci pour ton aide, ta collaboration et les échanges au cours de mon cursus. Tu m'as montré comment chercher plus loin dans certaines situations; pour ne jamais rester sans comprendre.

A Madame le Docteur Véronique Lagrange-Cressot, merci d'avoir accepté d'être mon rapporteur. Merci pour les moments que l'on a pu partager à l'occasion des réunions de l'AMPRA.

A Madame Noémie Duclos, merci du soutien que tu m'as apporté durant ce travail, de tes conseils et de ta disponibilité. Sois assurée de ma profonde reconnaissance.

A Monsieur le Professeur Patrick Dehail, directeur de thèse, merci de m'avoir fait découvrir la fragilité en gériatrie avec ce travail. Merci pour toutes les opportunités que vous m'avez offertes durant mon internat. Merci de votre confiance. J'ai pris un grand plaisir à mener ce travail. Soyez sûr de mon dévouement et de ma profonde gratitude.

Merci à Madame Hélène Sauzéon pour son accompagnement dans ce projet.  
Merci à la Société Telecom Design pour leur collaboration dans ce projet.

Un grand merci à tous mes patients, notamment à ceux qui ont participé à ce travail. Merci d'avoir joué le jeu et en plus avec plaisir.

Un grand merci à toutes les équipes soignantes que j'ai pu rencontrer au cours de mon internat. Merci pour les petits déjeuners et les goûters, pour votre soutien dans n'importe quelle situation. Merci notamment aux équipes des USN 1 (Mel, Justine, Sandrine, Alex, Samira, Véro, Nicole, Jonathan, Nico, Sonia, Clara, Moussi, Vanessa, Vincent, Zabou, William, Annabelle, Florine, Mélanie, Marie et tous les autres), des USN 2 (Laetitia, Marion, Marie, Ilham, Mélanie, Laure, Bernadette et les autres), de la MPR de Pau (JB et Julie), de la neurologie de Pellegrin (Marion et Pauline) et de la neuro-réanimation.

Merci à mes chefs de clinique, Hélène, Louise et Geoffroy, pour leur compétences, leur écoute et leur bienveillance.

Merci à tous les médecins avec qui j'ai travaillé et qui m'ont fait partager leur savoir. Merci notamment aux Docteurs Delleci, Rouleaud, Djemis, De-Bruxelles, Renou, Olindo, Alleman, Lucas, Klotz, Fievet-Thaury, à Monsieur le Professeur Sibon et à l'équipe médicale de la neuro-réanimation.

Merci à tous mes co-internes, pour les semestres passés à vos côtés, pour le soutien, et les échanges partagés avec vous. Merci aux MPR, notamment à Guilhem, Andréa, Thomas D, Thomas le chinois, Sarah, les Marie, Manon, Martin, Romain, Bertrand, Philippine, Ninon, Maxime, Jerem et Charline. Aux neurologues, Jade, Camille, Sam, Pierre-Antoine, Steven et Nicolas. A Blandine (médecine du travail) et aux co-internes d'anesthésie réanimation, Claire, Julien, Fred, Hugo, Angèle et Mélissa.

Merci à Elodie, la meilleure des coloc. Merci pour mon inoubliable semestre à Pau.

A Monsieur le Docteur Patrick Lacoste, merci pour votre soutien et votre accompagnement lorsque j'en ai eu besoin.

Merci à mes amis Mahorais et Réunionnais, rencontrés dans l'Océan Indien. Merci pour l'enfance qu'on a partagé et pour l'insouciance qu'on avait. Merci en particulier à Diane, amie de longue date.

A Xavier et Damien, mes amis et acolytes depuis le début de ma médecine. Merci à Laura et Maxime, notre trio de l'externat. Merci pour votre soutien durant ces années et ce concours. Je ne pourrais jamais vous oublier.

A Marion, ma meilleure amie, ma soeur de coeur. Merci pour ton amour fraternel, merci pour nos aventures, nos voyages. Merci pour ton soutien dans les moments difficiles. Ma vie ne serait pas la même si je ne t'avais pas connu.

A ma tante et mon oncle, Juliette et Arnaud, et mes cousins, Jeanne, Octave et Rosie, toujours de bonne humeur.

A Hélène, ma grand-mère de coeur et à Valentin mon grand père, parti trop tôt, qui m'a donné l'envie d'explorer la neurologie.

A mes soeurs, Joséphine, Romy, Chiara et Manon, sans qui l'existence n'aurait pas de sens.

A mon arrière grand-mère, Mimi, qui fait la fierté de la famille et qui m'a donné l'envie de faire ce travail.

A mon père, même si nos rapports n'ont pas toujours été faciles, je suis heureuse que la vie nous ait rapprochés.

A Mamou et Boubou, mes grands-parents, merci pour tout ce que vous m'avez donné, merci pour votre participation à ce travail, pour votre amour et votre soutien au quotidien. Je ne peux que remercier la vie pour vous avoir eu comme grands parents. Je vous dédie ce travail.

A ma Maman, qui a toujours voulu le meilleur pour ses enfants, qui nous a donné le goût du travail, qui m'a donné la passion pour la médecine, qui nous a fait nous surpasser dans les moments difficiles.

A Guillaume, qui partage mon quotidien, merci pour ta patience et ton soutien.

Et merci à nos compagnons de vie, Heidi, Gaya et Google, qui m'ont soutenu et m'ont supervisé à leur manière dans ce travail.

# Table des matières

<b>I) Introduction</b>	<b>9</b>
<b>1) Généralités sur le vieillissement</b>	<b>9</b>
1.1) Vieillessement physiologique	10
1.2) La sarcopénie	12
1.2) Vieillessement pathologique	15
<b>2) Données démographiques</b>	<b>16</b>
2.1) Au niveau mondial	16
2.2) En France	18
<b>3) Le syndrome de Fragilité</b>	<b>19</b>
3.1) Définition du concept	19
3.2) Les modèles dominants de la fragilité	21
3.3) Conséquences de la fragilité	22
3.4) Prévalence	24
<b>4) Physiologie de la marche</b>	<b>25</b>
4.1) Définition	25
4.2) Le cycle de marche	26
4.3) Les paramètres spatio-temporels	27
4.4) Les modifications de la marche au cours du vieillissement	28
4.5) Les troubles de la marche acquis	37
<b>5) Les outils d'évaluation de la marche</b>	<b>39</b>
5.1) Les tests cliniques d'évaluation	39
5.2) Les outils d'analyse du mouvement validés	40
5.3) Les outils d'analyse du mouvement faisant l'objet de recherches	43
<b>6) Problématique</b>	<b>44</b>
<b>7) Les objectifs</b>	<b>46</b>
<b>II) Matériel et méthodes</b>	<b>46</b>
<b>1) Type d'étude</b>	<b>46</b>
<b>2) Population étudiée</b>	<b>46</b>
2.1) Description des sujets à fragilité locomotrice	46
2.2) Description des sujets témoins	48
<b>3) Outils utilisés pour l'expérimentation</b>	<b>48</b>

3.1) Outil de recherche	48
3.2) Outil de référence	49
<b>4) Déroulement des évaluations</b>	<b>50</b>
<b>5) Analyse des données</b>	<b>52</b>
5.1) Paramètres analysés à partir de la montre	52
5.2) Paramètres analysés à partir du tapis électronique GAITrite	54
<b>6) Analyses statistiques</b>	<b>54</b>
6.1) Descriptives	54
6.2) Interférentielles	54
<b>III) Résultats</b>	<b>55</b>
<b>1) Analyses descriptives</b>	<b>55</b>
1.1) Caractérisation de la population	55
1.2) Paramètres de marche	58
<b>2) Analyses interférentielles</b>	<b>61</b>
2.1) Comparaison avec les données du GAITrite	61
2.2) Comparaison avec les données cliniques	62
<b>IV) Discussion</b>	<b>62</b>
<b>V) Conclusion</b>	<b>65</b>
<b>VI) Références bibliographiques:</b>	<b>66</b>
<b>VII) Annexes</b>	<b>70</b>

## Liste des figures

Figure 1: Comparaison entre un groupe musculaire normal et sarcopénique	12
Figure 2: Coupe macroscopique de muscles en fonction de l'âge	14
Figure 3: Histologies de cellules musculaires d'un personne jeune et d'une personne âgée	14
Figure 4 : Proportion de la population âgée de 60 ans ou plus, par pays, projections pour 2050	17
Figure 5: Schématisation de la fragilité	20
Figure 6: Illustration du cycle de marche	26
Figure 7: Les principaux paramètres spatiaux du cycle de marche	28
Figure 8: Représentation schématique de l'irrégularité de la cadence de marche	30
Figure 9 : Taux annuels moyens de variation de la vitesse de marche	31
Figure 10: Représentation schématique de la variabilité de la marche	32
Figure 11 : Différence de variabilité du temps de foulée chez des sujets chuteurs et non chuteurs	34
Figure 12: Représentation en IRM fonctionnelle des réseaux fonctionnels neuronaux impliqués dans le contrôle de la vitesse de marche	35
Figure 13: Représentation en IRM fonctionnelle des réseaux fonctionnels neuronaux impliqués dans le contrôle de la variabilité de la marche	36
Figure 14: Représentation schématique de la connectivité fonctionnelle entre la vitesse de marche et la variabilité dans les régions fronto-pariétale et temporo-pariétale	36
Figure 15: Exemple de tapis électronique type GAITRite	41
Figure 16: IKARYA watch intégrée d'un accéléromètre	48
Figure 17: Tapis électronique GAITrite du service de médecine physique et de réadaptation de l'hôpital Tastet Girard	50
Figure 18: Schéma illustrant le parcours de marche de l'étude	51
Figure 19: Analyse spectrale d'une marche normale et paramètres visualisés sur la montre	52
Figure 20 : Exemple d'analyse spectrale d'une marche irrégulière	53
Figure 21 : Flowchart	55
Figure 22: Représentation graphique des scores de marche issus de l'accéléromètre par sujet	59
Figure 23: Analyses spectrales des marches des sujets du groupe fragile	59
Figure 24: Analyses spectrales des marches des sujets du groupe robuste	60

## Liste des tableaux

Tableau 1: Différents grades de la sarcopénie selon le EWGSOP	13
Tableau 2: Espérance de vie à 65 ans par sexe et sévérités des limitations	18
Tableau 3: Degré d'incapacité selon les performances au score SPPB	23
Tableau 4: Risque d'incapacité à 4 ans selon les performances au score SPPB	24
Tableau 5 : Modifications des paramètres de marche au cours du vieillissement	29
Tableau 6: Caractéristiques cliniques des participants	56
Tableau 7: Paramètres spatiaux temporels issus du GAITrite des sujets des groupes fragile et robuste	57
Tableau 8: Résumé des scores de marche issus de l'accéléromètre pour chaque sujet des groupes fragile et robuste	58
Tableau 9: Résumé des coefficients de variation du stride time et des scores de marche pour chaque sujet des deux groupes	58
Tableau 10: Tableau de contingence accéléromètre / GAITrite	60
Tableau 11: Tableau de contingence accéléromètre / données cliniques	61

La fragilité est un concept gériatrique récent qui suggère un état d'instabilité avec risque de perte fonctionnelle ou aggravation d'une perte fonctionnelle pré-existante, chez les personnes dans leur dernière partie de vie.

L'adaptation du sujet fragile aux différents événements stressants de la vie étant plus difficile, il est plus à risque de déclin fonctionnel et de perte d'autonomie.

Ce déclin fonctionnel peut s'observer selon différents angles. L'état fragile et son lien avec la marche et ses conséquences peut être décrit à travers le modèle de la Classification du fonctionnement et du handicap (CIF). La CIF a été élaborée par l'OMS pour fournir un cadre de description et d'organisation des informations relative au fonctionnement et au handicap. Le vieillissement est responsable de l'altération des fonctions physiologiques de l'organisme et entraîne des modifications au niveau anatomique, notamment sur les organes permettant la locomotion: les systèmes musculo-squelettiques. Ceux-ci entraînent ensuite des altérations de fonctions clés, appelées déficiences, comme la sarcopénie, l'ostéopénie, elles mêmes entraînant des conséquences sur les fonctions humaines, appelées limitations d'activités, et notamment la marche. Toute cette cascade aboutit à des restrictions de participation à l'origine d'un handicap pour la personne, qui perd son autonomie dans les activités de la vie quotidienne, la rend vulnérable et l'expose à d'autres complications sévères. Nous allons développer ces différents points et exposer la problématique actuelle dans ce travail.

## I) Introduction

### 1) Généralités sur le vieillissement

Le vieillissement est défini par l'ensemble des processus physiologiques modifiant la structure et les fonctions d'un organisme « mûr ». (1) Selon l'OMS, il se traduit par une altération généralisée et progressive de nombreuses fonctions de l'organisme, et d'une vulnérabilité accrue aux défis de l'environnement, ainsi qu'un risque croissant de morbidité et de mortalité, accompagné par une série de bouleversements psycho-sociaux.

De nombreuses définitions existent. Nombreuses théories s'y rapportent.

Il s'agit d'un processus complexe, encore mal connu, résultant des effets de facteurs génétiques, environnementaux, mais également de facteurs aléatoires auxquels est soumis l'organisme au cours de sa vie.

Sur le plan biologique, le vieillissement est dû à l'accumulation de lésions moléculaires et cellulaires. Le vieillissement résulterait de lésions de l'ADN non réparées, de raccourcissements télomériques finissant par aboutir à une apoptose cellulaire.

Il s'agit d'un processus lent et progressif, qui n'est pas une maladie. Le vieillissement peut cependant s'accompagner d'une réduction des ressources physiologiques, favoriser le développement de maladies chroniques et majorer le risque de décompensations aiguës. (1)

Ce processus de vieillissement précède la mort d'un individu.

Le processus de vieillissement n'est pas linéaire d'un individu à l'autre. L'âge d'entrée dans le processus de vieillissement n'est pas constant et évolue au cours du temps. Certaines personnes de 75 ans possèdent de bonnes aptitudes fonctionnelles, physiques et mentales alors

que d'autres peuvent être fragilisées et nécessiter une aide pour les besoins élémentaires. Il existe des différences marquées dans la façon dont ces changements sont vécus à un niveau individuel mais des tendances générales s'observent lorsqu'on considère la population dans son ensemble. (2)

Selon l'OMS, on parle de vieillesse et de personne âgée pour un individu de 65 ans ou plus. (2) D'autres chercheurs parlent de vieillissement beaucoup plus tôt (vers 55 ans). Alors que d'un point de vue des services gériatriques, l'âge tourne autour de 75 ans.

## **1.1) Vieillissement physiologique**

Les effets du vieillissement sur l'organisme entraînent une vulnérabilité des sujets vis à vis des maladies ou des agressions. Le vieillissement est très variable d'un organe à l'autre ainsi que d'un sujet à l'autre. (1) Toutes les normes, les valeurs biologiques, en médecine vont changer lorsque l'on va s'intéresser à une personne âgée. Il est important de prendre en compte ces modifications en gériatrie.

Les principaux effets observés sur les différents systèmes de l'organisme sont les suivants: (1-2)

Sur le système cardiovasculaire, il est observé une altération de la matrice extra-cellulaire entraînant une rigidité artérielle et un défaut de compliancy myocardique. Cette rigidité artérielle favorise entre autre l'augmentation de la pression artérielle systolique et le développement d'une hypertrophie ventriculaire gauche. La modification de la matrice extra-cellulaire associée à une modification du fonctionnement des myofibrilles des myocytes entraînent également un défaut de compliancy myocardique et l'apparition d'une hypertrophie ventriculaire gauche. Les personnes âgées présentent également une fréquence plus élevée de troubles du rythme et de la conduction, favorisés par l'apparition de zones de fibrose myocardique. Il existe une diminution de la fréquence cardiaque maximale (la tolérance à l'effort est moins bonne); ainsi qu'une plus grande sensibilité à l'ischémie myocardique. Cependant, le débit cardiaque, la fréquence cardiaque de repos et la fraction d'éjection ne se modifient pas.

Au niveau cérébral, on note tout d'abord une perte neuronale qui pourrait atteindre 15%. La perte neuronale n'est pas uniforme, elle touche particulièrement la substance grise qui joue un rôle essentiel dans le métabolisme de la dopamine et donc dans la motricité. Les pertes cellulaires observées au cours du vieillissement normal pourraient être responsables de certains troubles moteurs fréquemment observés chez la personne âgée tels qu'une certaine rigidité extrapyramidale et une posture voûtée. En revanche, au niveau du cortex les pertes neuronales ont été moins clairement démontrées.

Sur le plan cognitif, les fonctions varient selon les individus et le niveau d'étude. Le fonctionnement devient hétérogène avec l'âge. Elles ne se détériorent pas toutes avec l'âge mais on peut observer une augmentation des temps de réactions, une diminution des performances mnésiques et des capacités attentionnelles. La majorité de ces troubles se rencontre après 70 ans. Ces détériorations sont à distinguer de la démence.

On peut également observer une déstructuration du sommeil et une diminution de la sensation de soif.

Au niveau neuro-sensoriel, on observe essentiellement la presbycousie et la presbytie. La perte d'audition est bilatérale et marquée d'avantage à des fréquences plus élevées, elle résulte du vieillissement cochléaire, dû à l'exposition à l'environnement (bruit), de prédispositions génétiques et à d'autres facteurs de vulnérabilité. La presbytie est la diminution des capacités de focalisation conduisant à une vision floue de près, qui apparaît souvent à la quarantaine.

Sur l'appareil digestif, on observe entre autres une diminution du flux salivaire, une hypochlorydrie gastrique, et une diminution du péristaltisme intestinal.

Au niveau rénal, il existe une réduction néphronique et diminution du débit de filtration glomérulaire.

Les fonctions immunitaires: se modifient également. L'activité des lymphocytes T diminue avec l'âge et entraîne une diminution de la réponse face aux infections ou vaccinations.

Au niveau de la peau, la perte des fibres de collagène et d'élastine entraîne une diminution de la résistance à la traction de la peau. Il est également observé une atrophie vasculaire. Ceci entraîne une vulnérabilité accrue aux dermatoses, aux escarres et aux lésions cutanées.

Concernant les os, la masse osseuse a également tendance à diminuer et entraîner une ostéopénie, en particulier chez les femmes ménopausées, pouvant aller jusqu'à l'ostéoporose. Les fractures secondaires à des traumatismes minimes sont plus fréquentes. Les fractures du col sont à l'origine d'une orbi-mortalité importante dans la population gériatrique.

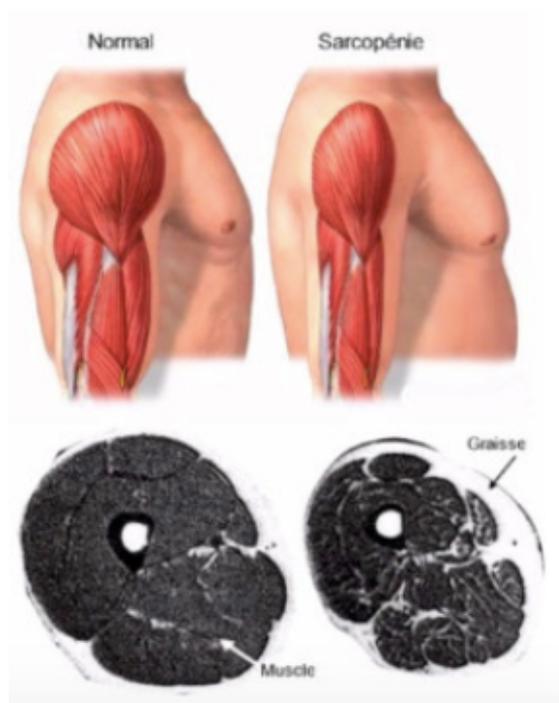
Sur le plan articulaire, le cartilage subit d'importants changements structurels, moléculaires, cellulaires et mécaniques avec l'âge, ce qui augmente la vulnérabilité du tissu à la dégénérescence. Il est observé une diminution de l'amplitude articulaire active, liée à une augmentation de la résistance passive du muscle. Les différences entre sujets jeunes et âgés sont peu importantes pour la hanche et le genou, cependant elles sont plus importantes pour la cheville. Il a été montré que la résistance passive à l'étirement au niveau de la cheville a tendance à augmenter avec l'âge. Par ailleurs, il a été montré que l'amplitude articulaire de la cheville diminue significativement chez les sujets âgés chuteurs par rapport aux non-chuteurs.

Sur le plan musculaire, il est observé une diminution de la masse maigre et une augmentation de la masse grasse notamment viscérale. Dès 50 ans, la masse et la force musculaire diminuent de manière significative. Au delà d'un certain seuil, ce phénomène est appelé sarcopénie.

Ces changements s'ils deviennent pathologiques, peuvent entraîner entre autres des modifications de la statique rachidienne avec une attitude scoliotique avec projection antérieure de la tête, une flexion des membres inférieurs avec réduction des amplitudes articulaires. Ces anomalies sont liées principalement aux conséquences de l'arthrose et de l'ostéoporose. L'ensemble associé aux atteintes sensorielles aboutit à un déplacement du centre de gravité vers l'arrière et à une majoration des oscillations du corps, surtout dans le plan sagittal. Et l'on va observer une modification des mouvements du corps et notamment de la marche.

## 1.2) La sarcopénie

La sarcopénie est considérée comme un syndrome gériatrique caractérisé par une perte progressive et généralisée de la masse et de la force musculaire, s'installant avec l'âge, avec des risques non négligeables d'effets indésirables, d'incapacité physique, de limitations d'activités, d'altération de la qualité de vie et de décès. (3)



*Figure 1: Comparaison entre un groupe musculaire normal et sarcopénique, image de Yvan Campbell, kinésiologue à l'Université de Montréal.*

Elle retentit sur les performances physiques, favorise les troubles de la marche et constitue un facteur de fragilité chez les personnes âgées.

La sarcopénie est associée à une augmentation du risque de chutes et de fractures, entraînant des immobilisations qui, à leur tour, viennent aggraver la sarcopénie. En effet, la diminution de la force musculaire dans les membres inférieurs, particulièrement au niveau des muscles assurant la flexion-extension du genou et de la cheville est plus importante chez des sujet âgés chuteurs que non chuteurs, et est associée à un équilibre plus instable. (3)

La définition recommandée par The European Working Group on Sarcopenia in Older People (EWGSOP, the Sarcopenia Working Group) est la suivante (3):

Critère 1 plus critère 2 ou 3

- 1) Faible masse musculaire
- 2) Faible force musculaire
- 3) Faible performance physique

Il existe différents stade de sévérité:

Stage	Muscle mass	Muscle strength	Performance
Presarcopenia	↓		
Sarcopenia	↓	↓	Or ↓
Severe sarcopenia	↓	↓	↓

Tableau 1: Différents grades de la sarcopénie selon le EWGSOP

La prévalence de la sarcopénie varie selon les études. La proportion de personnes de 60 à 70 ans souffrant de sarcopénie varie de 5 à 25 %. Elle se situe entre 30 et 50 % chez les plus de 80 ans, suivant les critères retenus. (4 - 5)

Le degré de sarcopénie est variable selon les individus et dépendant également de la présence de certains facteurs de risque:

- Manque d'exercice physique, sédentarité. (6)
- Modifications et diminution des concentrations de certaines hormones entraînant une perte de la masse musculaire. (6)
- Diminution des capacités de synthèses protéiques. Augmentation de la présence des protéines oxydées, protéines dysfonctionnelles contractiles. (6)
- Certaines études suggèrent que les premières influences environnementales sur la croissance et le développement peuvent avoir des conséquences sur la santé à long terme. Un faible poids de naissance serait associé à l'apparition d'une sarcopénie à un âge avancé, suggérant un lien entre développement musculaire et sarcopénie. (7)

Elle est facilement évaluable par la mesure des forces de préhensions manuelles. D'autres tests de performances physiques peuvent être un reflet de la sarcopénie, mais aussi de la fragilité, nous en parlerons plus loin.

Au niveau histologique, il est observé une diminution de la densité des fibres musculaires. Les deux types de fibres, I (aérobies, cellules musculaires riches en mitochondries et en réserves de glycogène, responsables de contractions lentes, peu sensibles à la fatigue) et II (anaérobies, cellules musculaires à l'origine de réponses musculaires puissantes et rapides, très rapidement fatigables) sont concernées. Les fibres de type II sont majoritairement touchées et peuvent être réduites à plus de 50%. Les fibres de type I sont moins affectées. La diminution touche en particulier les fibres IIB, impliquées dans les réponses musculaires rapides et les mouvements fins. Ceci explique la perte de la puissance et de la force musculaire, bien avant la réduction de la masse musculaire, alors que les sujets âgés restent relativement endurants lors d'un exercice physique prolongé. (8)

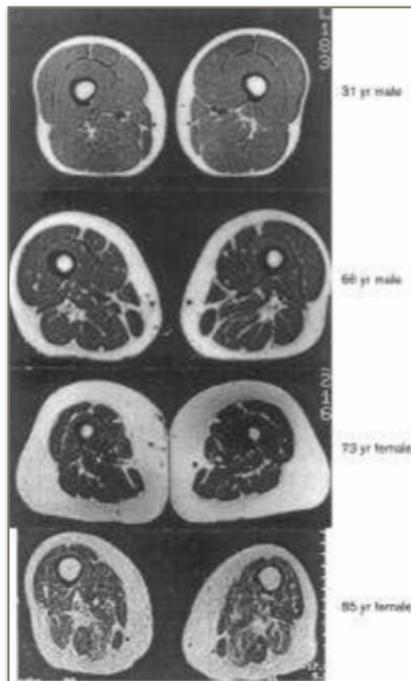
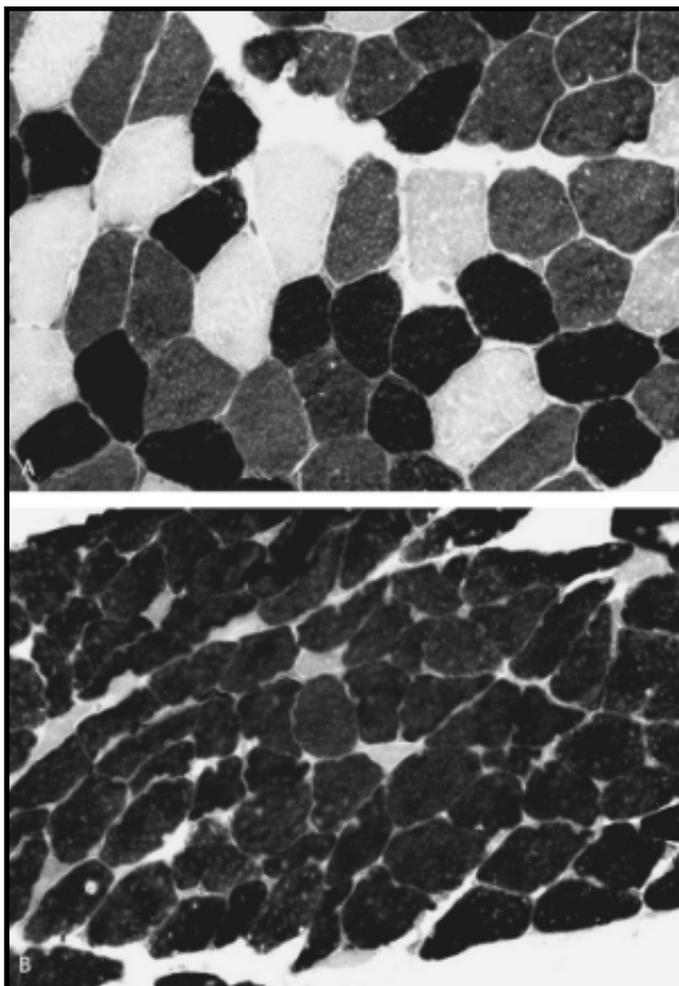


Figure 2: Coupe macroscopique de muscles en fonction de l'âge, images empruntées au Dr Medjadji, gériatre.



La coloration à l'ATPase d'un échantillon de biopsie d'un patient de 27 ans montrant des fibres musculaires polygonales uniformément réparties. Les signaux les plus clairs, intermédiaires et les plus sombres représentent respectivement les fibres musculaires de types IIA, IIB et I.

et

La coloration ATPase d'un échantillon d'un patient de 77 ans montre que la fibre musculaire de type I est dominante. Les fibres musculaires des types IIA et IIB diminuent de taille et tous les types de fibres prennent une forme irrégulière avec des bords non lisses

Figure 3: Coupes histologiques de cellules musculaires d'un personne jeune et d'une personne âgée, empruntées à Lee W.S. et al. tirées de Age-associated Decrease of Type IIA/B Human Skeletal Muscle Fibers.

On peut observer en parallèle une diminution des motoneurones alpha jusqu'à 25 à 50% et une réduction du nombre d'Unités motrices (-1% à partir de 30 ans).

En parallèle de la perte du muscle, on assiste donc au déclin de la force et de la puissance musculaire. Le déclin de la force musculaire maximale atteint 2 à 3% par an après 60 ans. Ce déclin est concentrique et touche principalement les membres inférieurs. Il est asymétrique entre les muscles antagonistes. Le déclin de la puissance musculaire va entraîner une baisse de la vitesse de contraction musculaire responsable de perte de capacités fonctionnelles: risque de chute augmenté, difficultés à monter les escaliers et à réaliser les transferts. Tout ceci se répercute sur les activités de la vie quotidienne.

La perte de masse musculaire ne suffit pas à expliquer la perte de force. D'autres facteurs sont à prendre en compte, comme une altération de la commande centrale (excitabilité/conduction), une augmentation des co-contractions des muscles antagonistes, une augmentation du temps de contraction et du temps de demi-relaxation, et une réduction de la raideur tendineuse.

La sarcopénie dite primaire est liée au vieillissement lui-même, sans autre cause identifiable. La sarcopénie secondaire peut avoir plusieurs origines : la sous-alimentation liée à une alimentation inadéquate, un jeûne prolongé, mais aussi aux troubles de l'absorption digestive et aux médicaments anorexigènes, à la sédentarité, l'alitement, ainsi que la non récupération complète après un traumatisme plus ou moins important, la présence de maladies inflammatoires chroniques, d'insuffisance cardiaque, hépatique, rénale ou respiratoire et la pathologie cancéreuse (et leurs traitements). (8)

La HAS a établi des recommandations d'activités physiques afin de prévenir l'apparition de la sarcopénie.

Ces problèmes ostéo-articulaires, ainsi que d'autres détériorations liées à l'âge ont des répercussions, en définitive, sur la fonction musculo-squelettique et le mouvement humain, de manière plus large. Cela se traduit entre autres paramètres, par une altération de la marche, de la vitesse de marche et d'autres paramètres spatiaux temporeux. La vitesse de marche, est influencée par la force musculaire, les limitations articulaires ainsi que par d'autres facteurs, tels que la coordination et la proprioception, et s'est avérée être un des indicateurs permettant de prévoir les conséquences futures à un âge avancé.

## **1.2) Vieillesse pathologique**

L'âge augmente le risque de développer de nombreux problèmes de santé. Ces derniers peuvent avoir des répercussions importantes sur les capacités intrinsèques de l'individu. Cependant, il serait faux de penser que la présence d'une maladie à un âge avancé signifie que la personne n'est plus en bonne santé (9). De nombreuses personnes âgées conservent de bonnes aptitudes fonctionnelles, et connaissent un niveau très satisfaisant de bien-être, malgré la présence d'une ou de plusieurs maladies. (1) (9)

Plus les gens vieillissent et plus ils ont un risque d'être touchés par la multimorbidité. C'est à dire la présence de multiples maladies chroniques simultanées. La définition rend compte de

la présence de deux maladies chroniques ou plus, il n'y a pas de consensus sur le choix des maladies.

L'âge avancé se caractérise également par l'apparition de plusieurs troubles de santé complexes qui ont tendance à ne se produire que plus tard dans la vie, et qui ne se répartissent pas en catégories de maladies distinctes. On les appelle communément les syndromes gériatriques. (10)

Il existe toujours une certaine controverse quant aux affections pouvant être considérées comme faisant partie des syndromes gériatriques, mais elles comprennent certainement la fragilité, l'incontinence urinaire, les chutes, l'état confusionnel et les escarres. (10)

Ces syndromes semblent être de meilleurs prédicteurs de survie que la présence ou le nombre de maladies spécifiques (11).

Ces syndromes gériatriques sont de nature multi-systémique et transversaux à de nombreuses disciplines médicales et représentent des enjeux en matière de soins et de santé publique. Des approches novatrices pour la prise en charge de ces syndromes doivent être au centre de la recherche sur le vieillissement.

Le vieillissement pathologique est la résultante de multiples affections interagissant entre elles, générant des phénomènes en cascades et donc une polyopathie nécessitant une analyse et une hiérarchisation des problèmes de la personne âgée; avec une expression spécifique de ces maladies sur les organes vieillissants, entraînant une diminution du seuil de décompensation et réduisant la capacité d'adaptation face à un phénomène aigu.

## **2) Données démographiques**

### **2.1) Au niveau mondial**

Le vieillissement est en train de devenir un enjeu politique et économique majeur au niveau mondial.

La proportion de personnes âgées dans les populations à travers le monde a augmenté de façon spectaculaire, du fait en partie de l'augmentation de l'espérance de vie. (2)

Le rythme de vieillissement de la population dans de nombreux pays est beaucoup plus rapide que cela n'a été le cas dans le passé, c'est le cas notamment de l'Inde, de la Chine et du Brésil, qui vont devoir gérer en un temps plus réduit l'augmentation de la proportion de leurs personnes âgées. (2)

Entre 2000 et 2050, la proportion de la population mondiale de plus de 60 ans doublera pour passer d'environ 11% à 22%. Le nombre absolu de personnes âgées de 60 ans et plus, devrait augmenter pour passer de 605 millions à deux milliards au cours de la même période. Les personnes âgées vivent donc plus longtemps, en particulier dans les pays à revenus élevés, cependant la qualité de vie au cours de ces années supplémentaires n'est pas si évidente. (2)

Les pays à revenus faibles et intermédiaires connaîtront l'évolution démographique la plus rapide et la plus importante. Ainsi, il a fallu plus de 100 ans pour que la part de la population française âgée de 65 ans et plus double pour passer de 7 à 14%. En comparaison, il ne faudra

que 25 ans à des pays tels que le Brésil et la Chine pour connaître la même croissance de leur population âgée. (2)

Le nombre de personnes âgées de 80 ans ou plus, par exemple, aura été multiplié par quatre ou presque pour atteindre 395 millions entre 2000 et 2050. Pour la première fois dans l'histoire de l'humanité, une majorité d'adultes d'âge moyen voire plus âgés auront leurs parents toujours en vie, comme c'est déjà le cas aujourd'hui.

Dans les pays en développement, le nombre de personnes âgées qui ont perdu leur autonomie devrait être multiplié par quatre d'ici à 2050. (2)

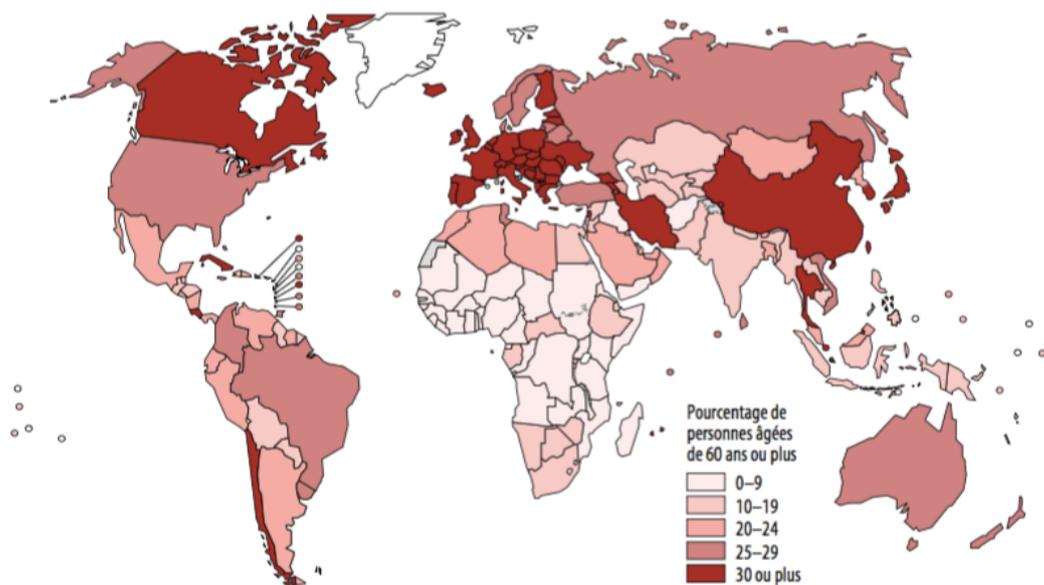


Figure 4 : Proportion de la population âgée de 60 ans ou plus, par pays, projections pour 2050, tirée du rapport mondial sur le vieillissement et la santé, OMS.

Le vieillissement augmente les facteurs de risque de perte d'indépendance, notamment par les pathologies chroniques et les troubles de la marche. La caractéristique principale des populations âgées est de présenter une prévalence élevée de pathologies chroniques, physiques et mentales. Certaines de ces maladies particulièrement fréquentes et combinées aux effets du vieillissement physiologique ont un retentissement soit au niveau fonctionnel, soit sur l'espérance de vie.

Par ailleurs, les troubles de la marche sont une source importante de morbi-mortalité chez les personnes âgées, tant à cause de la réduction ou de l'inactivité physique que des chutes qu'ils entraînent. La prévalence des troubles de la marche dans le groupe des personnes âgées est élevée. Plus d'un tiers des personnes âgées de 70 ans ou plus, vivant à domicile présentent des troubles de la marche. Cette prévalence augmente après 80 ans. En résidence, où l'état de santé de la population âgée est plus altéré, quel que soit l'âge, les troubles de la marche peuvent atteindre une personne âgée sur deux. L'incidence et la prévalence des troubles de la marche sont importants chez les personnes âgées et sont associés à un plus grand risque d'institutionnalisation et de décès. (12)

## 2.2) En France

D'après les données de l'INSEE, l'espérance de vie actuellement est de 78,4 ans pour les hommes et de 84,8 ans pour les femmes. L'INSEE projette un allongement continu de l'espérance de vie d'ici à 2060. Cette année-là, elle devrait être de 86 ans pour les hommes et 91,1 ans pour les femmes. (13)

Cependant, on observe une diminution de l'espérance de vie en bonne santé fonctionnelle (c'est-à-dire sans limitation dans les actes de la vie quotidienne) qui s'explique par un allongement plus important des années totales de vie que des années de vie indépendantes et autonomes. Les raisons de cette tendance à la pandémie de dépendance sont multiples et intriquées (niveaux d'éducation, styles et conditions de vie, malnutrition et obésité, difficultés socio-économiques et augmentation de la précarité). (2) (13)

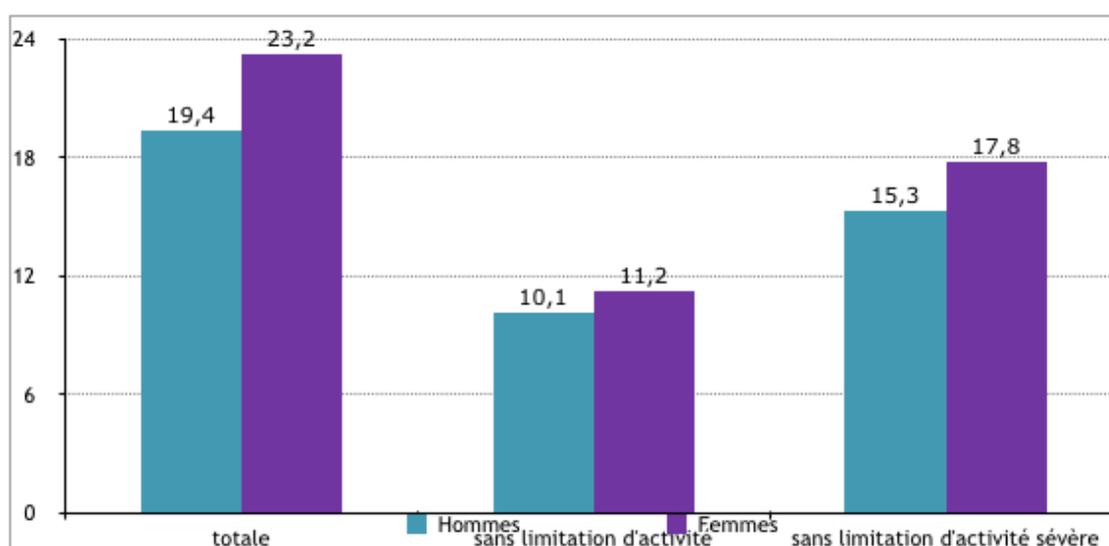


Tableau 2: Espérance de vie à 65 ans par sexe et sévérités des limitations. Source: INSEE, statistiques d'état civil et données issues de l'enquête SILC.

Les personnes âgées de 60 ans et plus sont au nombre de 15 millions aujourd'hui. Elles seront 20 millions en 2030 et près de 24 millions en 2060. (2) (13)

Le nombre des plus de 85 ans passera de 1,4 million aujourd'hui à 5 millions en 2060.

Sept millions de personnes de plus de 60 ans déclarent une limitation fonctionnelle, soit 48% des personnes à domicile et 86% des personnes en institution.

La majorité des personnes âgées vieillissent dans de bonnes conditions d'autonomie. 8% des plus de 60 ans sont dépendants et 1 personne de plus de 85 ans sur 5 (soit 20%). (2)

L'âge moyen de perte d'autonomie est de 83 ans. (2)

On compte 1,2 million de bénéficiaires de l'APA dont 60% à domicile et 40% en établissement. Une part importante des personnes, même très âgées vivent à domicile.

Le coût des prestations d'aide sociale aux personnes âgées était estimé à 1,4 milliards d'euros en 2012.

Les personnes âgées sont plus de 5 millions à être investies dans le milieu associatif. Ils sont aussi un fervent soutien de la solidarité familiale. (13)

### **3) Le syndrome de Fragilité**

#### **3.1) Définition du concept**

Le terme de fragilité a été proposé dans les années 80 pour définir la conséquence clinique du déclin de fonctions physiologiques au cours du vieillissement. Cependant, il n'existe pas de définition officielle ni d'outil de dépistage consensuel de la fragilité. Mais le concept est bien reconnu par l'ensemble de la communauté scientifique.

La première définition proposée par L. Fried est la suivante: « La fragilité est une vulnérabilité liée à l'avancée en âge, due à une altération des réserves homéostatiques de l'organisme qui devient incapable de surmonter un quelconque stress». (14)

La fragilité résulte du cumul de fonctions physiologiques altérées modifiant l'état de santé d'un individu âgé et l'exposant à des événements péjoratifs lors de la soumission à un stress, même mineur, ayant pour conséquence une modification radicale et disproportionnée de l'état de santé de l'individu. Chez ces sujets, un stress apparemment minime (ex. une opération bénigne, une infection peu sévère, une modification thérapeutique, un changement de lieu de vie etc.) a pour conséquence une modification radicale et disproportionnée de l'état de santé avec pour conséquence l'apparition possible d'un état de dépendance pour les activités de base, une incapacité à la marche, des difficultés d'équilibre conduisant à un risque important de chute, de perte d'autonomie, etc. (1) (14)

Il s'agit d'un syndrome clinique caractérisé par une diminution des réserves intrinsèques et de la résistance face à des facteurs stressants, entraînant une vulnérabilité aux effets nocifs.

La fragilité et la sarcopénie sont des entités étroitement liées. La plupart des personnes âgées fragiles présentent une sarcopénie et certaines personnes âgées atteintes de sarcopénie sont également fragiles. Le concept de fragilité va au-delà des facteurs physiques pour englober d'autres dimensions telles que psychologiques, sociales, cognitives et environnementales. (3)

Il semblerait qu'il existe selon Fried et ses collaborateurs, un seuil, non encore bien défini, de déficiences des systèmes endocrinien, cardiovasculaire, musculo-squelettique, immunitaire et nerveux, en deçà duquel le risque d'incapacités et de dépendance augmenterait significativement. (14)

La fragilité et les comorbidités sont des entités distinctes mais étroitement liées. Les difficultés à la marche entre autres, sont un enjeu important de la fragilité. Des chutes peuvent survenir du fait de pathologies mineures, pouvant aboutir à une perte totale des capacités de marche.

Le concept de fragilité divise la population schématiquement en trois groupes relevant de prises en charge distinctes: les sujets âgés dits robustes, les sujets âgés dépendants (souvent poly-pathologiques et en institution) et les sujets fragiles (à haut risque de dépendance).

La phase dite de fragilisation est silencieuse et pendant cette période, les réserves physiologiques globales se réduisent avec l'avancée en âge.

Cette diminution des réserves est liée à des facteurs individuels (ex. génétiques), mais aussi à de multiples autres facteurs interagissant entre eux: sédentarité, dénutrition protéine-énergétique, sarcopénie, carence en vitamine D, dérégulations hormonales, inflammation chronique etc.

Le processus de fragilisation apparaît multi-systémique, complexe et dynamique. Il peut apparaître au cours du vieillissement mais aussi être provoqué/accéléré par l'apparition de maladie ou par les conséquences d'un traumatisme.

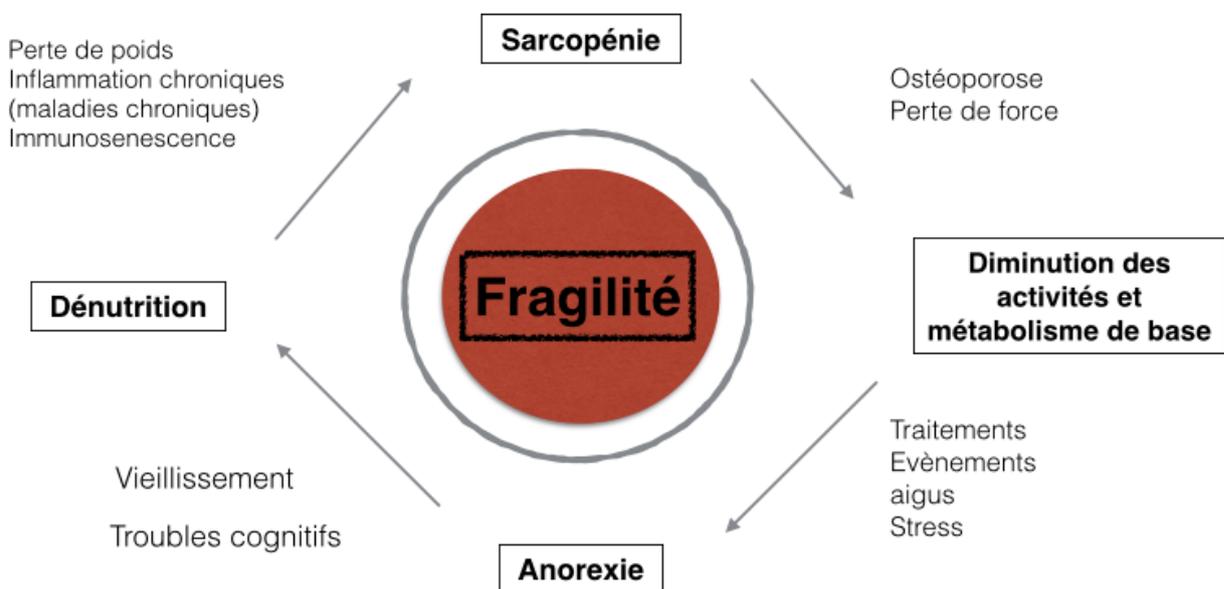


Figure 5: Schématisation de la fragilité

L'évolution de la fragilité varie considérablement d'un individu à l'autre et semble réversible, bien que seule une faible proportion des personnes fragiles récupèrent spontanément leurs forces. (15-16)

Une prise en charge globale des personnes fragiles en unité de réadaptation gériatrique spécialisée a montré une amélioration fonctionnelle dans différents paramètres des activités quotidiennes, une diminution du nombre d'institutionnalisation ainsi qu'une réduction de la mortalité. (17)

A ce jour, la priorité est d'agir en amont et de prévenir la dépendance. Il est souhaitable de dépister les personnes vieillissantes en état de pré-fragilité ou fragiles pour éviter et retarder leur entrée en dépendance. Il est également nécessaire d'agir auprès de personnes dites fragiles, puisqu'elles peuvent revenir à un état de pré-fragilité. (18)

La fragilité nécessite de préciser sa définition et d'identifier des marqueurs pertinents qui pourraient aider au diagnostic précoce et au classement entre les différents statuts de fragilité.

### **3.2) Les modèles dominants de la fragilité**

Une des premières définitions du syndrome de fragilité a été proposée par Fried et ses collaborateurs en 2001. La définition et la description du phénotype de fragilité provient de l'analyse de 5 317 sujets américains, de plus de 65 ans (hommes et femmes), vivant dans la communauté, ayant participé à la Cardiovascular health study, suivis durant 4-7 ans. (19)

Ce phénotype de fragilité est axé sur la capacité motrice des personnes âgées. Linda Fried a retenu 5 critères permettant de mesurer la fragilité au sein d'une population encore autonome vivant à domicile. (19)

Fried définit le syndrome clinique de fragilité si un sujet cumule trois ou plus des critères suivants:

- Perte de poids non intentionnelle durant l'année passée
- Sensation d'épuisement et de fatigue
- La faiblesse par la mesure de la force aux membres supérieurs
- Une vitesse de marche lente
- Une faible activité physique

Dans cette étude, les sujets cumulant un ou deux critères étaient dits pré-fragiles et les sujets n'en présentant aucun étaient dits robustes.

La prévalence estimée de la fragilité dans cette cohorte était d'environ 7%. La prévalence augmentait avec l'âge et était plus importante chez les femmes. La fragilité était associée au fait d'être afro-américain, d'avoir un niveau d'éducation et de revenu plus bas, d'être en mauvaise santé et d'avoir des taux plus élevés de maladies chroniques.

Ce phénotype de fragilité était un facteur prédictif indépendant des chutes, d'aggravation de troubles de la marche, de déficiences dans les activités de la vie quotidienne, d'hospitalisations et de décès.

Les critères de Fried ont été largement repris dans la littérature. Ce modèle s'est révélé avoir une bonne validité et plusieurs études ont permis d'établir sa validité prédictive dans la survenue d'événements délétères pour la santé. Ce modèle a également été répliqués dans d'autres populations culturellement et géographiquement différentes. Ce phénotype de fragilité s'appuyant sur des symptômes est réalisable avant que le patient n'ait été examiné. Cette approche catégorielle, avec des regroupements de critères prédéfinis, permet de définir un syndrome de pré-dépendance.

Les critères de Fried restent largement utilisés dans le domaine de la recherche.

Le deuxième modèle décrit est le modèle du déficit cumulé issu de l'étude canadienne, la Canadian Study of Health and Aging (CSHA) menée sur une cohorte prospective de 2305 participants suivis sur 5 ans par Rockwood et ses collaborateurs. Ce modèle a conduit à la proposition de l'indice cumulé de fragilité. Le degré de fragilité est calculé à partir d'une liste de comorbidités. La somme des comorbidités repérées est rapportée au nombre global des items. Cet indice liste au total 92 déficits, symptômes ou situations cliniques notés absents ou présents. La somme de toutes les variables présentes chez un individu divisé par 92 permet d'obtenir l'indice de fragilité. Plus le score est élevé, plus les sujets sont considérés comme fragiles. Cet indice présente l'avantage de donner une graduation du niveau de fragilité. Il soutient le concept de fragilité en octroyant à chaque déficit même minime (comme les difficultés auditives), un rôle cumulé sur des événements péjoratifs (comme le décès). (20)

L'intérêt de ces outils réside dans le fait que malgré leurs différences, ils permettent de repérer des populations assez proches les unes des autres et surtout des personnes âgées en état de pré-dépendance.

Enfin, une autre façon d'appréhender la fragilité, consiste à utiliser l'évaluation des performances motrices. La séquence pour évoquer l'entrée dans la dépendance relève de mécanismes physiopathologiques associés à l'âge qui produisent une déficience : par exemple, la perte de la force, des capacités d'équilibration, ou encore une non-réponse du système immunitaire ou du système endocrinien. Lorsque l'on a cumulé un certain nombre de déficiences, un impact se produit sur les performances fonctionnelles. On peut, par exemple, avoir des difficultés pour se lever d'une chaise, pour monter un escalier, marcher dans la rue ou traverser la rue. Lorsque l'on arrive à l'extrême de cette limitation fonctionnelle, on est dépendant.

L'intérêt d'évaluer les tâches fonctionnelles est qu'elles se situent juste en amont de la dépendance. Pour ce faire, nous disposons de tests de performances validés et largement utilisés dans de nombreuses disciplines (cardiologie, pneumologie et gériatrie). En gériatrie, le test Short Physical Performance Battery (SPPB) développé par Guralnik, est hautement prédictif d'une entrée dans la dépendance. Avec les performances motrices, on parvient à définir des seuils en deçà desquels les patients présentent un haut risque d'entrer dans la dépendance, pour peu qu'ils soient amenés à vivre un stress (hospitalisation, opération ou stress psychologique). Ces performances permettent donc de quantifier le risque d'entrer dans la dépendance. (21)

Le SPPB, mis au point dans les années 1990, associe trois performances motrices : évaluation de la vitesse de marche, temps de cinq levers de chaise (on demande à la personne de se relever le plus vite possible à cinq reprises), et test d'équilibration. Calculé sur douze points, ce test permet de quantifier la performance motrice globale d'un individu et, ainsi, de repérer les personnes à haut risque d'entrer dans la dépendance. (21)

L'évaluation de la fragilité relève d'une approche multidimensionnelle.

### **3.3) Conséquences de la fragilité**

La fragilité augmente le risque de chute (22), de fractures (23), d'hospitalisation (24), d'institutionnalisation, de dépendance (25), de troubles cognitifs et démence (26), de mauvaise qualité de vie et de décès (27).

Guralnik et ses collaborateurs ont démontré que des performances basses au score SPPB étaient associées à une augmentation graduelle statistiquement significative de la fréquence du handicap dans les activités de vie quotidienne et du handicap lié à des troubles de la marche. Les personnes avec des scores bas de performance avaient 4,2 à 4,9 fois plus de risque de développer une incapacité à 4 ans que les personnes avec des scores de performances élevés. (21)

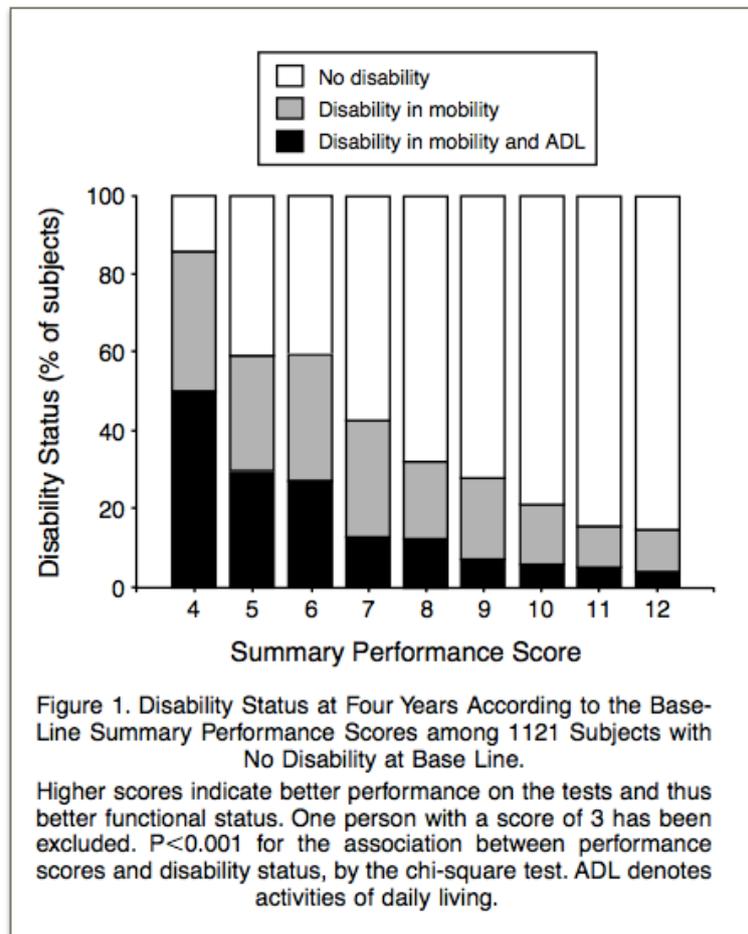


Tableau 3: Degré d'incapacité selon les performances au score SPPB, Guralnik, Lower extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability

**Table 2. Adjusted Relative Risk of Disability at Four Years of Follow-up, According to the Summary Performance Score at Base Line.\***

SUMMARY PERFORMANCE SCORE	NO. OF SUBJECTS†	DISABILITY IN ADL		MOBILITY-RELATED DISABILITY	
		NO. WITH DISABILITY	RR (95% CI)	NO. WITH DISABILITY‡	RR (95% CI)
4–6	112	32	4.2 (2.3–7.7)	70	4.9 (3.1–7.8)
7–9	487	50	1.6 (1.0–2.6)	159	1.8 (1.3–2.5)
10–12	522	29	1.0	94	1.0

\*The relative risks have been adjusted for age, sex, and number of chronic conditions. ADL denotes activities of daily living, RR relative risk, and CI confidence interval. Higher scores indicate better performance on the tests and thus better functional status at base line. Subjects with scores of 10 to 12 serve as the reference group.

†One person with a summary performance score of 3 has been excluded.

‡Includes both those with mobility-related disability only and those with mobility-related disability and disability in the activities of daily living.

*Tableau 4: Risque d'incapacité à 4 ans selon les performances au score SPPB, Guralnik, Lower extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability*

En chirurgie, dans la population âgée, ce statut de fragilité entraîne une augmentation des complications post-opératoires et de la durée de séjour hospitalier. (28)

L'évolution des personnes âgées fragiles après un geste chirurgical n'est pas du tout la même que celle des autres patients.

Le dépistage de la fragilité dans nos populations est essentiel pour prédire ces risques, avant de mettre en oeuvre en amont les interventions visant à éviter la survenue de la dépendance.

### 3.4) Prévalence

La prévalence de la fragilité est difficile à estimer dans la littérature du fait des différentes méthodologies utilisées entre les études.

Dans la Cardiovascular Health Study, la prévalence de la fragilité selon les critères de Fried, s'élève à 6,9% des participants de plus de 65 ans. Elle était plus fréquente chez les femmes (7,3%) que chez les hommes (4,9%). (18)

Au niveau Européen, la prévalence de la fragilité est estimée par l'étude SHARE (survey of Health, Aging and Retirement in Europe), débutée en 2004 et ré-actualisée en 2019. Le statut de fragilité était également évalué par les critères de Fried. L'échantillon a étudié les données de 60 816 individus de plus de 50 ans. La prévalence globale de la fragilité était estimée à

7.7%. L'état pré-fragile à 42,9%. La prévalence augmentait avec l'âge et était plus fréquente chez les femmes. (29)

En France, la prévalence de la fragilité varierait entre 2,9 et 15%, selon les études pour les personnes âgées de plus de 55 ans vivant dans la communauté.

Les données de la revue systématique et méta-analyse issue du registre ADVANTAGE, intégrant les données de 22 pays européens, montre que la fragilité est commune aux différents pays européens et varie selon les données et les définitions de la fragilité. Les données sont donc encore hétérogènes et nécessitent un consensus sur la définition de la fragilité et des instruments utilisés pour la mesurer. (30)

D'autres marqueurs connus comme la marche ou d'autres encore non connus sont susceptibles d'influencer la fragilité.

## **4) Physiologie de la marche**

### **4.1) Définition**

La marche est un mode de locomotion naturel de l'homme s'exécutant par une série de pas plus ou moins rapides mais plus lents que la course. L'homme réalise en moyenne 5000 à 15 000 pas par jour. L'apprentissage de la marche prend plusieurs années pour ensuite devenir automatique et les capacités se modifient ensuite avec le vieillissement.

La marche est un phénomène complexe impliquant la coordination de mouvements de rotations des segments corporels pour maintenir le déplacement du corps pendant son déplacement vers l'avant. Elle implique une activation musculaire automatique et coordonnée pouvant être modulée par le contrôle volontaire notamment lors de situations de changement de direction ou de réduction de la vitesse de marche. La marche nécessite un contrôle postural efficace, assuré par la mise en jeu des systèmes proprioceptifs, vestibulaire, visuel et cérébelleux. (31)

Les différentes activations des muscles des membres inférieurs sont sous le contrôle du générateur spinal de marche. Ce générateur spinal étant lui-même contrôlé par des structures supra-segmentaires du système nerveux central. Il correspond à un regroupement de neurones en réseau, localisé au niveau lombaire et présentant une activité électrique rythmique spontanée. Le générateur spinal de marche assure l'activation cyclique et coordonnée des différents muscles pour obtenir une marche efficiente. Le générateur spinal de marche n'est pas l'unique élément permettant la commande de la marche. On retiendra, de manière simplifiée, l'implication des aires locomotrices supra-spinales, des noyaux de la base (striatum ventral), du cortex associatif fronto-pariétal et du cervelet.

La marche est caractérisée par une succession de doubles appuis et d'appuis unipodaux, le corps restant en permanence en contact avec le sol par au moins un appui unilatéral. (31)

La marche est une fonction vitale chez la personne âgée qui conditionne le niveau d'autonomie dans les activités de la vie quotidienne, le lieu de vie, le niveau de participation et l'état cognitif. La marche est une fonction complexe et fragile dont les automatismes

posturo-cinétiques peuvent se dégrader rapidement chez les personnes âgées. Le déclin de la marche est un marqueur de l'état de fragilité.

## 4.2) Le cycle de marche

La description du cycle de marche est codifiée sur le plan international, et constitue la base de la description d'une marche normale ou pathologique. Le cycle de marche de chaque membre inférieur comprend une phase d'appui et une phase oscillante. Le cycle de marche débute par le contact initial du pied et se termine lors du nouveau contact de ce pied au sol. On distingue deux phases différentes :

- **la phase d'appui** qui correspond à toute la période où le pied est en contact avec le sol. Son début correspond au contact initial (contact du pied avec le sol) et sa fin au décollement des orteils (perte de contact du pied avec le sol). Elle s'étend de 0 à 60% du cycle de marche, soit une durée de 60% du cycle de marche.
- **la phase oscillante** où le pied n'est plus en contact avec le sol et qui permet l'avancée du membre inférieur. Son début correspond au décollement des orteils et sa fin au contact initial suivant du même pied. Elle s'étend de 60 à 100% du cycle de marche, soit une durée de 40% du cycle de marche. (31)

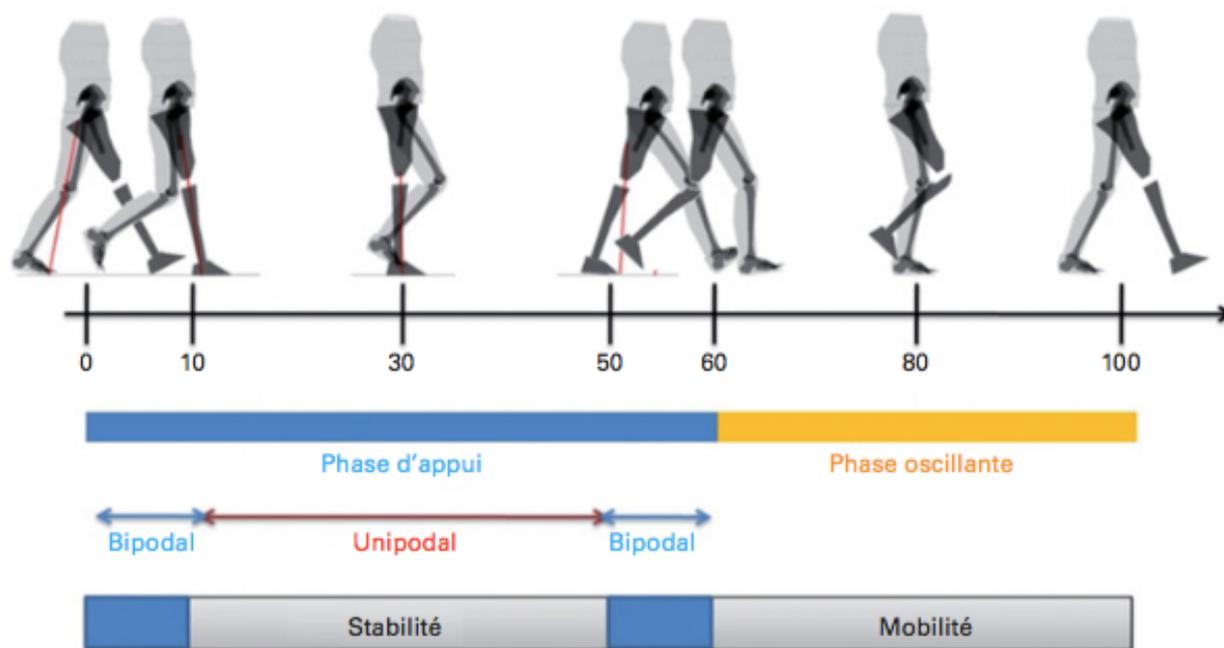


Figure 6: Illustration du cycle de marche, tiré de biomécanique du handicap et de la réhabilitation, C. Sauret, h. Pillet, j. Bascout, 2014.

La description du cycle de marche intègre le comportement du pied controlatéral. Si nous décrivons le cycle de marche du pied droit, nous distinguons :

- La **phase de double appui de réception** qui débute avec le contact initial du pied droit, et se poursuit par la mise en charge du membre inférieur droit (transfert du poids du corps du membre inférieur gauche sur le membre inférieur droit). Elle s'étend de 0 à 10% du cycle de marche, soit une durée de 10% du cycle de marche.

- La **phase d'appui unipodal** sur le pied droit (simple appui) qui débute lorsque le pied gauche décolle et se termine lorsque le pied gauche reprend contact avec le sol. Cette phase s'étend de 10 à 50% du cycle de marche, soit une durée de 40% du cycle de marche. Cette phase correspond à la phase oscillante du pied gauche.

- La **phase de double appui de propulsion** qui débute avec le contact initial du pied gauche, alors que le pied droit est en train de décoller. Il y a un transfert du poids du corps sur le membre inférieur gauche. Cette phase s'étend de 50 à 60% du cycle de marche, soit une durée de 10% du cycle de marche.

- La **phase oscillante** qui débute avec la perte de contact du pied droit avec le sol et se termine avec le début d'un nouveau cycle (contact initial du pied droit). Cette phase s'étend de 60 à 100% du cycle de marche, soit une durée de 40% du cycle de marche. Cette phase correspond à la phase d'appui unipodal du pied gauche.

Le cycle de marche complet comporte donc deux phases de double appui (20% du cycle), une phase d'appui unipodal (40% du cycle) et une phase oscillante (40% du cycle). (31)

### 4.3) Les paramètres spatio-temporels

Afin de caractériser de manière plus précise la marche, plusieurs paramètres sont nécessaires pour l'analyser:

#### Les paramètres spatiaux:

Le pas correspond à la progression vers l'avant du pied oscillant par rapport au pied portant.

La longueur du pas est défini par la distance en mètres de progression vers l'avant du pied oscillant par rapport à l'autre. Elle doit correspondre à la distance séparant les deux talons lors du temps du double appui.

L'enjambée correspond à la succession de deux pas.

La longueur d'enjambée est la distance en mètres correspondant à la somme des longueurs de deux pas successifs.

L'angle du pas, se mesure en degrés et correspond à l'angle formé entre l'axe de progression et l'axe du pied (ligne entre le talon et le 2ème métatarsien).

La largeur du pas est la distance entre l'axe de progression et la partie médiane du talon.

La largeur d'enjambée en mètres est la somme de la largeur de deux pas successifs. (31)

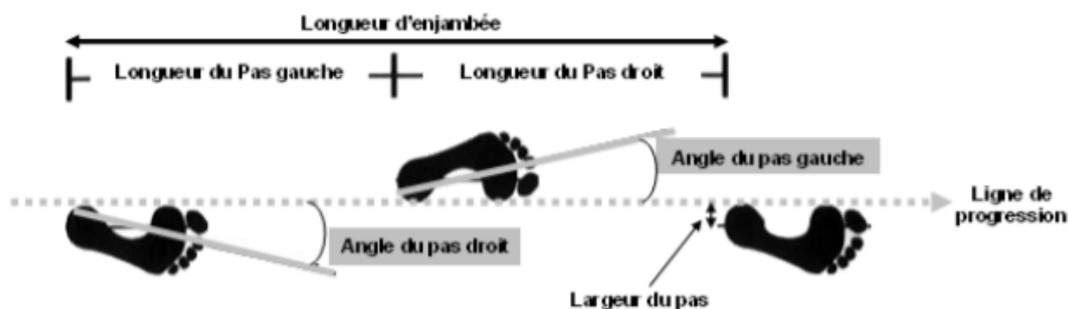


Figure 7: Les principaux paramètres spatiaux du cycle de marche, tiré de *Physiologie, méthodes exploratoire et troubles de la marche*.

### Les paramètres temporels:

La cadence, correspondant au nombre de pas par minute, ou autrement dit la vitesse de marche en fonction du nombre de pas. Il s'agit de la fréquence à laquelle une personne marche.

La vitesse de marche, s'exprimant en mètres par secondes, déterminée par une relation mathématiques entre la cadence et la longueur d'enjambée.

$$\text{Vitesse (m/s)} = (\text{Longueur d'enjambée} * \text{Cadence}) / 120$$

Le temps d'appui bipodal (en secondes ou % du cycle de marche) est la durée moyenne des temps de double appui lors d'un cycle de marche.

Le temps d'appui unidopal (en secondes ou % du cycle de marche) est la durée moyenne du temps d'appui unidopal lors d'un cycle de marche droit ou gauche. Le temps d'appui unipodal d'un côté correspondant au temps oscillant controlatéral. (31)

## **4.4) Les modifications de la marche au cours du vieillissement**

Le contrôle de la marche par les centres supérieurs dépend des afférences et réafférences sensorielles (visuelles, proprioceptives et vestibulaires). Cependant, l'âge, la pathologie et l'environnement influencent l'implication relative de ces trois systèmes sensoriels dans le maintien de la posture et de l'équilibre lors de la marche.

Lors du vieillissement, la marche d'une personne se modifie. Les changements observés sont notamment une diminution de la vitesse de marche, une diminution des mouvements du bassin et des hanches, une diminution de la hauteur des pas (pas rasants), une réduction des longueurs et de la largeur des pas, une augmentation des temps de doubles appuis et une diminution des temps d'appuis unipodaux. Il y a globalement une réduction des amplitudes des mouvements de cheville, genoux et hanches, ainsi qu'une moindre dissociation des ceintures. (31)

Les modifications des paramètres de marche peuvent se produire dans le cadre du vieillissement et de la fragilité. Les troubles de la marche et de l'équilibre sont fréquents chez les personnes âgées, notamment fragiles et bien souvent d'origine multifactorielle. (31) Différentes études ont regardé l'effet de l'âge sur les paramètres de marche. Le tableau ci-dessous résume les changements de principaux paramètres.

Paramètres de la marche	Moyenne ± Écart type	Âge	Référence
Vitesse [m/s] (bonne santé)	1.4		Götz-Neumann (2003)
	1.25 ± 0.18	80.1 ± 16.0	Nelson <i>et al.</i> (1999)
	1.15 ± 0.20	70 - 79	Öberg <i>et al.</i> (1993)
	1.11 ± 0.19	71.1 ± 5.2	Lord <i>et al.</i> (1996)
Vitesse [m/s] (facultés affaiblies)	<1.0		Götz-Neumann (2003)
	0.97 ± 0.23	79.6 ± 5.8	Kressig <i>et al.</i> (2004b)
	0.82 ± 0.26	79.4 ± 8.7	Nelson <i>et al.</i> (1999)
	0.66 ± 0.19	82 ± 6	Maki (1997)
Cadence [pas/min] (bonne santé)	100 - 130		Götz-Neumann (2003)
	118.2 ± 11.9	70 - 79	Öberg <i>et al.</i> (1993)
	115.4 ± 11.2	71.1 ± 5.2	Lord <i>et al.</i> (1996)
	108.0 ± 8.2	79.0 ± 3.0	Menz <i>et al.</i> (2003)
Cadence [pas/min] (facultés affaiblies)	105.7 ± 12.7	79.6 ± 5.8	Kressig <i>et al.</i> (2004b)
	78.9 ± 14.3	84.4	Liu <i>et al.</i> (2009)
Longueur de foulée [m] (bonne santé)	1.4		Götz-Neumann (2003)
	1.30 ± 0.14	79.6 ± 5.8	Menz <i>et al.</i> (2003)
	1.15 ± 0.13	71.1 ± 5.2	Lord <i>et al.</i> (1996)
	1.15 ± 0.12	70 - 79	Öberg <i>et al.</i> (1993)
Longueur de foulée [m] (facultés affaiblies)	1.11 ± 0.18	79.6 ± 5.8	Kressig <i>et al.</i> (2004b)
	0.83 ± 0.16	82 ± 6	Maki (1997)

Tableau 5 : Modifications des paramètres de marche au cours du vieillissement, tiré de la thèse de Mahmoud Ben Brahem.

La cadence reste régulière dans le vieillissement physiologique. L'apparition d'une variabilité de la cadence est pathologique. La marche sénile pathologique se caractérise au stade extrême par une marche irrégulière, à petits pas avec tendance à la rétropulsion. La démarche est précautionneuse avec fort coût attentionnel, avec disparition de la dissociation des ceintures, l'ensemble tête-tronc formant un bloc.

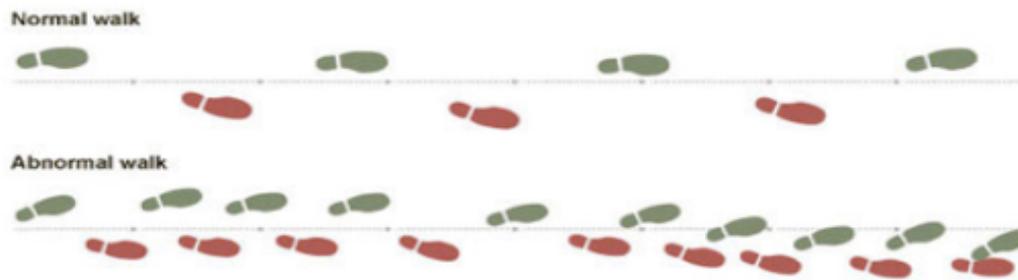


Figure 8: Représentation schématique de l'irrégularité de la cadence de marche

Le syndrome de désadaptation psychomotrice représente une décompensation de la fonction posturale, de la marche et des automatismes psychomoteurs, liée à une perturbation de la programmation posturomotrice suite à une détérioration des structures sous-corticofrontales. Il associe des troubles posturaux (rétropulsion), des altérations non spécifiques de la marche (freezing, marche à petits pas aspécifiques, décompensation du demi-tour), des anomalies neurologiques (akinésie, hypertonie oppositionnelle, diminution des réactions d'adaptation posturale et des réactions parachutes) et troubles psycho-comportementaux. Ces derniers comportent notamment une phobie de la verticalisation et de la marche dans sa forme aiguë tandis qu'une bradyphrénie, une aboulie et une démotivation sont notées dans sa forme chronique. La survenue de la désadaptation psychomotrice est liée à la sommation de trois facteurs impliqués dans la réduction des réserves fonctionnelles motrices par le biais d'une altération des structures sous-corticofrontales: le vieillissement, les maladies chroniques (atteintes dégénératives ou vasculaires) et des facteurs aigus organiques, aggravant l'altération de la perfusion sanguine cérébrale, ou fonctionnels (chute, alitement, non-utilisation).

Selon certains auteurs, une réduction de la cadence de marche permettrait de distinguer des personnes non fragiles, de pré-fragiles et pourrait être ainsi un paramètre sensible pour le diagnostic précoce du syndrome de fragilité. La progression de la fragilité (du statut pré-fragile à fragile) peut être fortement associée à une réduction de la longueur de pas, tandis que la diminution de la cadence dans cette catégorie est moins nette.

Cela peut indiquer que l'état pré-fragile se caractérise par une détérioration précoce des paramètres temporels alors que la progression vers l'état fragile se caractérise par une détérioration des paramètres spatiaux. La détérioration des paramètres spatiaux (par exemple, réduction de la longueur des pas) peut être due à des diminutions de la force et / ou de la puissance des membres inférieurs liées à la sarcopénie. (32)

La vitesse de marche, facilement mesurable en pratique clinique, est considérée comme un facteur prédictif de conséquences graves pour l'individu, notamment d'hospitalisation ou de décès. (33) Chez les personnes âgées, sans problèmes neurologiques, musculo-squelettiques, cardiorespiratoires ou troubles cognitifs, la vitesse de marche confortable diminue que très peu jusqu'à l'âge de 60 ans, puis diminue de 1 à 2% par an jusqu'à 80 ans. Cependant, il existe une variabilité importante parmi les études sur les modifications de la vitesse de marche. (34)

Certains auteurs ont montré que le déclin de mobilité pouvait apparaître déjà bien plus tôt à l'âge adulte. Ce déclin est démasqué lorsque des tâches difficiles chez des adultes sont réalisées. Par exemple, une baisse de la vitesse de marche peut être observée chez des individus à l'âge de 20-25 ans sur une épreuve de marche de 400m à vitesse rapide, alors que

les performances de vitesse habituelle sur 4m reste relativement stable jusqu'à 65-70 ans. L'ajout de défis a révélé des différences liées à l'âge dans la tranche d'âge jeune à intermédiaire qui n'étaient pas identifiées pour des tâches avec un rythme de marche usuel. L'effet perturbateur des défis ne se limite pas au domaine physique. Il est démontré depuis longtemps que la superposition d'une tâche cognitive à une tâche de marche est suivie d'une baisse substantielle des performances de marche et que la taille de l'effet augmente avec l'âge.

Les premiers changements pré-cliniques de ces systèmes physiologiques qui précèdent la perte de mobilité ont été mal étudiés. Les performances maximales, le taux de déclin, les comportements compensatoires ou la détérioration subclinique des ressources physiologiques peuvent cumulativement influencer le moment de la perte de mobilité et les chances de récupération, mais leur rôle en tant que facteurs de risque n'a pas été suffisamment caractérisé. Ces résultats suggèrent qu'un déclin précoce de la mobilité est détectable. (35)

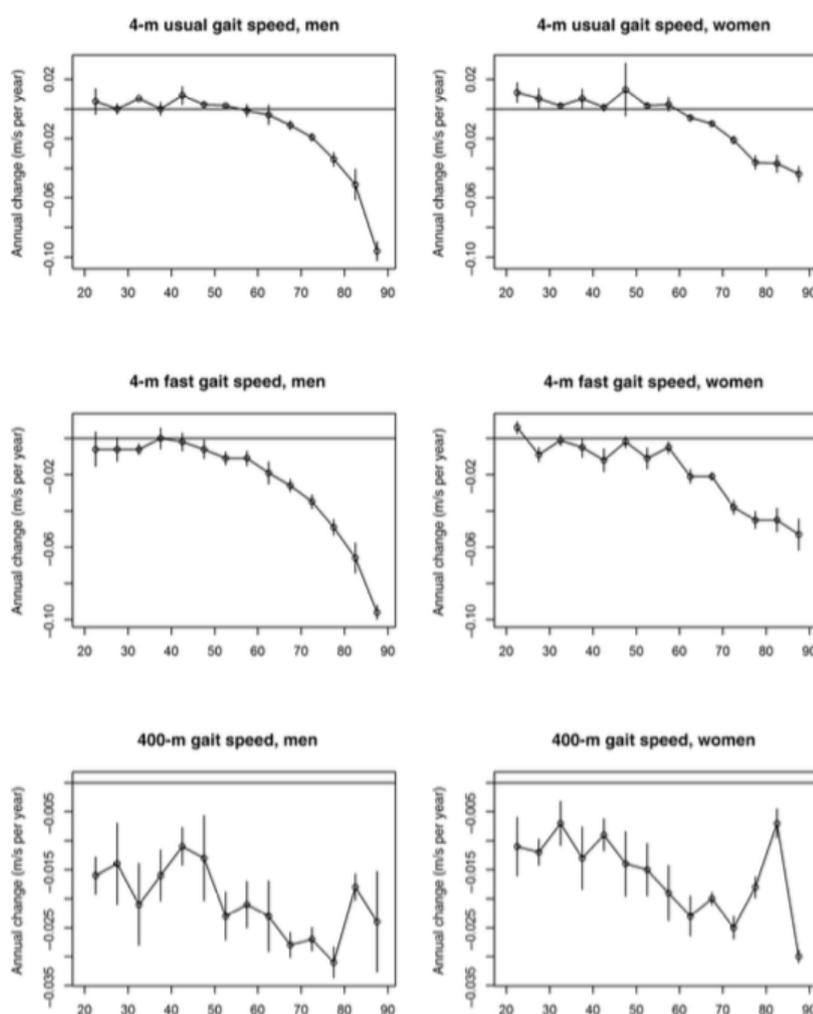


Figure 9 : Taux annuels moyens de variation de la vitesse de marche à vitesse confortable, rapide et 400m rapide, chez les hommes et femmes participants à l'étude InCHLANTI. (33)

La vitesse de marche lente est une variable non spécifique, qui est également liée au vieillissement et à d'autres troubles de la marche liés au vieillissement. L'évaluation de la vitesse de marche ne fournit pas, en soi, un aperçu du schéma de marche spécifique, qui à son

tour peut limiter la sensibilité et la spécificité de la discrimination entre les différents états de fragilité. (32)

Par ailleurs, certains auteurs ont montré que chez certaines personnes âgées, la réduction de la vitesse de marche moyenne était plus liée à la peur de tomber qu'au réel risque de chute en soi, alors que les mesures de variabilité par contre étaient de meilleurs prédicteurs de chutes futures. (36)

La variabilité représente les fluctuations observées d'un pas à l'autre avec le temps. L'étude de la variabilité de la marche est un domaine de recherche en croissance, car elle offre une ouverture pour l'étude de la régulation du contrôle locomoteur.

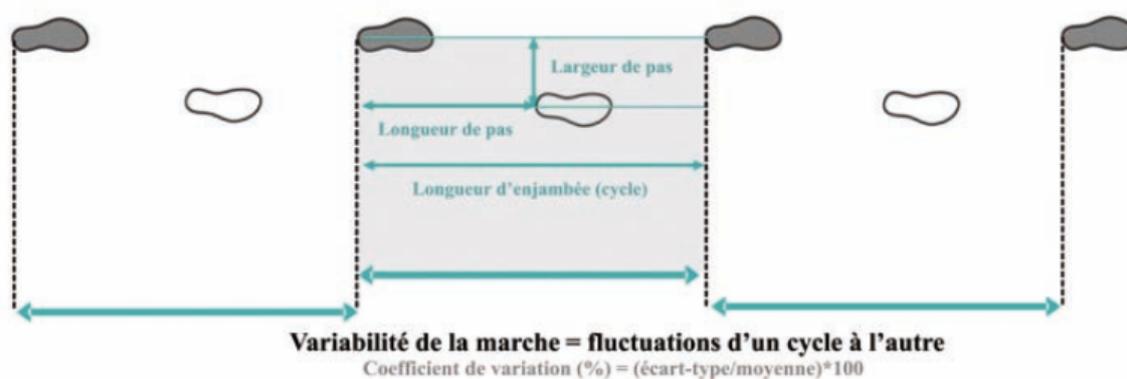


Figure 10: Représentation schématique de la variabilité de la marche

La variabilité de la marche se mesure fréquemment dans les études à l'aide du coefficient de variation (CoV) calculé par le rapport entre l'écart-type et la moyenne du paramètre étudié. Il s'exprime en pourcentage.

La mesure de la variabilité du pas peut se faire en pratique clinique ou en laboratoire de marche. Mais l'œil du clinicien est bien souvent insuffisant pour l'estimer justement.

La variabilité de la marche ou fluctuations du cycle de marche s'observent également chez les sujets jeunes, en effet une foulée peut ressembler à la suivante ou à la précédente mais ne sont pratiquement jamais identiques. Cette variabilité permet une flexibilité et une adaptation de la marche dans certaines circonstances. La faible variabilité de foulée à foulée reflète les processus automatiques qui nécessitent une attention minimale et sont associés à un contrôle de la marche et à la sécurité de la marche. Cependant une trop grande variabilité devient improductive avec une augmentation du coût énergétique et un équilibre qui tend à être plus précaire. Cette variabilité accrue témoigne de performances dégénérées et d'une dysfonction du système moteur humain. (35) (37)

La signification de la variabilité serait différente selon les paramètres spatio-temporels de la marche. La largeur du pas et le temps de double appui seraient des paramètres reliés au contrôle de l'équilibre lors de la marche. Alors que la longueur du pas et le temps de pas seraient plutôt des marqueurs du contrôle de la génération des mouvements rythmiques de la marche. (38)

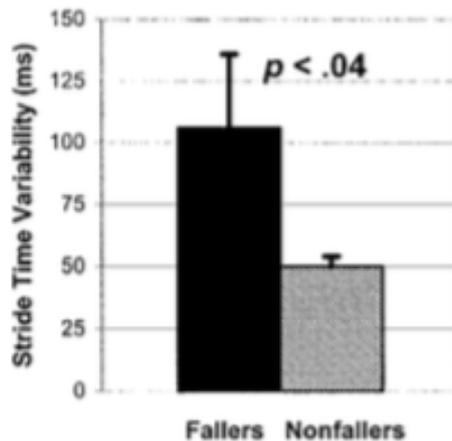
La variabilité de foulée à foulée ou du temps de cycle de marche, mesurée par le CoV est une mesure de la reproductibilité des mouvements coordonnés des membres, d'une foulée à la suivante pendant la marche. Ce paramètre serait associé au contrôle cortical de la marche. Une faible variabilité de ce paramètre est associée à un plus faible risque de chute, nous en parlerons plus loin. (39)

La fragilité est associée à de faibles performances dans plusieurs paramètres quantitatifs de la marche (indépendamment de la vitesse de marche). Montero-Odasso et ses collaborateurs ont comparé la variabilité de la marche entre différents statuts de fragilité. Plus précisément, la variabilité du temps d'enjambée, de la longueur d'enjambée et de la largeur du pas ont été mesurés pendant les conditions de vitesse de marche rapide et habituelle. Au cours de la marche rapide, tous les autres paramètres de variabilité de la marche étaient significativement différents entre les groupes pré-fragile et non fragile. Il est intéressant de noter que les auteurs ont signalé que la variabilité du temps d'enjambée en condition de marche rapide était le paramètre le plus fortement associé au stade de fragilité dans un modèle de régression linéaire multivariable. De plus, en excluant les critères de vitesse de marche de la définition de la fragilité, ils ont encore trouvé la variabilité de la marche comme paramètre discriminant pour l'identification du stade de fragilité. (32) (40)

La vitesse de marche peut être considérée comme une fonction motrice globale sensible à des changements relativement importants de l'état de santé et des ressources corporelles, tandis que la mesure de la variabilité de la marche serait sensible à des changements plus subtils lors des processus de vieillissement. Cette variabilité est intéressante pour l'étude des personnes présentant des présentations subcliniques de déclin de la fonction. (37)

L'augmentation de la variabilité est également prédictif de chutes futures. Les sujets chuteurs semblent présenter un profil de marche différent que des sujets non chuteurs. Ils présentent une plus grande variabilité des paramètres de marche, avec notamment une augmentation de la fréquence du temps de foulée. (41)

Le degré de variabilité serait plus étroitement lié au risque de chute que la vitesse de marche moyenne et les valeurs moyennes de longueur et de temps d'enjambée. Ces mesures de variabilité seraient plus sensibles et fourniraient des indices cliniques de l'instabilité de la marche et du risque de chute. (42) (43)



*Figure 11 : Différence de variabilité du temps de foulée chez des sujets chuteurs et non chuteurs sur une période de suivi de 12 mois, Gait Variability and Fall Risk in Community-Living Older Adults: A 1-Year Prospective Study*

La peur de chuter semble également être associée à une augmentation de la variabilité de la marche. En effet, la combinaison peur de chuter et antécédent de chutes augmente la variabilité du temps du cycle de marche. Cependant, l'effet de cette combinaison dépend du niveau de la vitesse de la marche. (44)

Une variabilité accrue de la marche reflète donc une perte de l'automatisme de la marche, rendant les personnes âgées plus susceptibles de tomber.

Certains auteurs suggèrent que la baisse des performances de marche et l'augmentation de la variabilité des paramètres de marche pourraient s'installer sur une fenêtre de deux ans chez les personnes âgées vers la sixième décennie. (35) (37)

Koniga s'est intéressé au seuil de variabilité entre marche normale et pathologique, dans une méta-analyse intégrant 64 articles étudiant les paramètres de marche, comptant 1657 sujets pathologiques (avec une majorité de pathologies neurologiques) et 1915 sujets sains, moyenne d'âge 60 ans. Le paramètre mesurant la variabilité de la marche le plus utilisé dans les études est le calcul du coefficient de variation du stride time (temps d'enjambée). D'après cette méta-analyse, un seuil de 2,6% de coefficient de variation du stride time permettrait d'identifier les performances pathologiques. (45)

L'instabilité de la marche n'est pas toujours identifiable en condition de marche préférentielle, mais peut se démasquer lors de conditions plus déstabilisantes, comme lors des épreuves de double tâche. Le principe de ces paradigmes est de réaliser en marchant une tâche attentionnelle et d'étudier les modifications de la marche qui en résultent. Les études font également leur lien avec la chute.

Il a été démontré que la marche en double tâche affecte les performances de marche, car les ressources cognitives et exécutives sont plus sollicitées et laissent moins de ressources attentionnelles pour la tâche motrice. L'analyse de la marche sous condition de double tâche peut apporter une réelle plus value dans l'identification des patients à risque. Cet effet suggère l'implication de structures corticales dans le contrôle de la marche des sujets âgés. (46) (47)

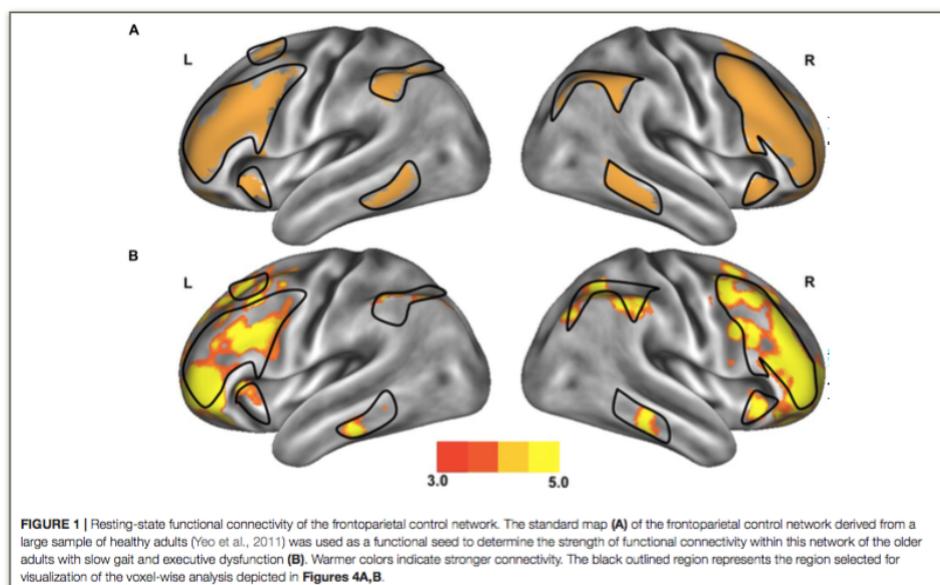
L'augmentation de la variabilité du temps de foulée lors de l'exécution d'une double tâche verbale est prédictif d'altération des facultés cognitives à long terme. (48)

Des auteurs suggèrent que la marche chez des individus en transition vers la fragilité serait plus affectée par des épreuves double-tâche d'arithmétiques (ex. comptage à rebours) par rapport à des tâches de fluidité verbale (ex. énumération de noms d'animaux). D'après ces études, certaines caractéristiques de la marche (temps d'enjambée et nombre de pas) étaient affectées par les deux types de tâches et d'autres comme la variabilité du temps de foulée étaient influencées principalement par les tâches arithmétiques. Les tâches arithmétiques seraient sensibles pour détecter les déficits de marche reliés à l'attention, au stade précoce de la fragilité. (32)

La polymédication, définie par l'utilisation de cinq médicaments ou plus a été liée à plusieurs reprises à différents effets secondaires comme les chutes, la fragilité et la mortalité chez la personne âgée et a récemment été associée en lien avec l'augmentation de troubles de la marche. La polymédication est associée à de faibles performances de marche, au déclin des performances de marche et à une augmentation de l'incidence des chutes. Il existerait un effet dose-dépendant, faisant augmenter le risque de déclin de la marche. La polymédication est associée à l'augmentation de la variabilité de la marche, notamment dans les paramètres temporels (stride time, step time et double support time). (49)

Des auteurs suggèrent que la vitesse de marche serait contrôlée par des réseaux fonctionnels neuronaux différents de ceux de la variabilité de la marche.

Une étude américaine a étudié les relations entre la vitesse de marche et la variabilité du temps de foulée en IRM fonctionnelle chez des personnes avec des déficits de mobilité. Les personnes âgées dont la vitesse de marche était plus rapide avaient une connectivité fonctionnelle plus importante en IRM fonctionnelle au sein de la région frontopariétale, et n'était pas significativement corrélée dans d'autres réseaux ou entre d'autres réseaux cérébraux. Alors que ceux avec une marche plus stable sans variabilité importante du temps de foulée présentaient une connectivité fonctionnelle négative plus forte entre le réseau d'attention dorsal et le réseau par défaut. (50)



*Figure 12 : Représentation en IRMf des réseaux fonctionnels neuronaux impliqués dans le contrôle de la vitesse de marche, tiré de Gait Speed and Gait Variability Are Associated with Different Functional Brain Networks.*

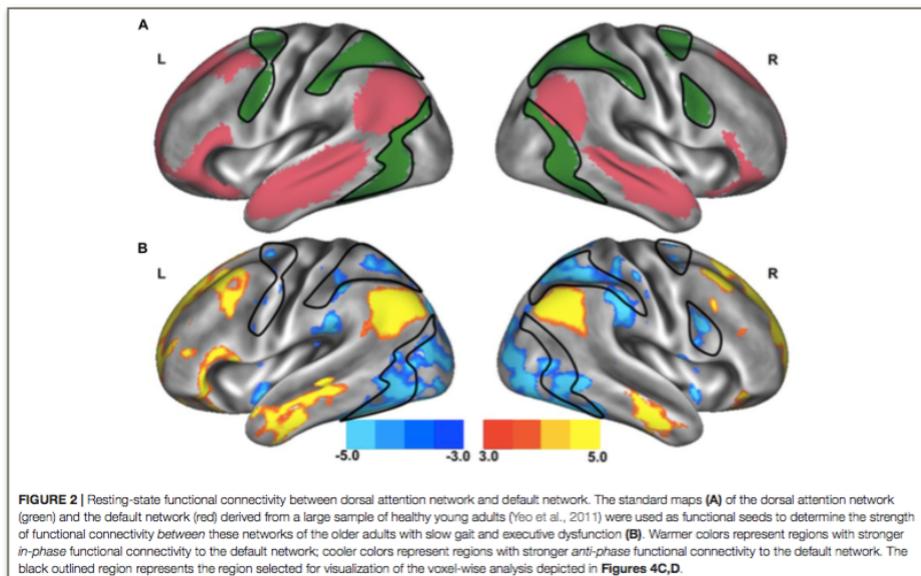


Figure 13: Représentation en IRMf des réseaux fonctionnels neuronaux impliqués dans la variabilité de la marche, tiré de *Gait Speed and Gait Variability Are Associated with Different Functional Brain Networks*.

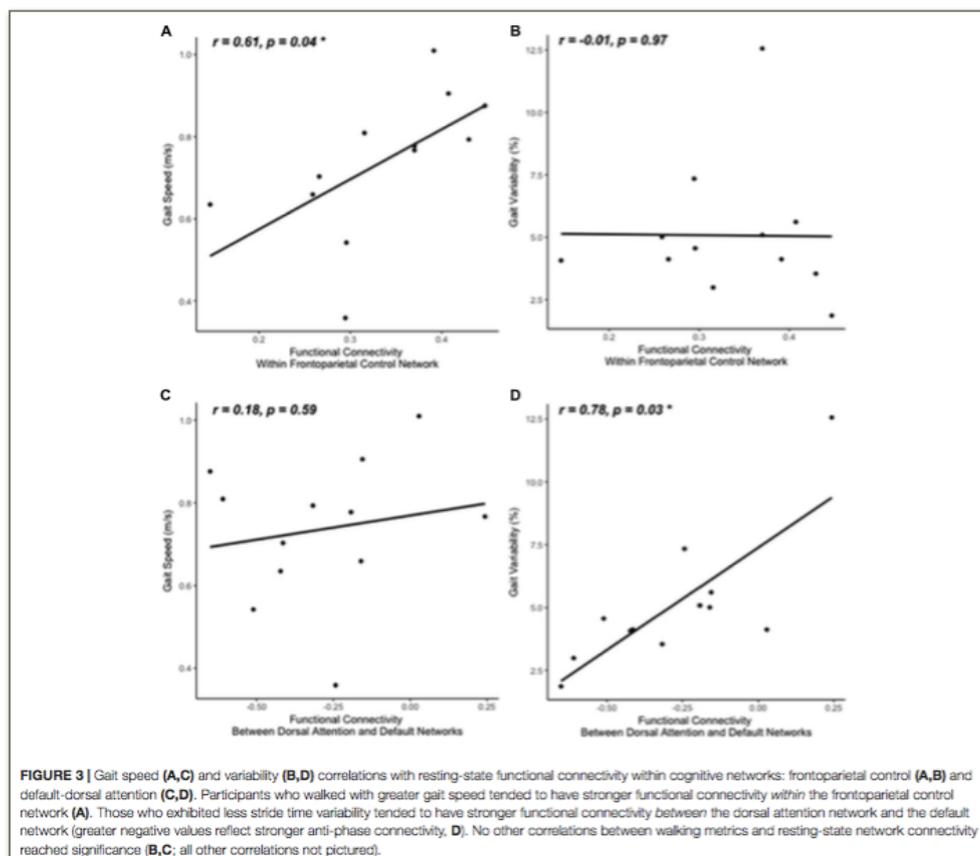


Figure 14: Représentation schématique que la connectivité fonctionnelle entre la vitesse de marche et la variabilité dans les régions fronto-pariétale et temporo-pariétale, tiré de *Gait Speed and Gait Variability Are Associated with Different Functional Brain Networks*..

Une grande variabilité dans la marche peut être considérée comme le marqueur d'une régulation anormale de la performance de marche, ce qui peut refléter la vulnérabilité de plusieurs systèmes allant au delà du système locomoteur.

Les changements dans les paramètres de marche sont d'origines multifactorielles et surviennent avec le vieillissement, la fragilité, l'apparition de maladies, et probablement bien d'autres facteurs. Les changements de vitesse de marche et de variabilité ne s'excluent pas mutuellement, cependant, ils semblent fournir des informations différentes.

Il est suggéré que le temps d'enjambée (stride time) reflète l'une des dernières voies des résultats régulés par le système nerveux central.

L'association de l'étude de la variabilité de la marche à la fragilité permet de fournir de nouveaux éléments de compréhension des modèles de fragilité.

Avec les dommages cumulatifs de la multimorbidité, la marche nécessite plus de ressources attentionnelles afin de compenser le déclin des systèmes sensori-moteurs et des processus cognitifs. Cela entraîne des déficits des paramètres de marche notamment en double tâche qui peuvent être d'intéressants marqueurs potentiels de fragilité.

Toutes ces données soutiennent l'idée que les caractéristiques de la marche représentent une mesure cumulative de la fragilité et reflètent un déclin de plusieurs systèmes physiologiques indiquant une vulnérabilité accrue aux facteurs de stress et sont prédicteurs d'évènements défavorables.

## 4.5) Les troubles de la marche acquis

Les troubles de la marche acquis après des maladies ou des affections neurologiques sont fréquents en neuro-gériatrie et peuvent se surajouter aux troubles de la marche induits par le vieillissement. Ces troubles entraînent également un risque majoré de chute. Voici les éléments sémiologiques des principaux troubles de la marche fréquemment rencontrés (31):

- **Les boiteries:**

- Boiterie d'esquive: marche avec évitement de l'appui cité douloureux, se manifestant par une diminution du temps d'appui unipodal et de la force d'appui.
- Boiterie de Trendelenburg: marche avec majoration de l'abaissement du bassin côté oscillant, associé à une inclinaison compensatrice du tronc côté de l'appui, par insuffisance du moyen fessier.
- Boiterie avec salutation: Lors de l'avancée du tibia du membre portant, le patient réalise une flexion antérieure du tronc, comme pour saluer. Deux causes principales expliquent l'antéflexion du tronc : 1) Le défaut d'extension de hanche, souvent en rapport avec une rétraction des fléchisseurs de hanche ou une coxopathie, qui nécessite une antéflexion du tronc sur la phase de double appui de propulsion afin de pouvoir effectuer un pas controlatéral. Le pas controlatéral est d'ailleurs souvent diminué du fait de la perte d'extension de hanche. 2) La perte de force du quadriceps, qui ne peut plus contrôler l'extension active du genou. L'inclinaison antérieure du tronc place le centre de gravité du sujet en avant de l'appui et permet de placer le genou en extension de manière passive.

- **Les ataxies:**

- La marche ataxique proprioceptive avec élargissement du polygone de sustentation, augmentation des temps de double appuis, appuis au sol mal contrôlés, démarche parfois talonnante.
- L'ataxie cérébelleuse: la marche est ébrieuse avec élargissement du polygone de sustentation. Elle est caractérisée par une démarche festonnante (qui ne se fait pas en ligne droite), avec des embardées latérales plus ou moins amples, avec une augmentation des temps de doubles appuis.
- La marche vestibulaire: la marche est déviée du côté lésé, surtout les yeux fermés. Des chutes sont possibles, surtout les yeux fermés. En cas d'origine centrale le sujet est surtout gêné par une instabilité non latéralisée.

- **Les troubles moteurs déficitaires:**

- La marche avec fauchage: Le fauchage est caractérisé par un genou restant raide lors de la phase oscillante, avec un membre inférieur décrivant un demi-cercle au sol, imitant le mouvement circulaire d'une faux.
- La marche avec steppage: Le steppage correspond à un défaut de dorsiflexion du pied lors de la phase oscillante en rapport avec un déficit des muscles releveurs et éverseurs du pied. On observe une majoration de la flexion de hanche et de genou compensatoires pour assurer un raccourcissement suffisant du membre oscillant. Il s'agit le plus souvent d'une boiterie secondaire à une atteinte neurologique périphérique.

- **Les syndromes Parkinsoniens**

- Les perturbations de la marche dans ce syndrome comportent des difficultés à l'initiation de la marche, un raccourcissement des pas, une cadence irrégulière. La festination correspond à l'accélération soudaine de la cadence de marche. Le freezing ou enrayage cinétique de la marche correspond à une interruption brutale de la marche avec piétinement, de survenue spontanée ou provoquée par un stimulus. Il existe également une perte du balancement d'un ou des deux membres supérieurs. Le demi-tour est décomposé.

- **Les marches à petits pas:**

- Les syndromes parkinsoniens
- L'hydrocéphalie à pression normale
- Le syndrome pseudo-bulbaire

- **Les marches avec limitation du périmètre de marche, douloureuse ou non**

- La claudication radiculaire est typiquement une douleur systématisée et centrifuge (proximo-distale) apparaissant à la marche et s'améliorant avec la position assise ou une position en antéflexion rachidienne. Elle le plus souvent liée à un canal lombaire rétréci dégénératif, et est associée à une raideur lombaire douloureuse.

- La claudication artérielle est en rapport avec une artériopathie des membres inférieurs. Elle est responsable d'une douleur plutôt centripète (disto-proximale).
- La claudication médullaire n'est pas douloureuse, et correspond à l'apparition d'une faiblesse des membres inférieurs à la marche (fatigabilité importante) parfois associée à des troubles sphinctériens. Elle est liée à une compression de la moelle épinière.

## 5) Les outils d'évaluation de la marche

### 5.1) Les tests cliniques d'évaluation

L'analyse de la marche par l'oeil humain est facilement réalisable en routine clinique, associée souvent à l'enregistrement vidéo, aux chronomètres et tests cliniques validés dans la littérature.

De nombreux tests cliniques ont été développés dans le cadre des troubles de la marche. Le plus souvent, ils ont été créés pour évaluer les risques de chute associés aux problèmes de marche ou d'équilibre. Ces instruments sont utiles car ils mesurent les performances de marche de façon standardisée et peuvent aussi faciliter le suivi de leur évolution dans le temps. (51) (52)

L'analyse clinique de la marche comprend 5 temps principaux:

- Le transfert assis-debout
- L'initiation de la marche
- La marche stabilisée
- Le transfert debout-assis

Les tests couramment utilisés en pratique clinique peuvent être cités ci-dessous:

Le test des 10 mètres de marche, où l'on peut calculer le nombre de pas et la vitesse de marche.

La mesure de la vitesse de marche sur 4 mètres. Le cut-off de vitesse de marche retenu prédictif d'effets indésirables et de marqueur de fragilité est de 0,8m/s.

Le test de marche de 2 minutes, permettant de rendre compte de la distance parcourue pendant 2 minutes.

Le test de marche de 6 minutes est une épreuve normalisée d'appréciation de la capacité fonctionnelle d'une personne et consistant à lui faire parcourir en marchant la plus grande distance qu'elle peut dans le temps de six minutes. Cette marche peut être limitée par une dyspnée ou une fatigabilité. Ce test permet de quantifier la gêne du patient dans la marche et de voir son évolution avec celle de son état de santé. Il est plus fréquemment utilisé en pneumologie ou en cardiologie. Mais il présente une bonne reproductibilité chez la personne âgée.

Le Timed up and Go est un test très simple et rapide à effectuer, qui consiste à mesurer le temps nécessaire pour se lever d'une chaise, marcher trois mètres, tourner de 180°, revenir à la chaise et s'asseoir. Un temps supérieur à quatorze secondes est associé à un risque de chute accru.

Le Timed up and Go avec épreuve cognitive ajoutée, reprend le même principe en faisant effectuer une tâche attentionnelle au sujet.

L'appui unipodal, calcul du temps durant lequel le patient tient l'équilibre sur un pied sans se tenir. Un temps supérieur à 5 secondes est considéré normal.

Les tests de double-tâche consistent à évaluer la marche (ou un autre paramètre) tout en effectuant une tâche annexe qui nécessite un certain degré d'attention, par exemple parler, compter à l'envers ou porter un verre d'eau. Dans une étude chez des personnes âgées, le fait d'arrêter de marcher lorsqu'une conversation s'engageait (stops walking when talking) prédisait la survenue de chute à six mois avec une très bonne spécificité (sensibilité 48%, spécificité 95%).

Le Dynamic Gait Index est un instrument évaluant les modifications de la marche entraînées par une série de tâches, par exemple tourner la tête, franchir un obstacle, monter un escalier ou changer de vitesse de marche. Le score final maximal est de 24. Un score inférieur à 20 est associé à un risque de chute accru.

Le test de Tinetti, permettant à l'aide d'un questionnaire et de petits exercices de juger de la qualité de la marche et de l'équilibre. Il comprend deux parties, l'une centrée sur l'évaluation statique et l'autre sur la marche. Il inclut l'évaluation simple de la station unipodale yeux ouverts. Une version simplifiée à sept items (22 items dans la version originale) peut être appropriée à l'évaluation de routine. Chez les patients chuteurs, l'évaluation peut être complétée par une évaluation de la capacité à se relever seul du sol et de la peur de tomber.

Le SPPB: short physical Performance battery, est la somme de trois critères, associant des tests d'équilibre, de vitesse de marche sur 4 mètres et de 5 levers de chaise.

L'échelle de Berg, a été développée pour mesurer l'équilibre statique et dynamique chez les adultes dans le but de dépister les personnes à risque de chute. Elle peut aussi servir à identifier les personnes qui peuvent marcher sans aide à la marche et à prédire les difficultés que pourraient éprouver certains individus dans les activités de la vie quotidienne. Elle comprend 14 épreuves qui évaluent l'équilibre statique et l'équilibre dynamique.

Le BESTest ou MiniBESTest: Test d'évaluation de l'équilibre. Le miniBESTest est la version simplifiée en 14 items. Cet outil démontre une meilleure sensibilité au changement que l'échelle de Berg et a une haute fidélité et validité. Le Mini-BESTest a moins d'effet plafond que l'échelle de Berg.

Cependant l'oeil humain est subjectif et bien souvent insuffisant pour l'étude de la variabilité de la marche.

## **5.2) Les outils d'analyse du mouvement validés**

Les systèmes de mesure et d'analyse du mouvement sont utilisés dans divers domaines et notamment en médecine physique et de réadaptation.

Ils peuvent être utilisés pour étudier la marche normale ou pathologique dans le domaine médical, analyser le corps en activité dans le domaine du sport, analyser la marche dans le but de comprendre la physiologie et de l'appliquer dans la conception robotique etc.

Les plateaux de force sont des plateaux de différentes tailles disponibles, équipés d'un plateau reposant sur 4 blocs de capteurs de force, avec mesure dans les 3 plans de l'espace. Les modèles les plus longs sont généralement destinés à l'analyse de la marche ou de l'ergonomie du poste de travail. (53)

Les systèmes de baropodométrie consistent à mesurer la répartition des pressions cutanées au niveau de la plante du pied, dans des conditions statiques ou dynamiques. Ils utilisent principalement la plateforme de baropodométrie, constituée d'une matrice de capteurs de pressions fixée à la surface d'un plateau rigide. Les signaux fournis par la matrice permettent d'établir une cartographie des pressions plantaires, visualisée sous la forme d'un graphe de couleurs, avec des teintes chaudes représentant les pressions les plus élevées. Il existe des plateformes de différentes tailles, allant de 50 cm à 1m60 de long et pesant de 7 à 15 kg, les grands modèles permettant l'analyse de la marche. (53)

Le système filaire d'analyse de la marche, plus connu sous le nom de Locomètre®, a été mis au point par l'équipe du Pr Bessou au laboratoire de physiologie de la faculté de Médecine de Toulouse dans les années 80. Son principe, repose sur la mesure des déplacements des pieds à partir de deux fils inextensibles reliés à un codeur angulaire. Les fils, fixés au pied par un système de bandes auto-agrippantes, sont maintenus à une tension constante par un moteur électrique, et les signaux de sortie de chaque codeur permettent de mesurer leur allongement. Un logiciel dédié permet de visualiser la courbe de déplacement des deux pieds en fonction du temps, et calcule les paramètres spatio-temporels de la marche (cadence et vitesse de marche, longueur de pas etc.) selon l'axe antéro- postérieur. Il est à noter que le dispositif traite toute variation de longueur des fils comme un déplacement effectué selon ce même axe, ce qui peut être source d'erreur en cas de trajectoire non longitudinale de la marche ou d'asymétries latérales. (53)

Les pistes (ou tapis) de marche électroniques sont constituées d'une matrice de capteurs de pression, d'une longueur variant de 4 m à 8 m. En déterminant la localisation et l'intensité des appuis successifs exercés par chaque pied à sa surface, la piste de marche permet la visualisation directe des empreintes plantaires ainsi que le calcul des paramètres spatio-temporels de la marche (vitesse, cadence, longueur de pas etc.). Le test ne nécessite ni calibrage ni préparation du patient, celui-ci effectuant le test habillé avec ou sans aide technique.

Les tests peuvent être synchronisés avec un enregistrement vidéo, que l'on pourra visionner au ralenti avec la représentation graphique des empreintes de pas. Le logiciel, assez simple d'utilisation, permet le suivi des données des patients et l'édition de rapports.

Il est à noter que le système ne fournit que les données relatives à l'appui des pieds sur le tapis et ne donne aucune information sur la position angulaire ou la mobilité des différentes articulations.

La grande facilité d'utilisation des pistes de marche électroniques, le faible niveau de contrainte pour les patients, et la fiabilité des paramètres calculés par le logiciel, en font un outil de choix pour l'analyse quantifiée de la marche et notamment dans les travaux de recherches et publications.

Utilisés pour les bilans diagnostiques, comme dans les évaluations thérapeutiques (après traitement médical ou chirurgical), le tapis de marche peut trouver son utilité en rééducation, en neurologie, en orthopédie et en gériatrie. Malgré ses nombreux avantages, son encombrement et son coût en font un outil principalement destiné aux laboratoires de recherche et aux services de rééducation. Ce sont les outils les plus utilisés dans les études étudiant la variabilité de la marche. (53)



Figure 15: Exemple de tapis électronique type GAITRite, illustrations empruntées à A. Hamaoui

Les systèmes d'analyse vidéo du mouvement utilisent des caméras mesurant la cinématique de segments corporels dans l'espace. L'analyse vidéo 3D est effectuée avec des dispositifs utilisant des marqueurs passifs ou actifs, considérés tous deux comme les « gold standard » de l'analyse du mouvement, fournissant les mesures cinématiques les plus fiables.

Les systèmes à marqueurs passifs consistent en un ensemble de caméras (généralement de 6 à 12) équipées d'un système filtrant la lumière visible et éclairant le champ expérimental par une lumière infra-rouge. Ce rayonnement, émis par la couronne de diodes entourant l'objectif des caméras, est réfléchi par des marqueurs recouverts d'un matériau rétro-réfléchissant, et placés sur les points d'intérêt de la zone à analyser (centres articulaires, extrémités osseuses). Ils apparaissent alors comme des points blancs sur un fond sombre, dont la trajectoire peut être suivie en temps réel et en 3D, grâce à la technique de triangulation. Une phase de calibrage, permettant notamment de déterminer la position des caméras les unes par rapport aux autres, est nécessaire avant d'effectuer les mesures.

Les systèmes à marqueurs actifs utilisent des capteurs actifs placés sur le sujet et émettant des signaux infrarouges, qui sont détectés par trois cellules photosensibles placées sur une même unité de mesure. Cette technique n'impose pas de phase de calibrage et ne présente aucune erreur d'identification des marqueurs, contrairement au système à marqueurs passifs. En revanche, elle nécessite d'alimenter chaque capteur actif, avec les contraintes liées à la présence de batteries et de fils sur le sujet.

Les systèmes vidéo d'analyse du mouvement 3D sont les dispositifs de référence pour l'analyse cinématique du mouvement et plus particulièrement pour l'AQM (analyse quantifiée de la marche) qui est remboursée par l'assurance maladie.

Le temps relativement long de la préparation du patient qui doit être déshabillé, rend néanmoins leur usage limité chez un public senior ou en situation de dépendance. La durée nécessaire au post-traitement des fichiers 3D, qui fait appel à des compétences spécifiques, comme le coût élevé des éléments matériels et logiciels en font un outil réservé aux établissements de soins ou de recherche.

Ces outils sont peu utilisés dans le domaine de la fragilité. (53)

### 5.3) Les outils d'analyse du mouvement faisant l'objet de recherches

La marche fait l'objet de nombreux sujets d'études au sein d'équipes de recherche sur l'ensemble du globe. De nouvelles technologies pour l'évaluation de la marche font leur apparition et ont ouvert de nouvelles voies pour mesurer avec précision les caractéristiques de la marche en clinique mais aussi à domicile. Cependant, les paramètres cliniques significatifs potentiels de la marche au-delà de la vitesse de marche ont reçu peu d'attention dans les recherches sur la fragilité. Les progrès de la technologie au cours de la dernière décennie ont fourni aux chercheurs et aux cliniciens des outils à faible coût pour mesurer les variables de la marche avec une validité et une praticabilité élevées en recherche, en clinique et à domicile.

Le développement rapide des systèmes microélectromécaniques a ouvert la voie à des percées scientifiques et applications significatives dans plusieurs domaines de recherche. Sans aucun doute, l'un des membres les plus importants de la famille des systèmes microélectromécaniques sont les capteurs inertiels (accéléromètres, gyroscopes, magnétomètres) qui sont généralement combinés ensemble en tant qu'unités de mesure inertielle (IMU). En raison de nombreuses caractéristiques positives, telles que la légèreté, la petite taille, la faible consommation d'énergie, la portabilité et le faible coût, les capteurs inertiels sont devenus largement utilisés et indispensables dans toutes les activités qui traitent indirectement ou directement le mouvement. En outre, on sait depuis longtemps que les données acquises par des capteurs inertiels peuvent être traitées par des approches avancées afin d'effectuer une analyse du mouvement complexe. Actuellement une attention particulière est consacrée au problème de l'analyse de la marche. (54) (55)

Une centrale inertielle est un instrument mesurant la position angulaire dans les trois plans de l'espace, à partir de données intégrées de gyroscopes, d'accéléromètres et de magnétomètres et étaient initialement utilisées en tant qu'outil de navigation dans l'aéronautique.

Après une phase de calibrage, elles permettent la mesure des positions angulaires absolues des différents segments corporels dans l'espace, à partir desquelles il est possible de calculer les angles articulaires. La mesure des mouvements de translation peut être effectuée à partir de la double intégration du signal accélérométrique.

Les dispositifs proposés sur le marché peuvent être constitués de 1 à 17 unités, fixées sur le corps à l'aide d'adhésifs double face, de systèmes auto-agrippants ou d'une combinaison spéciale. Les données sont calculées et numérisées au niveau de chaque unité, puis transmises par un réseau sans fil à un boîtier central qui synchronise l'ensemble des données transférées à l'ordinateur. Un logiciel dédié est alors utilisé pour calculer les paramètres dynamiques et cinématiques, et éventuellement effectuer une reconstruction 3D. (53)

Les récents progrès technologiques pour l'analyse de la marche se concentrent sur des solutions ambulatoires permettant une surveillance discrète et continue de la marche dans des environnements réels en dehors du laboratoire.

Différentes technologies ont été développées afin de quantifier les paramètres de marche mais celle-ci posent un problème de validité et d'utilisation pratique. Ces technologies sont essentiellement proposées pour une utilisation sportive personnelle et ne sont pas utilisées pour dépister la fragilité.

Les capteurs inertiels ont été intégrés à de nombreuses technologies du quotidien (smartphone, tablettes, GPS etc.), mais aucun outil à ce jour n'est appliqué à la fragilité. Différents outils sont disponibles sur le marché pour des analyses de la marche hors des laboratoires, principalement un usage sportif ou de mesure d'activité. Par exemple, les semelles connectées permettent la mesure des pressions à l'interface pied / chaussure, au moyen de capteurs de pression fixés sur une semelle. Soumises aux mouvements du pied et de la chaussure, avec des contraintes en flexion, torsion et cisaillement, elles sont moins précises et ont une durée de vie plus limitée que les plateformes de baropodométrie. Elles permettent néanmoins d'effectuer des mesures en situation écologique au cours de tâches dynamiques, et peuvent intégrer d'autres capteurs (centrales inertielles, capteurs de température...). C'est le cas des chaussettes « Sensoria », qui sont des chaussettes « intelligentes », technologie de surveillance de la marche sans fil, disponible dans le commerce. Elles sont équipées de capteurs textiles détectant la pression du pied, associées à un capteur inertiel. Le système est relié à une application sur smartphone. Une étude de validité en comparaison avec le GAITrite, a été réalisée et retrouve une bonne validité dans la mesure du nombre de pas et de la vitesse, mais des différences dans l'estimation de la cadence de marche. (53) (56)

L'étude « Frailty assessment based on trunk kinematic parameters during walking » a utilisé un capteur inertiel installé dans la région du rachis lombaire pour étudier la marche de personne âgée fragiles et tenté de fournir des informations supplémentaires et précises sur la connaissance du syndrome de fragilité. Les différents paramètres de marche étudiés sont en mesure de montrer des différences entre les individus de statut de fragilité variable et que simultanément utilisé avec des mesures de vitesse de marche, peuvent fournir des informations utiles à partir d'une marche erratique pour une classification plus précise de de fragilité. En particulier dans le cas de sujets pré-fragiles, cette technique pourrait améliorer la détection précoce de cet état, permettant au clinicien d'inverser leur déclin physique. Ainsi, cette technique simple et portable fournit une méthodologie clinique utile pour évaluer la fragilité dans les environnements ambulatoires. (57)

Le système ADAMO de l'étude italienne « A comparison between an ICT tool and a traditional physical measure for frailty evaluation in older adults » est un système de surveillance composé d'une station de base et d'une montre intégrée d'accéléromètres mesurant le degré d'activité sur 7 jours consécutifs (marche, station assise, immobilité etc.) de personnes âgées et fragiles et robustes au fil de la journée. Ces dernières innovations permettent de mesurer les niveaux de fragilité de manière non intrusive en situation écologique. (58)

Cette approche de surveillance des paramètres de marche de la personne âgés, spécifique de la fragilité sera intégré à terme dans des technologies pour la santé, utilisées comme compteur des paramètres de fragilité semblable à un monitoring holter. Il s'agit d'une étape vers un outil de dépistage objectif pour l'identification précoce du syndrome de fragilité. (59) (60)

## **6) Problématique**

La fragilité est devenue un problème majeur de société affectant la personne âgée. Compte tenu de l'augmentation de l'âge de nombreuses populations à travers le monde, le problème

est susceptible de devenir plus grave si des systèmes de prévention et de détection appropriés ne sont pas développés.

Les troubles de la marche sont très fréquents chez les personnes âgées et sont des indicateurs importants de l'état de santé. En pratique clinique, la marche est classiquement évaluée par observation directe ou quantifiée par des tests cliniques. Cependant, ces types d'évaluation peuvent être imprécis et peu sensibles au changement ou modification de la marche pouvant révéler une pathologie associée.

En considérant les contraintes actuelles du système de santé, la télémédecine se développe de plus en plus. La « télémédecine géronto-préventive » se développe particulièrement, considérant le vieillissement de la population. Les suivis du statut fonctionnel et de fragilité pourraient s'intégrer dans des actes réalisés à distance. L'évolution des technologies multiplie et diversifie les outils qui permettent le suivi d'activité d'une personne dans son environnement de vie. Les outils peuvent être disposés sur la personne et/ou dans son environnement. Equiper l'environnement impose souvent de se limiter à quelques pièces d'intérêt. Lorsque c'est la personne qui est équipée, les outils les plus utilisés sont les accéléromètres, intégrés à des capteurs inertiels. Les capteurs inertiels font parti des outils les plus pertinents pour caractériser et évaluer la mobilité et les capacités fonctionnelles des personnes. L'analyse des signaux inertiels (accélération linéaire, vitesse angulaire, champ magnétique) permet d'estimer les aspects énergétiques, cinématiques et spatio-temporels d'un mouvement. Cependant, les algorithmes actuels d'analyse des signaux inertiels sont peu adaptés au contexte de la rééducation ou à celui de la prévention chez les personnes âgées.

De nombreux outils sont actuellement capables de détecter des données plus précises de la marche, de réaliser des calculs d'activités physiques, de manière plus précise que les méthodes cliniques. Mais aucun système unique à ce jour n'a été développé pour évaluer entre autre la fragilité physique.

Les systèmes à base d'accéléromètres portables utilisant des capteurs inertiels peuvent donc fournir une analyse précise des paramètres de marche et de la variabilité de celle-ci chez la personne âgée. Ces capteurs existent dans de nombreux dispositifs, notamment des montres et permettent théoriquement une évaluation de la marche.

Nous avons été approchés par un industriel, « Telecom Design », société concevant des objets connectés. Celle-ci est spécialisée dans la conception, la production et la commercialisation de modules et de solutions embarqués de communication. L'activité du groupe s'organise entre autres autour du développement de solutions de soins de santé et de détection des chutes (vitalbase). Les innovations en cours ont pour but la protection et l'indépendance des personnes âgées fragiles. Un des derniers prototypes de montre mis au point a pour but de détecter des marches précocement pathologiques chez des seniors encore dynamiques, dont la finalité serait de dépister les états pré-fragiles et proposer un coaching personnalisé pour retarder au maximum le processus de dépendance.

En comparaison avec du matériel coûteux utilisé en clinique ou recherche, une solution basée sur une montre (à terme en situation écologique) serait un avantage technique, économique et permettrait une identification précoce des sujets à risque. L'évaluation clinique de la marche pourrait alors s'étendre en dehors des laboratoires.

## 7) Les objectifs

L'objectif général de ce travail est d'évaluer la marche chez des personnes ayant des déficits de mobilités (liés à une pathologie ou à l'âge) et/ou à risque de fragilité à l'aide de capteurs inertiels. Dans le cadre de ce protocole, l'objectif principal est d'explorer la pertinence d'un score de marche, calculé à l'aide de capteur inertielle pour détecter l'irrégularité de la cadence de marche chez des personnes âgées avec déficits de mobilité et/ou à risque de fragilité, dans une étude transversale, observationnelle, exploratoire réalisée dans le service de médecine physique et de réadaptation du CHU de Bordeaux.

Les objectifs à terme seraient de développer des méthodes de traitement des signaux inertiels dont les propriétés métrologiques seront, à terme, suffisantes pour par exemple l'aide au dépistage de fragilité, pour un usage en télémédecine, pour le suivi de personnes pouvant présenter des déficits de mobilité et/ou à risque de fragilité.

## II) Matériel et méthodes

### 1) Type d'étude

Il s'agit d'une étude pilote, transversale observationnelle, exploratoire, unicentrique, réalisée dans le service de médecine physique et de réadaptation du centre hospitalier universitaire de Bordeaux.

Cette étude a été réalisée en partenariat de la société Telecom Design. La période d'inclusion s'est déroulée de juin 2019 à décembre 2019.

Cette étude a été conduite en conformité avec les principes éthiques établis par la déclaration d'Helsinki. Tous les sujets inclus ont donné leur consentement éclairé.

### 2) Population étudiée

#### 2.1) Description des sujets à fragilité locomotrice

Notre recherche a concerné des personnes âgées de plus de 60 ans, vivant à domicile ou en institution, capable de marcher de façon autonome, avec ou sans aide technique, au sein du service de médecine physique et de réadaptation (MPR) de l'hôpital Tastet Girard au CHU de Bordeaux.

Nous avons classé nos sujets en deux groupes fragiles et robustes selon les critères de fragilité de Fried repris avec les adaptations suivantes:

- Perte de poids (non intentionnelle) de plus de 4,5 kg ou > 5% du poids du corps au cours des douze derniers mois.
- Echelle de dépression: utilisation de 2 items de la Center for Epidemiologic Studies Depression Scale: « I felt that everything I did was an effort » et « I could not get going ». Le critère est considéré positif si une des réponses aux questions à un score supérieur ou égal à 2.

- Endurance: mesure de la force au membre supérieur dominant via le dynamomètre Jamar. Les valeurs seuils de 30 kg pour les hommes et 20 kg pour les femmes ont été retenues.
- Questionnaire d'activité PASE: Physical Activity Scale for the Elderly. Une valeur inférieure à 95 a été retenue pour définir un individu sédentaire.
- Faible vitesse de marche, estimée avec le test de marche des 10 mètres, avec une vitesse inférieure à 0,8 m/s.

Pour caractériser notre échantillon, nous avons recueilli les informations suivantes:

- Informations générales: âge, genre, poids, taille, niveau d'éducation (études supérieures, lycée, collège, autre), utilisation d'une aide technique à la marche, lieu de vie (maison, appartement, EHPAD), mode de vie (seul, marié, ou autre).
- Présence ou non de chutes au cours de la dernière année et leur fréquence.
- Informations d'ordre médical : comorbidités/maladies chroniques, traitements médicamenteux en cours.
- Functional ambulation category (évalue dans quelle mesure le patient a besoin de soutien humain lors de la marche).
- Examen de la mobilité : amplitudes articulaires disponibles (aux hanches, aux genoux et aux chevilles).
- Examen de la motricité: Mesure de la force des principaux groupes musculaires des membres inférieurs via l'échelle MRC de 0 à 5.
- Niveau de douleur général (avec une échelle visuelle analogique, côtée de 0 à 10).

Nous avons également réalisé des tests cliniques pour caractériser notre population sur le plan locomoteur:

- Evaluation de l'équilibre avec le mini-BESTest, considérée altérée si le score est inférieur à 24.
- Short physical performance battery « SPPB » considéré anormal si score < 10
- Timed up and Go test (TUG), anormal si temps > 15 secondes
- Timed up and Go test (TUG) cognitif, anormal si la double tâche affecte soit le décompte ou la marche de plus de 10% par rapport au TUG classique ou si la personne arrête de compter en marchant ou arrête de marcher en comptant.
- Test des 5 levers de chaises, anormal si temps > 15 secondes

Les critères d'exclusion étaient les suivants:

- Cancer ou maladie incurable en phase terminale.
- Espérance de vie de moins de 12 mois.
- Chirurgie orthopédique datant de moins de 6 mois.
- Patient dément.
- Incapacité à comprendre les instructions ou à répondre aux questions des tests.
- Âge inférieur à 60 ans.

L'expérimentation et les objectifs de l'étude étaient expliqués aux patients. Le consentement était recueilli puis les tests étaient réalisés au sein du service de soin.

Nous avons au total recrutés six sujets fragiles.

## 2.2) Description des sujets témoins

Afin de comparer les paramètres de marche, nous avons utilisé une population contrôle, de 6 sujets sains classés robustes selon les mêmes critères, similaires au niveau de l'âge, qui ne présentaient aucun des critères sus-listés, sans fragilité.

## 3) Outils utilisés pour l'expérimentation

Les actes pratiqués d'analyse de marche font partie de la prise en charge courante des personnes avec des déficits de mobilité et/ou présentant un risque de fragilité.

Nous avons réalisé une analyse spatio-temporelle de la marche en utilisant deux systèmes d'analyse de marche différents: le tapis électronique GaitRite et la montre IKARYA watch (de la société Telecom Design).

Toutes les mesures ont été réalisées par le même expérimentateur.

### 3.1) Outil de recherche

La montre IKARYA watch est constituée d'un capteur inertiel, plus précisément d'un accéléromètre intégré. Cette montre est développée par l'équipe d'ingénieurs de la société Telecom Design.



*Figure 16: IKARYA watch intégrée d'un accéléromètre, développée par la société Telecom Design, faisant l'objet de notre étude. Source: [www.vitalbase.com](http://www.vitalbase.com)*

Un accéléromètre est un capteur qui, fixé à un objet permet de mesurer les accélérations linéaires et dynamiques de ce dernier. Les accéléromètres sont très utilisés dans les appareils mobiles type smartphones, tablettes tactiles, montres, bracelets connectés, manettes des consoles de jeux vidéo et les drones.

Notre accéléromètre est fait de deux éléments :

- une partie mécanique, composée d'un système masse-ressort qui détecte les accélérations de cette masse ;
- une puce électronique qui interprète ce signal et va le transmettre aux logiciels gérant l'interface avec l'utilisateur.

Notre montre utilise un accéléromètre intégré détectant les pas lors de la marche. La détection des pas fonctionne quelque soit le poignet où elle est portée (droit ou gauche). Les accélérations sont alors converties dans la puce électronique où les données vont être interprétées par des formules mathématiques.

Les données brutes des pas d'une marche forment un signal périodique qui peut s'écrire comme une somme de sinusoïdes. L'analyse spectrale d'un signal consiste à trouver toutes les sinusoïdes qui contribuent significativement au signal: cela signifie identifier les fréquences et les amplitudes des sinusoïdes associées. Un spectre de Fourier est une description graphique de ces signaux dans le domaine des fréquences. Avec un signal périodique, le spectre se présente sous la forme de pics, situés au niveau de chaque fréquence intervenant dans le signal. Plus une fréquence contribue, plus le pic est haut, c'est-à-dire plus l'amplitude de la sinusoïde associée est forte. Si d'autres fréquences sont présentes dans le signal, elles peuvent être des multiples de cette fréquence et sont appelées harmoniques.

Pour rappel, en physique, la fréquence est le nombre de fois qu'un phénomène périodique se reproduit par unité de temps. Son unité dans le système international est le Hertz. Un homme marche habituellement à une fréquence de 2 Hz soit deux pas par secondes.

Dans notre cas, les données brutes des pas issues de l'accéléromètre sont converties en analyse de Fourier (dite spectrale ou fréquentielle). A partir du spectre fréquentiel de la marche, la montre va calculer différents indicateurs, qui vont donner une note finale sur 10, globale à la marche de l'utilisateur (nous détaillons plus loin l'algorithme mis au point par l'équipe d'ingénieurs). Plus l'utilisateur aura une marche irrégulière, plus le nombre de pics à différentes fréquences seront nombreux et plus la note sera basse. Une personne avec une marche normale et une cadence régulière présentera un seul pic.

Un premier travail sur la montre a été réalisé en amont de ce projet, avec des tests de calibrage sur sujets sains. L'objectif était d'étudier les signaux fréquentiels de marches normales de sujets sains, puis les signaux de marches pathologiques simulées par des sujets sains, permettant de mettre au point l'algorithme calculant le score de marche, que nous allons détailler plus loin.

### **3.2) Outil de référence**

Notre outil de référence est le tapis électronique GAITRite®, outil de référence pour l'analyse de la marche en milieu clinique. Il mesure 8 niveaux de pression relative sous chaque pied, ce qui permet une analyse précise des paramètres spatiaux et temporeux de la marche. Les capteurs sont disposés sous forme de plaques espacées régulièrement sur toute la longueur du

tapis. La surface des appuis plantaires est déterminée par le nombre de capteurs activés, par la distance entre ces capteurs, et par le temps d'activation/désactivation des capteurs. Les données brutes sont transférées vers un ordinateur où un logiciel permet à partir de l'analyse des paramètres spatiaux de calculer immédiatement après le passage du sujet l'ensemble des paramètres spatio-temporels de la marche. Il est utilisé en routine clinique dans notre service. Le tapis GAITrite est le "gold standard" des systèmes d'analyse de la marche. C'est un système portable qui ne nécessite aucune préparation du sujet. Notre tapis mesure environ 4m de long et est installé dans une grande pièce aérée une salle annexe dédiée de kinésithérapie.



*Figure 17: Tapis électronique GAITrite du service de médecine physique et de réadaptation de l'hôpital Tastet Girard, CHU de Bordeaux. Source: Collection personnelle.*

#### **4) Déroulement des évaluations**

L'enregistrement s'est réalisé à l'hôpital Tastet Girard. L'épreuve consistait en un test de 2 minutes de marche à vitesse confortable, avec le port de la montre au poignet (droit ou gauche) dans une salle de kinésithérapie avec passages sur le tapis électronique GAITrite qui était paramétré pour que le premier appui sur le tapis déclenche automatiquement l'enregistrement.

Le test de la marche était réalisé à vitesse de marche naturelle à partir d'une position debout, avec des chaussures adaptées, dans des conditions d'éclairage parfaites et en l'absence de toute contrainte environnementale (salle vide, bonne luminosité, bruit absent). Les

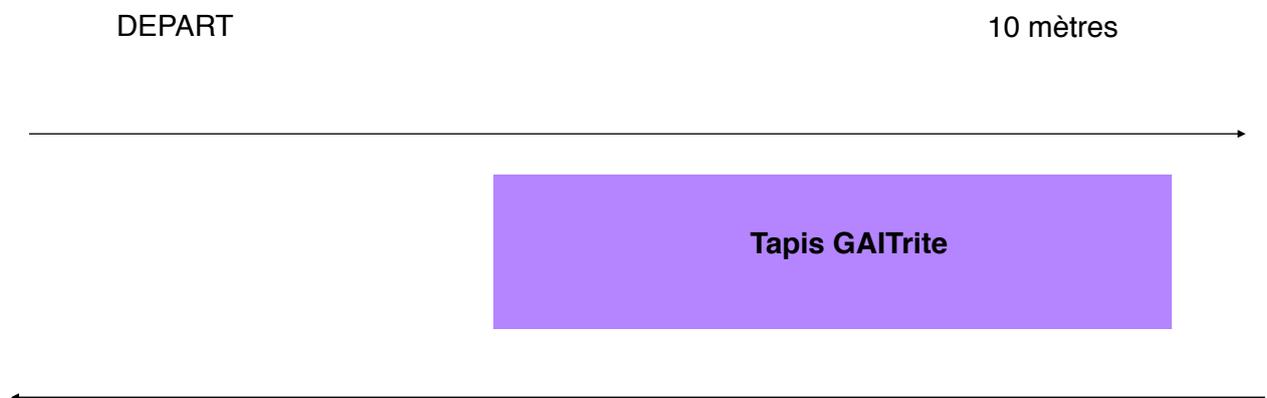
participants étaient autorisés à garder leurs lunettes ou prothèses auditives, et utiliser une aide technique si nécessaire. Pour contrôler les variations interindividuelles, les informations données aux sujets étaient identiques lors de la réalisation du test: marcher à une vitesse la plus naturelle possible, ne pas parler pendant l'épreuve et ne pas s'arrêter.

Le parcours comprenait une zone de départ à l'extrémité gauche de la pièce. Le test de marche commençait lorsque la montre vibrait pour donner le signal du départ. Le parcours consistait en des allers-retours dans la pièce avec passages sur le tapis électronique GAITRite. Les repères de distance étaient annotés au sol.

La distance parcourue à la fin du test de 2 minutes était relevée.

Les données d'analyse résumées disponibles sur la montre étaient relevées à la fin du test et inscrites dans le dossier du sujet.

Le test étaient filmé lorsque les sujets donnaient leur consentement.



*Figure 18: Schéma illustrant le parcours de marche de l'étude.*

## 5) Analyse des données

Le principal paramètre étudié était la variabilité du cycle de marche.

### 5.1) Paramètres analysés à partir de la montre

La montre effectue une analyse fréquentielle sur l'ensemble de ses données puis calcule un score global de marche à partir de 4 sous scores tirés de l'analyse fréquentielle, qui reflète la cadence de marche et la régularité ou non de celle-ci.

L'algorithme mis au point par les ingénieurs de Telecom Design comprend ces différents scores énumérés ci-dessous:

Un premier score est calculé après identification du pic principal (celui présentant une amplitude maximale du signal), correspondant également à la fréquence fondamentale de la marche de l'individu, et de la présence d'un ou plusieurs pics secondaires.

Un pic secondaire étant identifié lorsque sa fréquence présente une valeur d'amplitude au-dessus d'un minimum configurable ; (dans notre cas le seuil est égal à la fréquence  $\text{max}/2$ ). La présence ou l'absence d'harmonique(s) de la fréquence principale est également recherchée.

Le pic correspondant au balancier des bras est identifié et pris en compte afin de ne pas interférer avec le signal des membres inférieurs.

Le meilleur score est défini lors de la présence d'un seul pic et de l'absence d'harmonique.

Un deuxième score est calculé à partir du nombre de pas détectés qui permet d'identifier la fréquence correspondant à la marche, permettant de mettre en évidence la dominance de cette fréquence dans le spectre. Cela permet de vérifier la bonne fréquence de marche par rapport au nombre de pas et donc d'avoir une bonne estimation de la cadence.

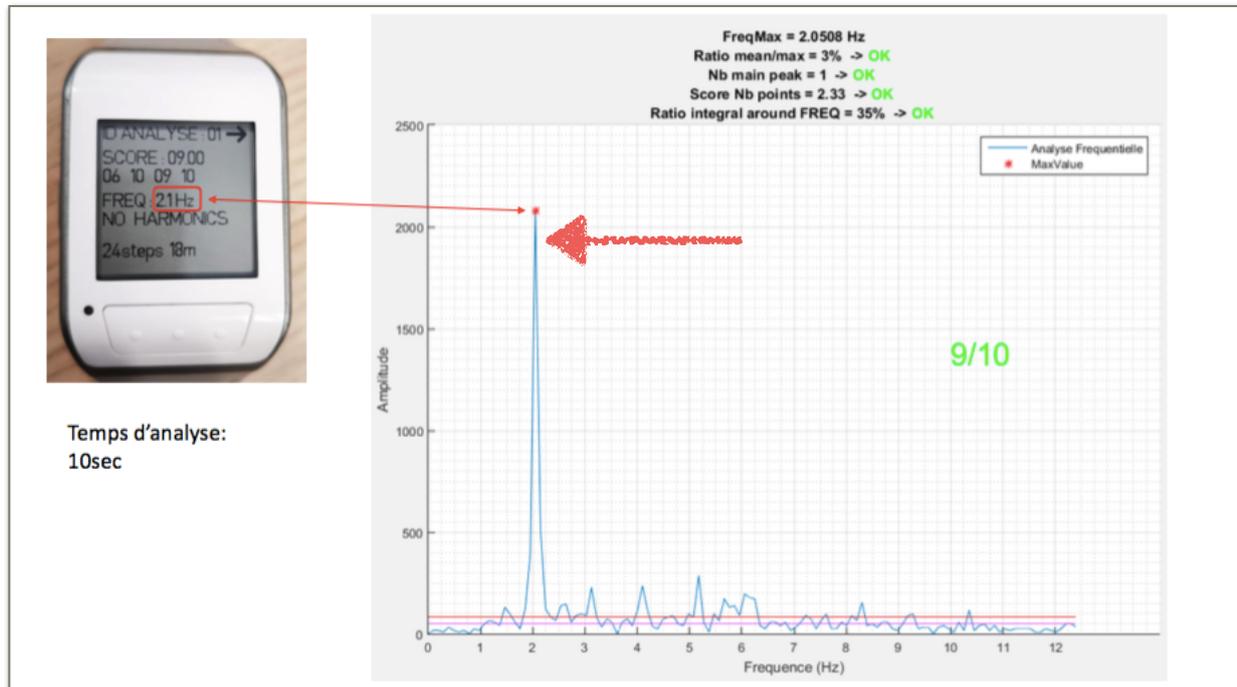
Un troisième score est calculé à partir d'un ratio entre l'intégrale de toute l'aire sous la courbe du pic principal par rapport à l'intégral de l'aire sous la courbe de tout le signal, l'aire sous la courbe du pic principal étant de déterminée dans une fenêtre de 1 Hz autour de la fréquence d'amplitude maximale. Le meilleur score est défini lorsque l'intégrale autour du pic principal se situe au moins à 25% de densité/énergie par rapport à l'ensemble du spectre. Cette étape permet de voir si le signal de marche est suffisamment présent par rapport au bruit.

Le quatrième score est calculé à partir d'une somme pondérée d'un nombre des points du signal présentant une amplitude supérieure à :  $\text{Amp Max}/2$ ,  $\text{Amp Max}/3$ ,  $\text{Amp Max}/4$ ,  $\text{Amp Max}/5$  où  $\text{Amp Max}$  correspond à l'amplitude maximale du signal. Le meilleur score étant attribué lorsqu'un seul point se trouve au-dessous de  $\text{AmpMax}/5$ . Ce sous score permet de jauger la hauteur du bruit.

Le score global est une note sur 10 et est calculé par la somme pondérée des 4 sous scores. Plus la note est proche de 10 plus la marche est régulière. Une analyse qui présente une répartition fréquentielle homogène avec plusieurs fréquences d'intérêts est affectée par une note plus basse.

La montre peut cumuler un total de 100 analyses fréquentielles maximum.

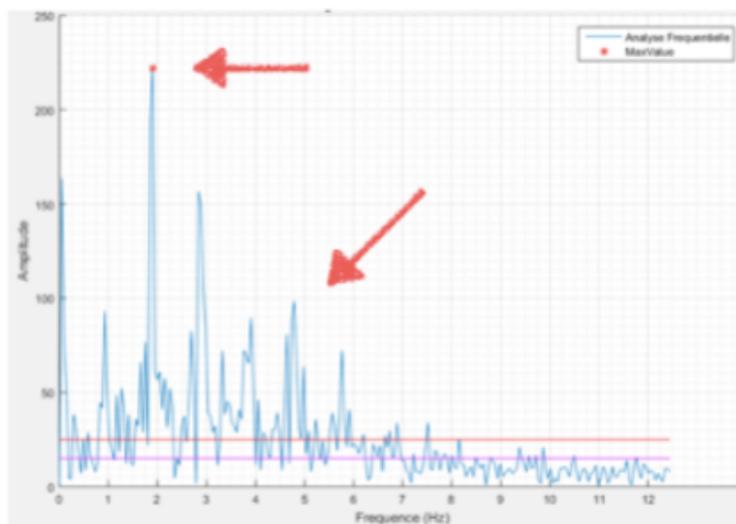
Une note inférieure ou égale à 6 a été retenue comme discriminante dans l'identification des marches irrégulières.



*A gauche: Données recueillies sur la montre à la fin du test de marche.*

*A droite: Analyse spectrale d'une marche normale score à 9/10, avec identification d'un pic de marche à 2 Hz (grosse flèche rouge).*

*Figure 19: Analyse spectrale d'une marche normale et paramètres visualisés sur la montre.*



*Figure 20 : Exemple d'analyse spectrale d'une marche irrégulière avec un pic principal à 2 Hz et plusieurs pics secondaires (flèches rouges).*

## **5.2) Paramètres analysés à partir du tapis électronique GAITrite**

Le tapis Gaitrite, mesure les principaux paramètres spatiaux temporels.

Les paramètres relevés du GAITrite et analysés dans notre étude sont:

- La cadence de marche
- La vitesse de marche (velocity)
- Le temps d'enjambée (stride time)
- Le temps de pas (step time)
- La longueur d'enjambée (stride length)
- La longueur de pas (step length)

La variabilité (ou irrégularité) du pas a été mesurée par le coefficient de variation du temps d'enjambée (ou temps de cycle de marche). Soit le temps nécessaire pour réaliser deux pas consécutifs. Le coefficient de variation, dit également écart type relatif est une mesure de dispersion relative. Il est défini comme le rapport entre l'écart-type et la moyenne et s'exprime en pourcentage. La valeur seuil de coefficient de variation du stride time retenue pour définir une marche avec cadence irrégulière était de 2,6%.

## **6) Analyses statistiques**

Avec l'outil de référence (mesures cinématique ou GAITrite), la régularité de la cadence correspond à la variabilité de la durée du cycle de marche. A partir des signaux inertiels, la régularité de la cadence correspond à un seul pic de fréquence au sein du signal accélérométrique.

D'un point de vue statistique, l'hypothèse est qu'il existe une corrélation forte entre l'écart-type (ou coefficient de variation) du cycle de marche et le nombre de pics de fréquence de l'analyse fréquentielle du signal accélérométrique.

### **6.1) Descriptives**

Les analyses statistiques réalisées sur les groupes fragile et robuste sont des calculs de moyennes, variances, médianes et valeurs minimales-maximales et coefficients de variation des paramètres suivants issus du GAITrite: stride time, step time, stride length, step length.

Et des calculs de moyennes et écarts-types des scores de marche issus de l'accéléromètre.

### **6.2) Interférentielles**

Des analyses de performances de tests seront réalisées afin d'évaluer la sensibilité, spécificité, valeurs prédictives positives et négatives de notre montre comparée aux données du GAITrite mais également aux données cliniques.

## III) Résultats

### 1) Analyses descriptives

#### 1.1) Caractérisation de la population

Six sujets dans le groupe fragile et six sujets dans le groupe robuste ont été au total recrutés. Le flowchart ci-dessous dans la **Figure 21** présente les effectifs de départ au recrutement et après analyses.

Les caractéristiques cliniques des participants sont résumées dans le **tableau 6**.

L'âge moyen des sujets du groupe fragile était de 66,6 ans et celui des sujets du groupe robuste de 69,3 ans.

Les deux groupes présentaient des antécédents sur le plan cardiovasculaire. Il y avait plus d'affections neurologiques dans le groupe fragile.

Il y avait une utilisation d'aide technique à la marche dans le groupe fragile alors que le groupe robuste n'utilisait aucune aide.

La force aux membres inférieurs était à peu près identique entre les deux groupes.

La vitesse de marche évaluée cliniquement était mesurée à 0,79 m/s dans le groupe fragile et à 1,40 m/s dans le groupe robuste.

La mesure de la force musculaire aux membres supérieurs via le Dynamomètre de Jamar, était à peu près équivalente entre les deux groupes.

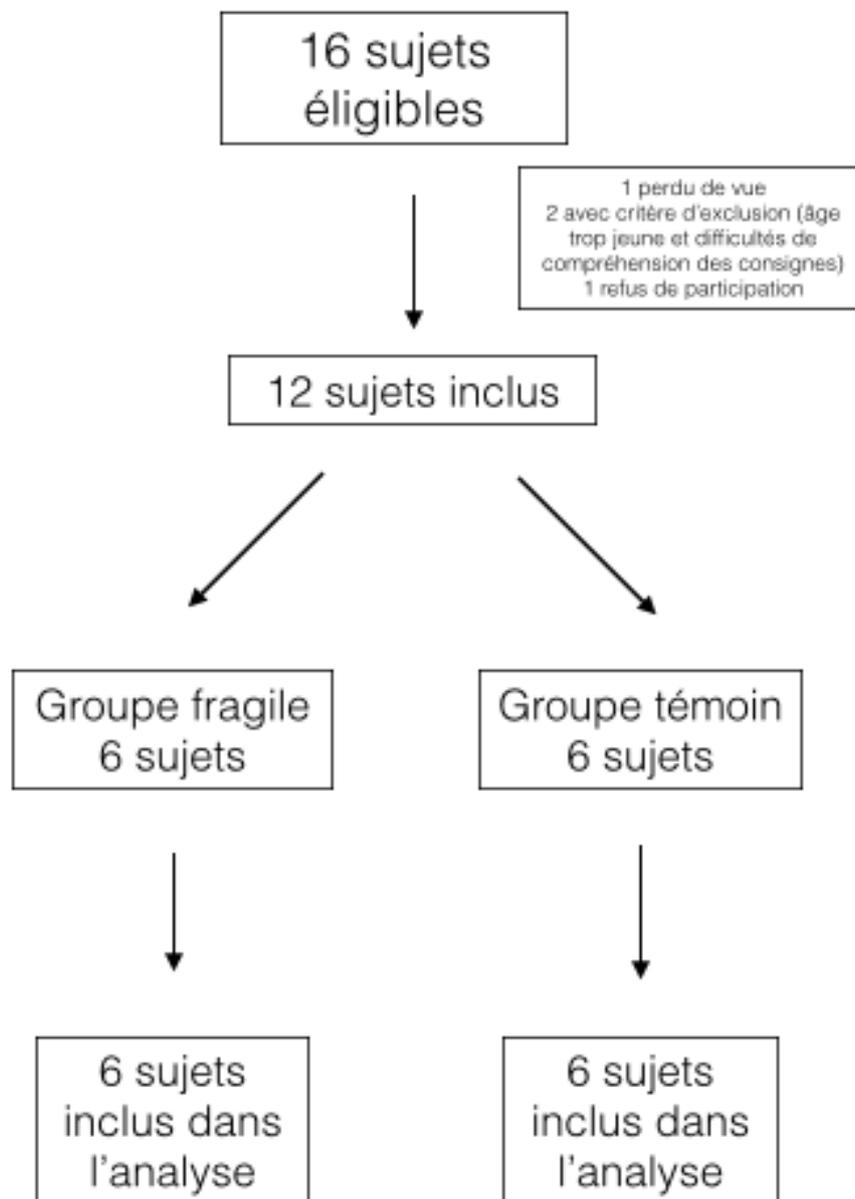


Figure 21 : Flowchart

<b>Caractéristiques cliniques</b>	<b>Groupe fragile</b>	<b>Groupe robuste</b>
<b>Âge (moy)</b>	66,66	69,3
<b>Ratio H/F</b>	4/2	2/4
<b>Niveau d'éducation</b>		
- Primaire	0	3
- Collège	1	1
- Lycée	4	1
- CAP/BEP	1	2
- Etudes secondaires	0	1
<b>Utilisation d'une canne simple ou batons de marche</b>	3	0
<b>Mode de vie:</b>		
- Marié	4	5
- Seul	2	1
<b>Comorbidités/maladies chroniques:</b>		
- Cardiovasculaires	5	3
- Neurologiques	5	0
- Cancéreuses	1	0
- Orthopédiques	1	1
<b>FAC (Moy)</b>	4	5
<b>Amplitudes articulaires aux membres inférieurs</b>		
Normales	4	5
Diminuées	2	0
<b>Score MRC (Moy)</b>	4,5	5
<b>Niveau de douleur (EN) (Moy)</b>	1,8	0,4
<b>Vitesse de marche (Moy) (m/s)</b>	0,79	1,40
<b>MiniBESTest (Moy)</b>	17,6	25,5
<b>TUG (s)</b>	9,94	7,33
<b>TUG cognitif (s) (moy)</b>	17,84	15,50
<b>5 levers de chaises (s) (moy)</b>	17,71	9,19
<b>SPPB</b>	7,80	11,83
<b>Critères de Fried modifiés:</b>		
- Perte de poids	2	0
- Humeur dépressive	3	0
- Endurance membre supérieur (Moy) (kg)	23,33	24,58
- Faible activités via PASE (moy)	95	176

*Tableau 6: Caractéristiques cliniques des participants*

## 1.2) Paramètres de marche

D'après les données du GAITrite, la vitesse de marche moyenne des sujets du groupe fragile était de 0,73 m/s et la cadence de marche 98,25 pas/min et de respectivement 1,41 m/s et 121,06 pas/min pour les sujets du groupe robuste (**Tableau 7**).

La variabilité du temps d'enjambée était plus importante dans le groupe fragile et mesurée à 3,95% contre 1,57% dans le groupe robuste (**Tableau 7**).

La mesure de la longueur de pas (step length) dans le groupe fragile était le paramètre présentant le coefficient de variation le plus élevé (Médiane 7,85 (Min-Max: 3 - 26,5) (**Tableau 7**).

Le paramètre stride length était à peu près équivalent entre les deux groupes (**Tableaux 7**).

La moyenne du score global de marche des sujets du groupe fragile issu de l'accéléromètre était de 3,7/10 (**Tableau 8**).

La moyenne du score global de marche des sujets du groupe robuste issu de l'accéléromètre était de 7,83/10. (**Tableau 8**)

Paramètres du GAITrite	Groupe fragile	Groupe robuste
<b>Cadence (Nb pas/min)</b>		
Moyenne	98,25	121,06
Ecart-type	12,37	5,58
Médiane (Min-Max)	100,55 (75,5 - 109,7)	122,25 (111,5 - 126,6)
<b>Vitesse de marche (m/s)</b>		
Moyenne	0,73	1,41
Ecart-type	0,25	0,11
Médiane (Min-Max)	0,79 (0,41 - 1,04)	1,43 (1,23 - 1,53)
<b>Stride time CV%</b>		
Moyenne	3,95	1,57
Ecart-type	2,1	0,69
Médiane (Min-Max)	4,35 (1,3 - 7)	1,65 (0,74 - 2,62)
<b>Step time CV%</b>		
Moyenne	7,41	3,33
Ecart-type	2,06	1,53
Médiane (Min-Max)	7,45 (4,5 - 10)	2,85 (2,2 - 6,3)
<b>Step length CV%</b>		
Moyenne	10,23	4,12
Ecart-type	8,24	1,66
Médiane (Min-Max)	7,85 (3 - 26,5)	4,1 (2,1 - 6,6)
<b>Stride length CV%</b>		
Moyenne	4,93	4,67
Ecart-type	3,87	1,19
Médiane (Min-Max)	3,7 (2 - 12,4)	2,65 (0,74 - 3,8)

Tableau 7: Paramètres spatiaux temporels issus du GAITrite des sujets des groupes fragile et robuste.

Groupe fragile	Groupe robuste
5,66	7,36
0,86	8,43
4,73	7,99
2,03	7,89
2,69	7,41
6,69	7,88
Moyenne : 3,7 Ecart-type : 2,27 Médiane : 3,71 Min-Max : 0,86 - 6,69	Moyenne : 7,83 Ecart-type : 0,39 Médiane : 7,89 Min-Max : 7,36 - 8,43

Scores de marche notés sur 10

Tableau 8: Résumé des scores de marche issus de l'accéléromètre pour chaque sujets des groupes fragile et robuste.

Tous les patients classés fragiles sur les critères cliniques présentaient un score de marche inférieur à 7 sur les données accélérométriques. Tous les sujets du groupe robuste, classés robustes selon les critères cliniques présentaient un score supérieur ou égal à 7 (**Tableau 8**).

Groupe fragile	CV Stride time (%)	Score de marche
Sujet 1	4,4	5,66
Sujet 2	4,3	0,86
sujet 3	1,3	4,73
Sujet 4	1,8	2,03
Sujet 5	7	2,69
Sujet 6	4,9	6,69
Groupe robuste	CV Stride time (%)	Score de marche
Sujet 1	0,90	7,36
Sujet 2	1,90	8,43
Sujet 3	1,7	7,99
Sujet 4	0,74	7,89
Sujet 5	1,6	7,41
Sujet 6	2,62	7,88

Tableau 9: Résumé des coefficients de variation du stride time et des scores de marche pour chaque sujets des deux groupes.

Dans le groupe fragile, deux sujets présentaient un score de marche sur les données accélérométriques altéré (sujets 3 et 4) alors qu'il ne présentaient pas de variabilité du temps de foulée significative sur les données du GAITrite. Dans le groupe robuste, le sujet 6 classé robuste cliniquement, présente un coefficient de variation du temps de foulée au delà du seuil, mais un score de marche accélérométrique normal (**Tableau 9**).

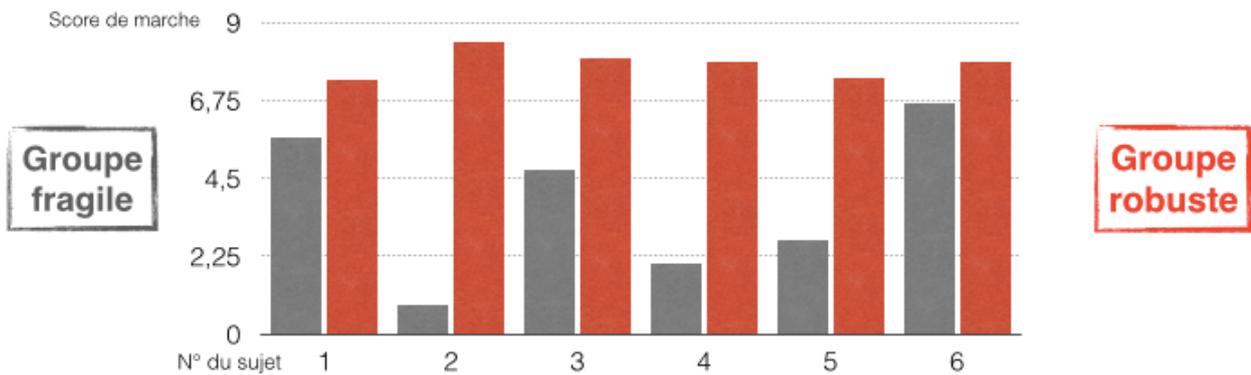


Figure 22: Représentation graphique des scores de marche issus de l'accéléromètre par sujet.

Les analyses spectrales des sujets du groupe fragile présentaient plus de pics secondaires (harmoniques) associés au pic principal de marche, lui aux alentours de 2 Hz comparées aux sujets du groupe robuste.

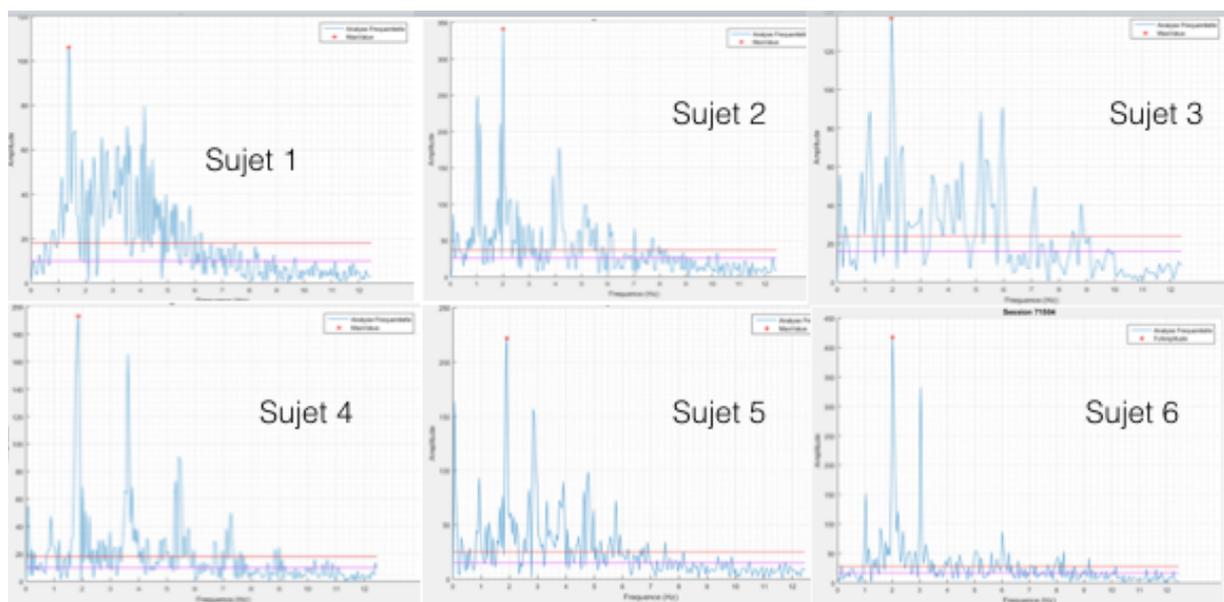


Figure 23: Analyses spectrales des marches des sujets du groupe fragile.

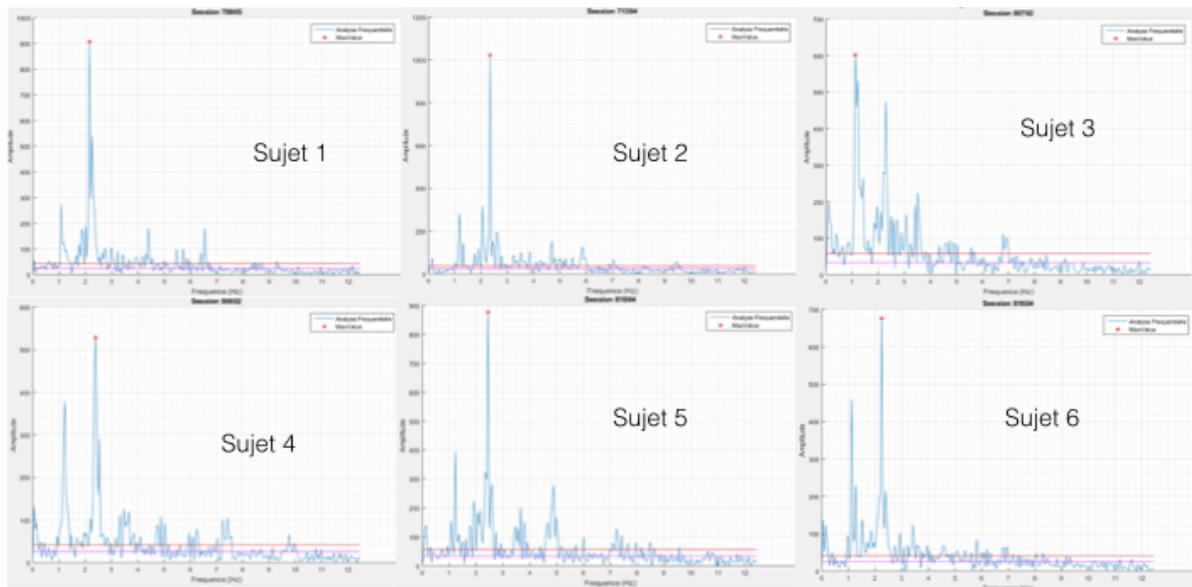


Figure 24: Analyses spectrales des marches des sujets du groupe robuste

## 2) Analyses interférentielles

### 2.1) Comparaison avec les données du GAITrite

La réalisation du tableau de contingence permet d'estimer une sensibilité de 80% et une spécificité de 71% pour notre accéléromètre lors de la comparaison avec les données du GAITrite. La valeur prédictive positive est calculée à 66% et la valeur prédictive négative à 83%. La prévalence est estimée à 41,67%. Le rapport de vraisemblance positif estimé à 2,75 et rapport de vraisemblance négatif à 0,28. Nous retrouvons un indice de Youden à 0,51 et un coefficient Q de Yule (mesure l'intensité de la liaison entre deux variables maladie/signé) à 0,82 pour un Khi carré à 3,09, soit non significatif (**Tableau 10**).

	Malades	Non malades	Total	Valeur prédictive
Test +	4	2	6	VPP 0,66
Test -	1	5	6	VPN 0,83
Total	5	7	12	
Validité intrinsèque	Se = 0,8	Spe = 0,71		

Tableau 10: Tableau de contingence accéléromètre / GAITrite

## 2.2) Comparaison avec les données cliniques

La réalisation du tableau de contingence comparant les données accélérométriques aux données cliniques permet d'estimer une sensibilité de 100% et une spécificité de 100%.

Les valeurs prédictives positive et négative sont mesurées à 100% également.

La prévalence est estimée à 50%.

L'indice de Youden est calculé à 1 et le coefficient de Yule à 1 (très fort), pour un Khi carré à 12 soit probabilité  $\alpha \leq 0.001$ .

	Malades	Non malades	Total	Valeur prédictive
Test +	6	0	6	VPP = 1
Test -	0	6	6	VPN = 1
Total	6	6	12	
Validité intrinsèque	Se = 1	Spe = 1		

Tableau 11: Tableau de contingence accéléromètre / données cliniques

## IV) Discussion

Cette étude fournit de nouvelles informations sur les perspectives d'analyses de marche à l'aide de capteurs inertiels appliqués à la personne âgée.

D'après cette étude préliminaire, les principaux résultats montrent que deux patients classés fragiles sur des critères cliniques présentent des scores de marche altérés d'après les données accélérométriques, sans coefficient de variation du stride time significatif. Un sujet du groupe robuste sans critère de fragilité clinique présente un score de marche accélérométrique normal mais un coefficient de variation du stride time significatif.

Tous les scores accélérométriques des sujets du groupe fragile étaient inférieurs strictement à 7, seuil défini au préalable. Et tous les scores accélérométriques des sujets du groupe robuste étaient supérieurs à 7.

La valeur moyenne de coefficient de variation du stride time étaient de 3,95% dans le groupe fragile, bien au dessus du seuil fixé a priori de 2,6%.

Les résultats des scores accélérométriques semblent cohérents avec les données cliniques.

Les valeurs de sensibilité et spécificité lors de la comparaison des données accélérométriques à celles du GAITrite sont acceptables mais probablement non suffisantes pour juger de

l'efficacité diagnostique. Par ailleurs, notre résultat est non significatif. Peut être à cause d'un nombre insuffisant de sujets.

Les valeurs de sensibilité et spécificité lors de la comparaison avec les données cliniques atteignent des valeurs maximales, ce qui est peu probable pour un test clinique dans la vraie vie. Cependant ces deux comparaisons (GAITrite et cliniques) sont intéressantes à prendre en compte, même si les résultats diffèrent.

Concernant les analyses spectrales, nous avons retrouvé une nette différence sur les graphiques entre les deux groupes. Nous avons réussi à identifier le pic fréquentiel principal de marche. Le groupe fragile présentait plus d'harmoniques et de pics secondaires, comme cela était attendu.

Les avantages que l'on peut énumérer dans ce travail, sont premièrement l'étude de la fragilité et de la variabilité de la marche. Ce sujet compte encore un nombre restreint de publications, dont les définitions de la fragilité varient et les résultats pas toujours convergents. (54)

Deuxièmement, la définition de notre population, à travers les critères de Fried. Nous avons la représentation de plusieurs niveaux de fragilité dans notre échantillon et une comparaison avec des sujets robustes du même âge. L'effectif de 12 sujets ici est suffisant pour une étude exploratoire.

Notre méthodologie reprend les critères de Fried, qui sont validés dans la littérature ainsi que des tests classiques de mesure de performances fonctionnelles également validés. Ces critères de Fried sont la référence dans le monde de la recherche pour l'identification des personnes fragiles et permettaient de donner des points de repères pour séparer notre échantillon.

Le choix du test de marche des deux minutes, permettait l'enregistrement d'un nombre de pas suffisant pour l'analyse. Il s'agit également d'un test validé dans la littérature.

La comparaison avec les données du GAITrite est mondialement reproduite. Il s'agit d'un outil plutôt fiable et facile d'utilisation, qui a permis d'affiner les premières données de variabilité de la marche. (54) L'avantage est qu'il n'a pas nécessité de préparation particulière. Il était simple et rapide d'utilisation. Et les données étaient disponibles immédiatement.

Le coefficient de variation du stride time est un des paramètres de marche le plus analysé dans les études. Nos données de coefficient de variation du stride time sont cohérentes avec celles retrouvées dans la littérature. (42, 45, 48, 49)

Il est difficile de comparer nos données à la littérature. Notre score de marche issu de notre algorithme est novateur et n'a pas été proposé dans la littérature. Peu d'études réalisées avec des capteurs inertiels ont fait l'objet de recherche dans le cadre de la fragilité. (55)

Les paramètres recueillis pouvaient varier selon les études et étaient différents de notre algorithme. Ceci du fait des multiples possibilités d'utilisation des capteurs inertiels. (56-60)

Il existe plusieurs limites dans notre étude. Tout d'abord, même si notre effectif de sujets est suffisant pour une première étude exploratoire, il reste limité.

Nous pouvons également constater la prévalence d'affections neurologiques dans notre groupe fragile comparé à notre groupe robuste, qui pourrait entraîner un biais de recrutement. En effet, la majorité de nos sujets issus du groupe fragile a été recrutée dans un service de rééducation à orientation neurologique. La population du groupe robuste n'était pas hospitalisée, il s'agissait de sujets vivant en communauté.

Par ailleurs notre échantillon est constitué de personnes encore relativement « jeunes » pour une population gériatrique, qui dépasse fréquemment les 70 ans dans les études.

Nous avons donc ici la représentation d'une seule partie de l'éventail des personnes âgées.

Concernant la méthodologie, nous avons fait le choix de grouper nos patients selon les critères de fragilité de Fried. Nos critères de classement ne distinguent pas les statuts fragile et pré-fragile et nous n'avons pas comparé les différents items des critères de Fried avec les paramètres de marche.

Ensuite, le GAITrite a présenté plusieurs artefacts et erreurs d'enregistrement lors des tests notamment pour des marches très altérées (pas rasants, marches à petits pas, pas trop sur l'extérieur du tapis). Ce qui nous a amené aux limites du Gold standard, car même celui-ci n'est pas parfait. Les enregistrements du GAITrite comprenaient plusieurs passages pour chaque sujet et une analyse totale de plus de dix pas, sauf pour le sujet n°4 du groupe fragile pour qui l'analyse comprenait moins de pas que les autres. L'analyse de la littérature rapporte qu'un minimum dix pas est nécessaire pour une analyse convenable. (54) Les tests de marche notamment pour les personnes âgées présentant une marche altérée, qui nécessite une guidance verbale afin que l'enregistrement des pas sur le tapis soient corrects, ont un risque de ne pas refléter la marche réelle du sujet qui se concentre pour réussir le test.

L'algorithme de scoring de marche de l'accéléromètre est lui aussi fort probablement imparfait et a amené à des difficultés d'interprétation de certaines harmoniques dont la signification clinique n'est pas certaine. Nous avons eu besoin de visionner à plusieurs reprises les enregistrements vidéo des marches des sujets afin d'analyser chaque mouvement pour comprendre les harmoniques notamment imparfaites présentes sur les analyses des sujets du groupe fragile.

Il a été indispensable d'identifier et d'isoler le signal accélérométrique du balancement des membres supérieurs pendant la marche, celui-ci pouvant interférer avec le pic fréquentiel principal de la marche. Cependant, le balancement du bras se modifie lors d'états pathologiques et pourrait être une variable également intéressante pour l'évaluation globale de marche de personne âgée.

Par ailleurs, nous n'avons pas pu comparer directement les résultats des données accélérométriques et plus précisément notre score de marche avec les données de la littérature. Les méthodologies des études utilisant des capteurs inertiels diffèrent, de même que les paramètres mesurés. (57-59)

Les perspectives en vue sont la nécessité d'améliorer le scoring de marche afin d'être capable d'associer un tableau accélérométrique précis à un tableau clinique donné. Il est nécessaire de justifier le scoring de marche à la fois sur des données cliniques pertinentes et des données mathématiques. Il serait intéressant de caractériser le sous score du scoring actuellement utilisé représentant le mieux l'irrégularité de la cadence de marche et le comparer aux données du GAITrite, afin d'établir des corrélations et ensuite de pouvoir valider le scoring de marche complet mis au point par l'équipe de Telecom Design.

Il serait également intéressant d'analyser les données « brutes » issues de l'accéléromètre avant analyse de Fourier et regarder les données temporelles des pas lors d'une marche, qui pourraient elles aussi être comparées au Stride time issu du GAITrite.

Par ailleurs, une division de notre population en différents groupes de fragilité serait également intéressante pour identifier de façon précise les patients pré-fragiles qui seront la cible des préventions.

Par ailleurs, l'utilisation de ce type de capteurs permettrait de récolter des paramètres de marche dans différents types de situation et de rechercher les marqueurs pertinents pour identifier la fragilité à son stade précoce. Dans la littérature, quelques équipes ont commencé

à réaliser des études en situation écologique, mais les systèmes utilisés nécessitent un équipement conséquent de l'habitation du sujet.

Par ailleurs, dans un futur plus ou moins proche, il serait nécessaire à terme de réaliser des études en situation écologique qui ont encore été peu réalisées avec les capteurs inertiels. L'enjeu pourrait être à terme la mise en place d'un outil d'évaluation et de suivi de performances fonctionnelles pour personnes âgées valides à potentiel risque de fragilité ?

## V) Conclusion

Cette étude exploratoire montre qu'une analyse accélérométrique fréquentielle de la marche semble pertinente en comparaison avec des données cliniques et du tapis électronique GAITrite.

Les investigations sont à poursuivre avec de plus larges échantillons et en condition écologique. Le scoring accélérométrique est à perfectionner pour déterminer différents seuils de gravité de marche. Il y a un net intérêt à exploiter et performer les outils avec le développement des technologies actuelles.

## VI) Références bibliographiques:

- 1- Vieillissement normal. Collège national des enseignants de gériatrie. Elsevier Masson SAS, 4ème édition, 2018. p3-14
- 2- Vieillir en bonne santé. Rapport mondial sur le vieillissement et la santé, OMS, 2016, p29-71
- 3- Cruz-Jentoft AJ, Baeyens JP, Bauer JM, et al. Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis: Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People. *Age Ageing*. 2010;39(4):412–423. doi:10.1093/ageing/afq034
- 4- Patel HP, Syddall HE, Jameson K, Robinson S, Denison H, Roberts HC, Edwards M, Dennison E, Cooper C, Aihie Sayer A. Prevalence of sarcopenia in community-dwelling older people in the UK using the European Working Group on Sarcopenia in Older People (EWGSOP) definition: findings from the Hertfordshire Cohort Study (HCS). *Age Ageing*. 2013 May;42(3):378-84. doi: 10.1093/ageing/afs197. Epub 2013 Feb 5. PMID: 23384705; PMCID: PMC3633365.
- 5- Brown JC, Harhay MO, Harhay MN. Sarcopenia and mortality among a population-based sample of community-dwelling older adults. *J Cachexia Sarcopenia Muscle*. 2016 Jun;7(3):290-8. doi: 10.1002/jcsm.12073. Epub 2015 Oct 15. PMID: 27239410; PMCID: PMC4864252.
- 6- Faulkner JA, Larkin LM, Claflin DR, Brooks SV, Age-related changes in the structure and function of skeletal muscles. *Clin Exp Pharmacol Physiol*. 2007 Nov; 34(11):1091-6.
- 7- Patel HP, Jameson KA, Syddall HE, Martin HJ, Stewart CE, Cooper C, Sayer AA, Developmental influences, muscle morphology, and sarcopenia in community-dwelling older men, *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2012 Jan; 67(1):82-7.
- 8- Doherty TJ, Invited review, Aging and sarcopenia. *J Appl Physiol* (1985). 2003 Oct; 95(4):1717-27.
- 9- Young Y, Frick KD, Phelan EA, Can successful aging and chronic illness coexist in the same individual? A multidimensional concept of successful aging. *J Am Med Dir Assoc*. 2009 Feb;10(2): 87-92. doi: 10.1016/j.jamda.2008.11.003.
- 10- Sharon K. Inouye, M.D., MPH, Stephanie Studenski, M.D., Mary E. Tinetti, M.D., and George A. Kuchel, M.D. Geriatric Syndromes: Clinical, Research and Policy Implications of a Core Geriatric Concept, *J Am Geriatr Soc*. 2007 May; 55(5): 780–791. doi: 10.1111/j.1532-5415.2007.01156.x
- 11- Kane RL, Shamliyan T, Talley K, Pacala J. The association between geriatric syndromes and survival. *J Am Geriatr Soc*. 2012 May;60(5):896–904. doi: <http://dx.doi.org/10.1111/j.1532-5415.2012.03942.x> PMID: 22568483
- 12- Verghese J, LeValley A, Hall CB, Katz MJ, Ambrose AF, Lipton RB. Epidemiology of gait disorders in community-residing older adults. *J Am Geriatr Soc*. 2006;54(2):255–261. doi:10.1111/j.1532-5415.2005.00580.x
- 13- Personnes âgées: les chiffres clés, Ministère des solidarités et de la santé, 2018
- 14- Fried LP, et al., Frailty in older adults: evidence for a phenotype. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 2001. 56(3): M146-56.
- 15- Borrat-Besson C, Ryser V-A, Wernli B. Transitions between frailty states – a European comparison. In: Börsch-Supan A, Brandt M, Litwin H, Weber GW, editors. *Active ageing and solidarity between generations in Europe: rst results from SHARE after the economic crisis*. Berlin: De Gruyter; 2013:175–86.
- 16- Gill TM, Gahbauer EA, Allore HG, Han L. Transitions between frailty states among community-living older persons. *Arch Intern Med*. 2006 Feb 27;166(4):418–23. doi: <http://dx.doi.org/10.1001/archinte.166.4.418> PMID: 16505261

- 17- William B. Applegate, M.D., M.P.H., Stephen T. Miller, M.D., Marshall J. Graney, Ph.D., Janet T. Elam, B.S., Robert Burns, M.D., and Derene E. Akins, M.D, A Randomized, Controlled Trial of a Geriatric Assessment Unit in a Community Rehabilitation Hospital, May 31, 1990, *N Engl J Med* 1990; 322:1572-1578, DOI: 10.1056/NEJM199005313222205
- 18- Académie Nationale de Médecine CX. Importance du concept de fragilité pour détecter et prévenir les dépendances « évitables » au cours du vieillissement Importance. 2014; 20
- 19- Fried LP, Tangen CM, Walston J, Newman AB, Gottdiener J, Seeman T, Tracy R, Kop WJ, Burke G, McBurnie MA; Cardiovascular Health Study Collaborative Research Group. Frailty in older adults: evidence for a phenotype. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2001 Mar;56(3):M146-56.
- 20- Rockwood K, Song X, MacKnight C, et al. A global clinical measure of fitness and frailty in elderly people. *CMAJ*. 2005;173(5):489–495. doi:10.1503/cmaj.050051.
- 21 - Guralnik, J. M., Ferrucci, L., Simonsick, E. M., Salive, M. E., and Wallace, R. B. (1995). Lower-extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability. *N. Engl. J. Med.* 332, 556–561. doi: 10.1056/NEJM199503023320902
- 22- Kojima G. Frailty as a Predictor of Future Falls Among Community- Dwelling Older People: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Am Med Dir Assoc*. 2015 Dec;16(12):1027–33.
- 23- Kojima G. Frailty as a predictor of fractures among community-dwelling older people: A systematic review and meta-analysis. *Bone*. 2016 Sep;90:116– 22.
- 24- Kojima G. Frailty as a predictor of hospitalisation among community- dwelling older people: a systematic review and meta-analysis. *J Epidemiol Community Health*. 2016 Jul;70(7):722–9.
- 25- Kojima G. Frailty as a Predictor of Nursing Home Placement Among Community-Dwelling Older Adults: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Geriatr Phys Ther* 2001. 2016 Jun 23
- 26- Kojima G, Taniguchi Y, Iliffe S, Walters K. Frailty as a Predictor of Alzheimer Disease, Vascular Dementia, and All Dementia Among Community- Dwelling Older People: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Am Med Dir Assoc*. 2016 Oct 1;17(10):881–8.
- 27- Kojima G, Iliffe S, Jivraj S, Walters K. Association between frailty and quality of life among community-dwelling older people: a systematic review and meta-analysis. *J Epidemiol Community Health*. 2016 Jul;70(7):716–21.
- 28- Makary MA, Segev DL, Pronovost PJ, Syin D, Bandeen-Roche K, Patel P, et al. Frailty as a predictor of surgical outcomes in older patients. *J Am Coll Surg*. 2010 Jun;210(6):901–8.
- 29- Manfredi G, Midão L, Paúl C, Cena C, Duarte M, Costa E. Prevalence of frailty status among the European elderly population: Findings from the Survey of Health, Aging and Retirement in Europe. *Geriatr Gerontol Int*. 2019 Aug;19(8):723-729. doi: 10.1111/ggi.13689. Epub 2019 May 30.
- 30- Rónán O’Caoimh<sup>1</sup>, Lucia Galluzzo, Ángel Rodríguez-Laso, Johan Van der Heyden<sup>4</sup> Anette Høyen Rahnoff, Maria Lamprini-Koula, Marius Ciutan, Luz López Samaniego, Laure Carcaillon-Bentata, Siobhán Kennelly, Aaron Liew on behalf of Work Package of the Joint Action ADVANTAGE, Prevalence of frailty at population level in European ADVANTAGE Joint Action Member States: a systematic review and meta-analysis, *Ann Ist Super Sanità* 2018 | Vol. 54, No. 3: 226-238
- 31- D Gasq, F Molinier, JM Lafosse, *Physiologie, méthodes d’explorations et troubles de la marche*
- 32- Schwenk M, Howe C, Saleh A, Mohler J, Grewal G, Armstrong D, Najafi B. Frailty and technology: a systematic review of gait analysis in those with frailty. *Gerontology*. 2014;60(1):79-89. doi: 10.1159/000354211. Epub 2013 Aug 15.

- 33- Middleton A, Fritz SL, Lusardi M. Walking speed: the functional vital sign. *J Aging Phys Act.* 2015;23(2):314–322. doi:10.1123/japa.2013-0236
- 34- Jeffrey M. Hausdorff, Neil B Alexander, *Gait Disorders: Evaluation and Management*, 2005.
- 35- L Ferrucci, R Cooper, M Shardell, E M. Simonsick, JA. Schrack, D Kuh, Age-Related Change in Mobility: Perspectives From Life Course Epidemiology and Geroscience, *The Journals of Gerontology: Series A*, Volume 71, Issue 9, September 2016, Pages 1184–1194, <https://doi.org/10.1093/gerona/glw043>
- 36- Maki BE, Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. *J Am Geriatr Soc.* 1997 Mar;45(3):313-20.
- 37- Bogen B, Aaslund MK, Ranhoff AH, Moe-Nilssen R, Two-year changes in gait variability in community-living older adults, *Gait Posture.* 2019 Jul;72:142-147. doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.06.005. Epub 2019 Jun 7.
- 38- Gabell, A, Nayak, U. S. The effect of age on variability in gait. *J. Gerontol.* 39, 662– 666 (1984).
- 39- Heiderscheit, B. C. Movement variability as a clinical measure for locomotion. *J. Appl. Biomech.* 16, 419–427 (2000).
- 40 - Montero-Odasso M1, Muir SW, Hall M, Doherty TJ, Kloseck M, Speechley M, Gait variability is associated with frailty in community-dwelling older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2011 May; 66(5):568-76. doi: 10.1093/gerona/glr007. Epub 2011 Feb 28.
- 41 - Barak Y, Wagenaar RC, Holt KG, Gait characteristics of elderly people with a history of falls: a dynamic approach, *Phys Ther.* 2006 Nov;86(11):1501-10.
- 42- Hausdorff JM, Rios DA, Edelberg HK, Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study, *Arch Phys Med Rehabil.* 2001 Aug;82(8):1050-6.
- 43 - Heiderscheit, B. C. Movement variability as a clinical measure for locomotion. *J. Appl. Biomech.* 16, 419–427 (2000).
- 44 - El Mir El Ayoubi F. *Peur de chuter, contrôle supraspinal de la marche et personne âgée: quelle relation ?*. Médecine humaine et pathologie. Université d'Angers, 2015. Français. NNT : 2015ANGE0038. tel-01525082.
- 45 - N.Königa, W.R.Taylor, C.R.Baumannb, N.Wenderothc, N.B.Singha, Revealing the quality of movement: A meta-analysis review to quantify the thresholds to pathological variability during standing and walking, *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* Volume 68, September 2016, Pages 111-119
- 46 - Vergara-Diaz G, Osypiuk K, Hausdorff JM, et al. Tai Chi for Reducing Dual-task Gait Variability, a Potential Mediator of Fall Risk in Parkinson's Disease: A Pilot Randomized Controlled Trial. *Glob Adv Health Med.* 2018;7:2164956118775385. Published 2018 May 17. doi: 10.1177/2164956118775385
- 47 - Zhang C, Sun W, Song Q, Gu H, Mao D. Performance of older adults under dual task during stair descent. *J Exerc Sci Fit.* 2018;16(3):99–105. doi:10.1016/j.jesf.2018.09.001
- 48 - Beauchet O, Launay CP, Sekhon H, et al. Association of increased gait variability while dual tasking and cognitive decline: results from a prospective longitudinal cohort pilot study. *Geroscience.* 2017;39(4):439–445. doi:10.1007/s11357-017-9992-8
- 49 - Montero-Odasso M, Sarquis-Adamson Y, Song HY, Bray NW Pieruccini-Faria F, Speechley M, Polypharmacy, Gait Performance, and Falls in Community-Dwelling Older Adults. Results from the

Gait and Brain Study, *J Am Geriatr Soc.* 2019 Jun;67(6):1182-1188. doi: 10.1111/jgs.15774. Epub 2019 Jan 30.

50 - Lo O-Y, Halko MA, Zhou J, Harrison R, Lipsitz LA and Manor B (2017) Gait Speed and Gait Variability Are Associated with Different Functional Brain Networks. *Front. Aging Neurosci.* 9:390. doi: 10.3389/fnagi.2017.00390

51 - S. Rochat C. Büla. Evaluer les troubles de la marche des personnes âgées au cabinet. *Rev Med Suisse* 2008; volume 4. 2387-2391

52 - Perell KL, Nelson A, Goldman RL, Luther SL, Prieto-Lewis N, Rubenstein LZ. Fall risk assessment measures: an analytic review. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2001 Dec;56(12):M761-6.

53 - Hamaoui A. Guide pratique des systèmes d'analyse du mouvement. 2018.

54 - Petraglia F, Scarcella L, Pedrazzi G, Brancato L, Puers R, Costantino C, Inertial sensors versus standard systems in gait analysis: a systematic review and meta-analysis. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2019 Apr;55(2):265-280. doi: 10.23736/S1973-9087.18.05306-6. Epub 2018 Oct 10.

55 - Sprager S, Juric MB. Inertial Sensor-Based Gait Recognition: A Review. *Sensors (Basel).* 2015;15(9):22089–22127. Published 2015 Sep 2. doi:10.3390/s150922089

56 - Yeung J, Catolico D, Fullmer N, Daniel R, Lovell R, Tang R, Pearson EM, Rosenberg SS. Evaluating the Sensoria Smart Socks Gait Monitoring System for Rehabilitation Outcomes. *PM R.* 2019 May;11(5):512-521. doi: 10.1002/pmrj.12003. Epub 2019 Mar 12.

57 - Martínez-Ramírez A, Martinikorena I, Gómez M, Lecumberri P, Millor N, Rodríguez-Mañas L, García García FJ, Izquierdo M. Frailty assessment based on trunk kinematic parameters during walking. *J Neuroeng Rehabil.* 2015 May 24;12:48. doi: 10.1186/s12984-015-0040-6.

58 - Mulasso A, Brustio PR, Rainoldi A, et al. A comparison between an ICT tool and a traditional physical measure for frailty evaluation in older adults. *BMC Geriatr.* 2019;19(1):88. Published 2019 Mar 21. doi:10.1186/s12877-019-1089-z

59 - Schwenk M, Mohler J, Wendel C, et al. Wearable sensor-based in-home assessment of gait, balance, and physical activity for discrimination of frailty status: baseline results of the Arizona frailty cohort study. *Gerontology.* 2015;61(3):258–267. doi:10.1159/000369095

60 - Gros A, Bensamoun D, Manera V, et al. Recommendations for the Use of ICT in Elderly Populations with Affective Disorders. *Front Aging Neurosci.* 2016;8:269. Published 2016 Nov 8. doi: 10.3389/fnagi.2016.00269

## VII) Annexes

### **FAC: Functionnal ambulation category**

Score	Catégorie	Interprétation
0	Marcheur non fonctionnel	
1	Marcheur dépendant d'assistance physique - niveau 1	Indique un patient ayant besoin d'un contact manuel continu pour supporter son poids corporel, ainsi que pour maintenir son équilibre ou pour faciliter la coordination
2	Marcheur dépendant d'assistance physique - niveau 2	Indique un patient ayant besoin d'un contact léger intermittent ou continu pour faciliter l'équilibre ou la coordination
3	Marcheur dépendant de supervision	Indique un patient qui peut se déplacer sur des surfaces planes sans contact manuel d'une autre personne, mais qui a besoin de surveillance par une personne prête à réagir pour sa sécurité ou bien pour des indices verbaux
4	Marcheur indépendant sur des surfaces planes uniquement	Indique un patient qui peut se déplacer de façon indépendante sur des surfaces planes, mais qui a besoin de supervision pour négocier (pr ex. les escaliers, les pentes et les surfaces non planes)
5	Marcheur indépendant	Indique un patient qui peut marcher partout de façon indépendante y compris dans les escaliers

# Mini Balance Evaluation System Test (Mini-BESTest) version française:

Version française du Mini Balance Evaluation Systems Test (Mini-BESTest)  
Jean-François Lemay pht, PhD | Audrey Roy pht, MSc | Dany H. Gagnon pht, PhD



## AJUSTEMENTS POSTURAUX ANTICIPATOIRES + CONTRÔLE POSTURAL RÉACTIF + ORIENTATION SENSORIELLE + MARCHÉ DYNAMIQUE

/28

1. ASSIS A DEBOUT							
AJUSTEMENTS POSTURAUX ANTICIPATOIRES	Croisez vos bras sur votre poitrine. Essayez de ne pas utiliser vos mains sauf si nécessaire. N'appuyez pas vos jambes contre la chaise en vous levant. Levez-vous maintenant.	Normal : Se lève debout sans utiliser ses mains et se stabilise de façon indépendante.		2			
		Modéré : Se lève debout du premier coup AVEC l'aide des mains.		1			
		Sévère : Ne peut se lever debout de la chaise sans assistance OU à besoin de plusieurs tentatives avec l'aide des mains.		0			
2. MONTER SUR LA POINTE DES PIEDS							
	Placez vos pieds à la largeur des épaules. Placez les mains sur les hanches. Essayez de monter le plus haut possible sur la pointe des pieds. Je vais compter à voix haute 3 secondes. Essayez de maintenir cette position au moins 3 secondes. Regardez droit devant vous. Allez-y maintenant.	Normal : Stable durant 3 secondes à une hauteur maximale.		2			
		Modéré : Peut lever les talons, mais à une amplitude incomplète (moins qu'en lui tenant les mains) OU instabilité marquée durant 3 secondes.		1			
		Sévère : < 3 secondes.		0			
3. SE TENIR SUR UNE JAMBE							
	Regardez droit devant vous. Gardez les mains sur les hanches. Levez une jambe vers l'arrière sans toucher ou appuyer celle-ci sur votre autre jambe. Restez debout sur une jambe le plus longtemps possible. Regardez droit devant. Levez la jambe maintenant.	Essai 1 : (temps en secondes)	Essai 2 : (temps en secondes)	Rapporter le score du mains bon des 2 côtés.			
					Normal : 20 secondes.	2	
		Modéré : < 20 secondes.	1				
		Sévère : Incapable.	0				
		GAUCHE	Essai 1 : (temps en secondes)		Essai 2 : (temps en secondes)	Normal : 20 secondes.	2
DROITE	Essai 1 : (temps en secondes)	Essai 2 : (temps en secondes)	Normal : 20 secondes.	2			
					Modéré : < 20 secondes.	1	
Sévère : Incapable.				0			
TOTAL AJUSTEMENTS POSTURAUX ANTICIPATOIRES				/6			

4. STRATEGIE DE PAS COMPENSATOIRE: ANTERIEUR							
CONTRÔLE POSTURAL RÉACTIF	Tenez-vous debout avec les pieds à la largeur des épaules, les bras le long du corps. Penchez-vous vers l'avant contre mes mains au-delà de vos limites de stabilité. Quand je vais retirer mes mains, faites le nécessaire, y compris faire un pas, pour éviter de tomber.	Normal : Rétablit son équilibre de façon indépendante à l'aide d'un seul grand pas (un deuxième pas de réaligement est permis).		2			
		Modéré : Plus d'un pas est nécessaire pour rétablir l'équilibre.		1			
		Sévère : Ne fait aucun pas, OU chuterait s'il n'était pas rattrapé, OU chute spontanément.		0			
5. STRATEGIE DE PAS COMPENSATOIRE: POSTERIEUR							
	Tenez-vous debout avec les pieds à la largeur des épaules, les bras le long du corps. Penchez-vous vers l'arrière contre mes mains au-delà de vos limites de stabilité. Quand je vais retirer mes mains, faites le nécessaire, y compris faire un pas, pour éviter de tomber.	Normal : Rétablit son équilibre de façon indépendante à l'aide d'un seul grand pas (un deuxième pas de réaligement est permis).		2			
		Modéré : Plus d'un pas est nécessaire pour rétablir l'équilibre.		1			
		Sévère : Ne fait aucun pas, OU chuterait s'il n'était pas retenu, OU chute spontanément.		0			
6. STRATEGIE DE PAS COMPENSATOIRE: LATERAL							
	Tenez-vous debout pieds joints, les bras le long du corps. Penchez-vous sur le côté contre ma main au-delà de vos limites de stabilité. Quand je vais retirer ma main, faites le nécessaire, y compris faire un pas, pour éviter de tomber.	Essai 1 : (temps en secondes)	Essai 2 : (temps en secondes)	Rapporter le score du mains bon des 2 côtés.			
					Normal : Rétablit son équilibre de façon indépendante à l'aide d'un seul pas (croisé ou latéral sont acceptés).	2	
		Modéré : Fait plusieurs pas pour rétablir son équilibre.	1				
		Sévère : Chute ou ne peut faire de pas.	0				
		GAUCHE	Essai 1 : (temps en secondes)		Essai 2 : (temps en secondes)	Normal : Rétablit son équilibre de façon indépendante à l'aide d'un seul pas (croisé ou latéral sont acceptés).	2
DROITE	Essai 1 : (temps en secondes)	Essai 2 : (temps en secondes)	Normal : Rétablit son équilibre de façon indépendante à l'aide d'un seul pas (croisé ou latéral sont acceptés).	2			
					Modéré : Fait plusieurs pas pour rétablir son équilibre.	1	
Sévère : Chute ou ne peut faire de pas.				0			
TOTAL CONTRÔLE POSTURAL RÉACTIF				/6			

\* Horak FB, Wrisley DM & Frank J (2009), The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to differentiate balance deficits. Phys Ther 89, 484-98. Oregon Health & Science University [http://www.bestest.us/test\\_copies](http://www.bestest.us/test_copies)

Version française du Mini Balance Evaluation Systems Test (Mini-BESTest)  
Jean-François Lemay pht, PhD | Audrey Roy pht, MSc | Dany H. Gagnon pht, PhD



7. DEBOUT (PIEDS JOINTS): YEUX OUVERTS, SURFACE FERME				
ORIENTATION SENSORIELLE	Placez les mains sur les hanches. Placez vos pieds ensemble jusqu'à ce qu'ils soient presque en contact. Regardez droit devant. Demeurez aussi stable et immobile que possible, jusqu'à ce que je vous dise d'arrêter.	Temps en secondes : Normal : 30 secondes.		2
		Modéré : < 30 secondes.		1
		Sévère : Incapable.		0
8. DEBOUT (PIEDS JOINTS): YEUX FERMÉS, SURFACE EN MOUSSE				
	Montez sur la surface en mousse. Placez les mains sur les hanches. Placez vos pieds ensemble jusqu'à ce qu'ils soient presque en contact. Demeurez aussi stable et immobile que possible, jusqu'à ce que je vous dise d'arrêter. Je vais commencer à chronométrer quand vous allez fermer les yeux.	Temps en secondes : Normal : 30 secondes.		2
		Modéré : < 30 secondes.		1
		Sévère : Incapable.		0
9. PLAN INCLINÉ- YEUX FERMÉS				
	Montez sur le plan incliné, les oreilles pointant vers le haut de la pente. Placez vos pieds à la largeur des épaules, les bras le long du corps. Je vais commencer à chronométrer quand vous allez fermer les yeux.	Temps en secondes : Normal : Se tient debout de façon indépendante durant 30 secondes et s'aligne avec la gravité.		2
		Modéré : Se tient debout de façon indépendante < 30 secondes OU s'aligne avec la surface.		1
		Sévère : Incapable.		0
TOTAL ORIENTATION SENSORIELLE				/6

10. CHANGEMENT DE VITESSE DE MARCHÉ				
MARCHÉ DYNAMIQUE	Commencez à marcher à votre vitesse normale. Quand je dirai "vite", marchez le plus vite possible. Quand je dirai "lent", marchez très lentement.	Normal : Change significativement de vitesse de marche sans déséquilibre.		2
		Modéré : Incapable de changer de vitesse de marche ou signes de déséquilibre.		1
		Sévère : Incapable de changer significativement de vitesse de marche ET signes de déséquilibre.		0
11. MARCHER EN TOURNANT LA TÊTE - À L'HORIZONTALE				
	Commencez à marcher à votre vitesse normale. Quand je dirai "droite", tournez la tête pour regarder à droite. Quand je dirai "gauche", tournez la tête pour regarder à gauche. Essayez de marcher en ligne droite.	Normal : Tourne la tête sans changer la vitesse de marche et en gardant un bon équilibre.		2
		Modéré : Réduit la vitesse de marche en tournant la tête.		1
		Sévère : Présence de déséquilibres en tournant la tête.		0
12. MARCHER ET PIVOTER				
	Commencez à marcher à votre vitesse normale. Quand je dirai "tournez et arrêtez", faites demi-tour aussi vite que possible et arrêtez. Après le demi-tour, vos pieds devraient être rapprochés.	Normal : Tourne avec les pieds rapprochés RAPIDEMENT (< 3 pas) et avec un bon équilibre.		2
		Modéré : Tourne avec les pieds rapprochés LENTEMENT (> 4 pas) et avec un bon équilibre.		1
		Sévère : Ne peut tourner avec les pieds rapprochés sans déséquilibre, peu importe la vitesse.		0
13. ENJAMBER UN OBSTACLE				
	Commencez à marcher à votre vitesse normale. Quand vous arriverez à la boîte, passez par-dessus, et non autour, et continuez à marcher.	Normal : Peut enjamber la boîte en changeant minimalement sa vitesse de marche avec un bon équilibre.		2
		Modéré : Enjambe la boîte mais lui touche OU démontre un comportement prudent en ralentissant sa marche.		1
		Sévère : Incapable d'enjamber la boîte OU contourne la boîte.		0
14. TIMED UP & GO AVEC DOUBLE TÂCHE (marche sur 3 mètres)				
	TUG : Quand je dirai "go", levez-vous de la chaise, marchez à votre vitesse normale, franchissez la marque au sol, puis faites demi-tour et revenez vous asseoir sur la chaise. TUG AVEC DOUBLE TÂCHE : "Comptez à rebours à voix haute par bonds de 3 à partir de : Quand je dirai "go" levez-vous de la chaise, marchez à votre vitesse normale, franchissez la marque au sol, puis faites demi-tour et revenez vous asseoir sur la chaise. Continuez à compter à rebours pendant tout ce temps". Pour attribuer un score à l'épreuve 14, si la vitesse de marche du sujet ralentit de plus de 10% entre le TUG sans et avec la double tâche, le score devrait être diminué d'un point.	TUG : (temps en secondes)		
		TUG avec une double tâche : (temps en secondes)		
		Normal : Pas de changement notable en position assise, debout ou en marchant lorsque le sujet compte à rebours en comparaison avec le TUG sans double tâche.		2
		Modéré : La double tâche affecte soit le décompte OU la marche (> 10%) par rapport au TUG sans double tâche.		1
Sévère : Arrête de compter en marchant OU arrête de marcher en comptant.			0	
TOTAL MARCHÉ DYNAMIQUE				/10

\* Horak FB, Wrisley DM & Frank J (2009), The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to differentiate balance deficits. Phys Ther 89, 484-98. Oregon Health & Science University [http://www.bestest.us/test\\_copies](http://www.bestest.us/test_copies)

### Directives pour le Mini-BESTest

Préparation du sujet : Le sujet devrait être évalué avec des souliers à talons plats OU sans souliers ni chaussette.  
Équipement : Une surface en mousse Temper® (aussi appelé TfoamTM de 10cm (4") d'épaisseur, de densité moyenne T41), une chaise sans accoudoir ni roulette, un plan incliné (10°, au moins 60x60 cm (2'x2')), un chronomètre, une boîte (23 cm (9") de haut) et une distance de 3 mètres mesurée à partir de la chaise et indiquée au plancher par des marques.

Attribution des scores : Le score maximal pour ce test est de 28 points. Chacune des 14 épreuves est notée de 0 à 2.

"0" représente le plus bas niveau fonctionnel et "2" le plus haut niveau fonctionnel.

Si un sujet doit utiliser une aide technique pour une épreuve, diminuez le score d'une catégorie.

Si un sujet nécessite une assistance physique pour exécuter une épreuve, attribuez un score de "0" pour cette épreuve.

Pour l'épreuve 3 (Se tenir sur une jambe) et l'épreuve 6 (Stratégie de pas compensatoire: LATÉRAL), utilisez le score d'un seul côté (le moins bon).

Pour l'épreuve 3 (Se tenir sur une jambe), sélectionnez le meilleur temps des deux essais (pour un côté donné) pour attribuer le score de ce côté.

Pour l'épreuve 14 (Timed up & go avec double tâche), si la vitesse de marche du sujet ralentit de plus de 10% entre le TUG sans et avec la double tâche, le score devrait être diminué d'un point.

1. ASSIS À DEBOUT	Observez l'initiation du mouvement ainsi que le recours aux mains sur le siège ou sur les cuisses de même que la projection des bras vers l'avant.
2. MONTER SUR LA POINTE DES PIEDS	Accordez deux essais au sujet. Attribuez un score au meilleur essai. (Si vous soupçonnez que le sujet ne monte pas à la hauteur maximale, demandez-lui de remonter en tenant les mains de l'évaluateur). Assurez-vous que le sujet regarde une cible fixe située devant lui à une distance de 1,25 à 3,7 m (4 à 12').
3. SE TENIR SUR UNE JAMBE	Accordez deux essais au sujet et notez le temps en seconde que le sujet peut tenir jusqu'à un maximum de 20 secondes. Arrêtez de chronométrer si le sujet enlève les mains de ses hanches ou qu'il pose son pied au sol. Assurez-vous que le sujet regarde une cible fixe située devant lui à une distance de 1,25 à 3,7 m (4 à 12'). Répétez pour l'autre côté.
4. STRATÉGIE DE PAS COMPENSATOIRE: ANTERIEUR	Tenez-vous devant le sujet avec une main sur chacune de ses épaules. Demandez-lui de se pencher vers l'avant (assurez-vous qu'il y a assez d'espace pour qu'il puisse faire un pas vers l'avant). Demandez au sujet de se pencher jusqu'à ce que ses épaules et ses hanches soient devant ses orteils. Lorsque vous sentez que le poids du sujet repose dans vos mains, retirez très subitement votre support. Le test doit provoquer un pas. REMARQUE : Soyez prêt à attraper le sujet en cas d'une perte d'équilibre.
5. STRATÉGIE DE PAS COMPENSATOIRE: POSTERIEUR	Tenez-vous derrière le sujet avec une main sur chacune de ses omoplates. Demandez-lui de se pencher vers l'arrière. (Assurez-vous qu'il y a assez d'espace pour qu'il puisse faire un pas vers l'arrière). Demandez au sujet de se pencher jusqu'à ce que ses épaules et ses hanches soient derrière ses talons. Lorsque vous sentez que le poids du sujet repose dans vos mains, retirez très subitement votre support. Le test doit provoquer un pas. REMARQUE : Soyez prêt à attraper le sujet en cas d'une perte d'équilibre.
6. STRATÉGIE DE PAS COMPENSATOIRE: LATÉRAL	Tenez-vous à côté du sujet et placez une main sur le côté du bassin. Demandez-lui d'appuyer tout son corps dans votre main. Demandez au sujet de se pencher jusqu'à ce que le centre de son bassin soit au-dessus du pied droit (ou gauche) puis retirez subitement votre support. REMARQUE : Soyez prêt à attraper le sujet en cas d'une perte d'équilibre.
7. DEBOUT (PIEDS JOINTS): YEUX OUVERTS, SURFACE FERME	Notez le temps que le sujet peut tenir debout pieds joints jusqu'à un maximum de 30 secondes. Assurez-vous que le sujet regarde une cible fixe située devant lui à une distance de 1,25 à 3,7 m (4 à 12').
8. DEBOUT (PIEDS JOINTS): YEUX FERMÉS, SURFACE EN MOUSSE	Utilisez une surface en mousse de densité moyenne Temper® de 10 cm (4") d'épaisseur. Aidez le sujet à monter sur le coussin. Notez le temps que le sujet peut tenir debout jusqu'à un maximum de 30 secondes. Demandez au sujet de descendre du coussin entre les essais. Retournez le coussin entre chaque essai pour s'assurer qu'il ait conservé sa forme.
9. PLAN INCLINÉ- YEUX FERMÉS	Aidez le sujet à monter sur le plan incliné. Commencez à chronométrer une fois les yeux du sujet fermés et notez le temps. Notez la présence d'oscillations posturales excessives.
10. CHANGEMENT DE VITESSE DE MARCHÉ	Laissez le sujet faire de 3 à 5 pas à vitesse normale, puis dites : "vite". Après 3 à 5 pas rapides, dites : "lent". Laissez le sujet faire 3 à 5 pas lents avant qu'il arrête de marcher.
11. MARCHER EN TOURNANT LA TÊTE – À L'HORIZONTALE	Laissez le sujet atteindre sa vitesse normale puis dites "droite, gauche" à tous les 3 à 5 pas. Notez si vous voyez un problème dans l'une ou l'autre des directions. Si le sujet a des restrictions cervicales sévères, permettez un mouvement combiné de la tête et du tronc.
12. MARCHER ET PIVOTER	Faites la démonstration du pivot. Une fois que le sujet marche à vitesse normale, dites "tournez et arrêtez". Comptez le nombre de pas à partir de la commande "tournez" jusqu'à ce que le sujet soit stable. Les déséquilibres peuvent se manifester par une position élargie des pieds, des pas supplémentaires ou des mouvements du tronc.
13. ENJAMBER UN OBSTACLE	Placez une boîte (23 cm (9") de haut) à 3 m (10') de l'endroit où le sujet commencera à marcher. Deux boîtes de souliers superposées peuvent être utilisées pour confectionner cet équipement.
14. TIMED UP & GO AVEC DOUBLE TÂCHE	Utilisez le temps du TUG pour déterminer les effets de la double tâche. Le sujet devrait parcourir une distance de 3 mètres. TUG : Demandez au sujet de s'asseoir avec le dos appuyé contre la chaise. Le sujet sera chronométré du moment où vous dites "go" jusqu'à ce qu'il soit de retour en position assise. Arrêtez de chronométrer lorsque les fesses du sujet touchent le siège et que son dos s'appuie contre le dossier. Le siège de la chaise doit être ferme et la chaise ne doit pas avoir d'accoudoirs. TUG avec double tâche : Pendant que le sujet est assis, déterminez à quelle vitesse et avec quelle exactitude il peut compter à rebours à voix haute par bonds de trois à partir d'un nombre situé entre 100 et 90. Puis, demandez au sujet de compter à partir d'un nombre différent et après quelques-uns dites "go". Chronométrez-le à partir du moment où vous direz "go" jusqu'à ce qu'il soit de retour en position assise. Notez que la double tâche affecte la capacité de compter ou de marcher si la vitesse diminue (>10%) par rapport au TUG et/ou s'il y a de nouveaux signes de déséquilibre.

\*Horak FB, Wrisley DM & Frank J (2009). The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to differentiate balance deficits. Phys Ther 89, 484–98. Oregon Health & Science University [http://www.bestest.us/test\\_copies](http://www.bestest.us/test_copies)

## Center for Epidemiologic Studies Depression Scale

### Center for Epidemiologic Studies Depression Scale (CES-D), NIMH

Below is a list of the ways you might have felt or behaved. Please tell me how often you have felt this way during the past week.

Week	During the Past			
	Rarely or none of the time (less than 1 day )	Some or a little of the time (1-2 days)	Occasionally or a moderate amount of time (3-4 days)	Most or all of the time (5-7 days)
1. I was bothered by things that usually don't bother me.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2. I did not feel like eating; my appetite was poor.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3. I felt that I could not shake off the blues even with help from my family or friends.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4. I felt I was just as good as other people.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5. I had trouble keeping my mind on what I was doing.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
6. I felt depressed.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
7. I felt that everything I did was an effort.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
8. I felt hopeful about the future.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
9. I thought my life had been a failure.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
10. I felt fearful.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
11. My sleep was restless.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
12. I was happy.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
13. I talked less than usual.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
14. I felt lonely.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
15. People were unfriendly.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
16. I enjoyed life.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
17. I had crying spells.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
18. I felt sad.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
19. I felt that people dislike me.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
20. I could not get "going."	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

**SCORING:** zero for answers in the first column, 1 for answers in the second column, 2 for answers in the third column, 3 for answers in the fourth column. The scoring of positive items is reversed. Possible range of scores is zero to 60, with the higher scores indicating the presence of more symptomatology.

## Physical Activity Scale for Elderly: PASE

TABLE 1  
PASE SCORING FORM

PASE Item	Type of Activity	Activity Weight	Activity Frequency	Weight times Frequency
2.	Walk outside home	20	a.	
3.	Light sport / recreational activities	21	a.	
4.	Moderate sport / recreational activities	23	a.	
5.	Strenuous sport / recreational activities	23	a.	
6.	Muscle strength / endurance exercises	30	a.	
7.	Light housework	25	b.	
8.	Heavy housework or chores	25	b.	
9a.	Home repairs	30	b.	
9b.	Lawn work or yard care	36	b.	
9c.	Outdoor gardening	20	b.	
9d.	Caring for another person	35	b.	
10.	Work for pay or as volunteer	21	c.	
<b>PASE SCORE:</b>				

### Activity Frequency Values:

- Use hours per day conversion table below
- 1 = activity reported in past week, 0 = activity not reported
- Divide work hours reported in Item 10.1 by seven; if no work hours or if job involves mainly sitting with slight arm movements (Item 10.2 = 1), then activity frequency = 0.

ACTIVITY TIME TO HOURS PER DAY CONVERSION TABLE

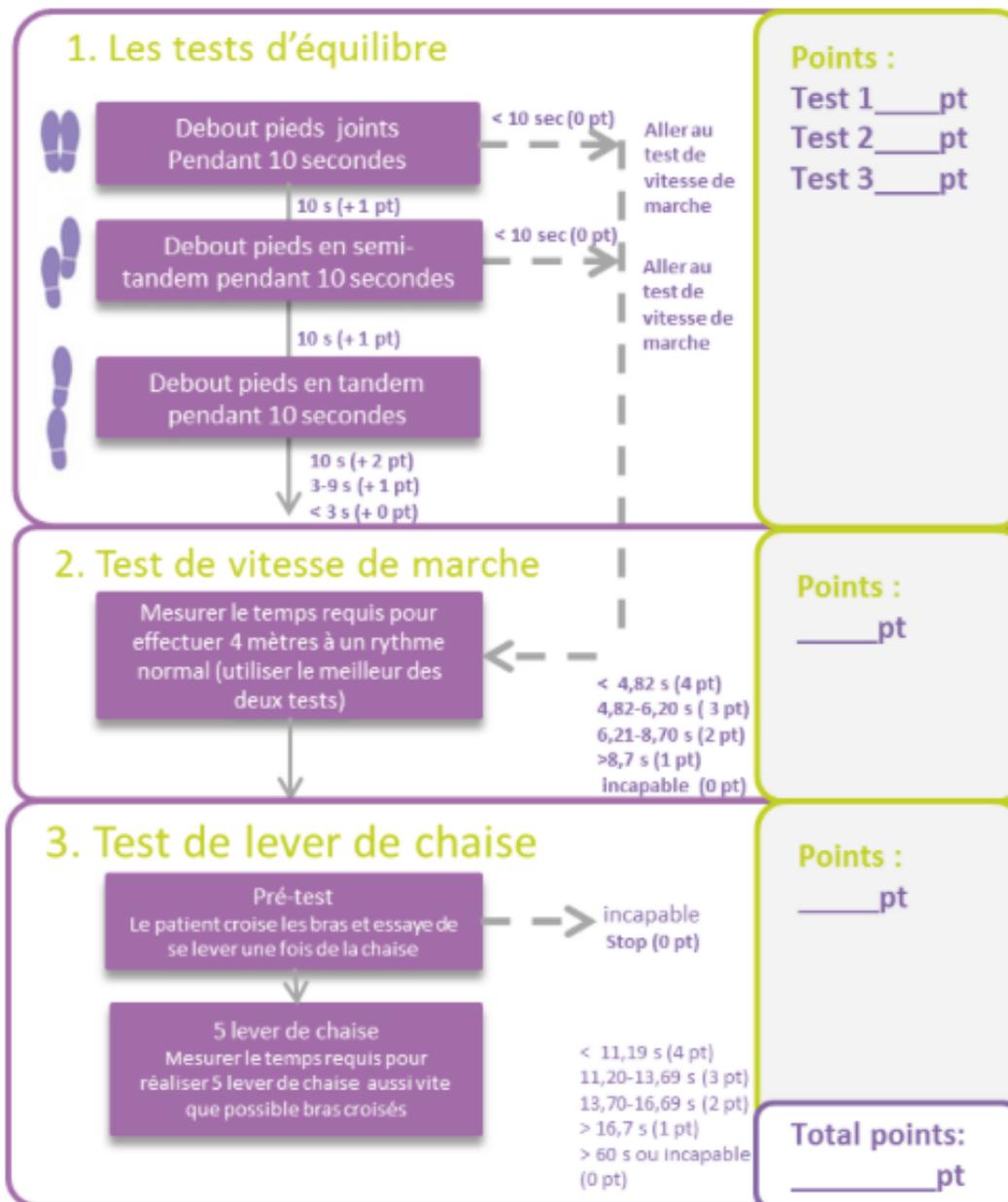
Days of Activity	Hours Per Day of Activity	Hours Per Day
0. Never		0
1. Seldom	1. Less than 1 hour	.11
	2. 1-2 hours	.32
	3. 2-4 hours	.64
	4. More than 4 hours	1.07
2. Sometimes	1. Less than 1 hour	.25
	2. 1-2 hours	.75
	3. 2-4 hours	1.50
	4. More than 4 hours	2.50
3. Often	1. Less than 1 hour	.43
	2. 1-2 hours	1.29
	3. 2-4 hours	2.57
	4. More than 4 hours	4.29

### PRELIMINARY NORMS

Preliminary norms for PASE were established in a general population of older adults. In this sample scores ranged from 0 to 361. The mean score was 102.9 (standard deviation = 64.1); the median was 90. Mean scores (and standard deviations) by age and gender were as follows:

	AGE GROUP		
	65-69 yrs.	70-75 yrs.	76-100 yrs.
MEN	144.3 ± 58.6	102.4 ± 53.7	101.8 ± 45.7
WOMEN	112.7 ± 64.2	89.1 ± 55.5	62.3 ± 50.7

**SPPB (Short Physical Performance Battery)**



**Résultats :**

- SPPB 0-6 Faible performance
- SPPB 7-9 Performances intermédiaires
- SPPB 10-12 Haute performance

## Serment d'Hippocrate

“Au moment d’être admise à exercer la médecine, je promets et je jure d’être fidèle aux lois de l’honneur et de la probité.

Mon premier souci sera de rétablir, de préserver ou de promouvoir la santé dans tous ses éléments, physiques et mentaux, individuels et sociaux.

Je respecterai toutes les personnes, leur autonomie et leur volonté, sans aucune discrimination selon leur état ou leurs convictions. J’interviendrai pour les protéger si elles sont affaiblies, vulnérables ou menacées dans leur intégrité ou leur dignité. Même sous la contrainte, je ne ferai pas usage de mes connaissances contre les lois de l’humanité.

J’informerai les patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences.

Je ne tromperai jamais leur confiance et n’exploiterai pas le pouvoir hérité des circonstances pour forcer les consciences.

Je donnerai mes soins à l’indigent et à quiconque me les demandera. Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admise dans l’intimité des personnes, je tairai les secrets qui me seront confiés. Reçue à l’intérieur des maisons, je respecterai les secrets des foyers et ma conduite ne servira pas à corrompre les mœurs.

Je ferai tout pour soulager les souffrances. Je ne prolongerai pas abusivement les agonies. Je ne provoquerai jamais la mort délibérément.

Je préserverai l’indépendance nécessaire à l’accomplissement de ma mission. Je n’entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

J’apporterai mon aide à mes confrères ainsi qu’à leurs familles dans l’adversité.

Que les hommes et mes confrères m’accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses ; que je sois déshonorée et méprisée si j’y manque.”

## **RESUME en français:**

La détérioration des paramètres de la marche, notamment l'irrégularité de la cadence de marche est un indicateur prédictif de fragilité. Les capteurs inertiels font partis des outils les plus pertinents pour évaluer la mobilité des personnes. Avec le développement des technologies, l'évaluation de la marche et le dépistage de la fragilité pourraient se faire de manière précoce et en situation écologique. L'expérimentation a été conduite pour explorer la pertinence d'un score de marche, calculé à partir de l'analyse fréquentielle d'une marche issue d'un accéléromètre implanté dans une montre pour détecter l'irrégularité de la cadence de marche des personnes âgées fragiles.

Etude pilote, transversale, observationnelle, exploratoire et unicentrique, conduite dans le service de MPR du CHU de Bordeaux, sur 12 patients, classés en groupes fragile et robuste selon des critères de fragilité. Réalisation d'un test de marche de 2 minutes avec port d'un accéléromètre et analyse de marche via le système électronique GAITrite. L'irrégularité de la cadence de marche était estimée par une valeur du coefficient de variation du stride time supérieure à 2,6% et par la présence d'un score de marche inférieur ou égal à 6 sur 10 sur l'analyse fréquentielle. Une comparaison de l'accéléromètre par rapport au GAITrite a ensuite été effectuée.

Les résultats issus des 12 sujets (6 fragiles et 6 robustes) montrent que le coefficient de variation du stride time calculé à partir du GAITrite était de 3,95% dans le groupe fragile et de 1,57% dans le groupe robuste. La moyenne du score de marche issu de l'accéléromètre était de 3,7 pour le groupe fragile et de 7,83 pour le groupe robuste. La comparaison avec les données du GAITrite, permet d'estimer une sensibilité de 80% et une spécificité de 71%, une VPP à 66% et une VPN à 83% pour notre accéléromètre.

L'analyse accélérométrique fréquentielle de la marche semble pertinente pour exploiter et performer les outils pour l'étude de la fragilité de la personne âgée.

## **TITRE et RESUME en anglais**

Study of the irregularity of the walking cadence using inertial sensors in frail elderly people.

The deterioration of gait parameters, in particular in the irregularity of the walking cadence is a predictive indicator for frailty. Inertial sensors are among the most relevant tools for assessing mobility. With the development of technologies, gait assessment and frailty screening could be done early and in ecological situation. Experiment was conducted to explore the relevance of a walking score calculated from the frequency analysis of a step taken from an accelerometer, implanted in a watch to detect irregularity of walking of frail people.

Pilot, cross-sectional, observational, exploratory and unicentric study. Conducted in PMR department of the Bordeaux University Hospital, on 12 patients, classified into frail and robust groups according to frail criteria. Performing a 2 minutes walking test with an accelerometer and walk analysis via the GAITrite electronic system. The irregularity of the walking cadence was estimated by a value of the coefficient of variation of the stride time greater than 2,6% and the presence of a walking score less than or equal to 6 out of 10 on the frequency analysis. A comparison of the accelerometer against GAITrite was then made.

Results from 12 subjects (6 frail and 6 robust) show that the coefficient of variation of the stride time calculated from GAITrite was 3,95% in the frail group and 1,57% in the robust group. The average walking score from the accelerometer was 3,7 in the frail group and 7,83 in the robust group. The comparison with GAITrite data allows us to estimate a sensitivity of 80% and a specificity of 71%, a positive predictive value at 66% and negative predictive value at 83% for our accelerometer.

The gait frequency accelerometric analysis seems relevant for exploiting and performing the tools for the study of frailty in the elderly.

**DISCIPLINE:** Médecine physique et de réadaptation

**MOTS-CLES:** Gait variability, stride-time variability, Inertial sensor, accelerometer, frailty, elderly, fall risk

## **INTITULE ET ADRESSE DE L'U.F.R**

UFR des sciences médicales  
146 rue Léo Saignat  
Espace Santé Case 16  
33 076 Bordeaux