



**HAL**  
open science

# Lunettes connectées pour prévenir le déclin des capacités physiques chez les personnes âgées

Justine Hellec

► **To cite this version:**

Justine Hellec. Lunettes connectées pour prévenir le déclin des capacités physiques chez les personnes âgées. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Côte d'Azur, 2022. Français. NNT : 2022COAZ4082 . tel-04370240

**HAL Id: tel-04370240**

**<https://theses.hal.science/tel-04370240v1>**

Submitted on 3 Jan 2024

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

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

# THÈSE DE DOCTORAT

## Lunettes connectées pour prévenir le déclin des capacités physiques chez les personnes âgées

**Justine HELLEC**

Laboratoire Motricité Humaine Expertise Sport Santé (LAMHESS – UPR 6312)

**Présentée en vue de l'obtention du grade de docteur en Sciences du Mouvement Humain d'Université Côte d'Azur**

**Dirigée par :** Serge COLSON  
**Co-dirigée par :** Frédéric CHORIN  
**Soutenue le :** 30 novembre 2022

**Devant le jury, composé de :**  
Frédéric CHORIN, PhD, Université Côte d'Azur, Co-directeur  
Serge COLSON, PR, Université Côte d'Azur, Directeur  
Christophe CORNU, PR, Université de Nantes  
Laëtitia FRADET, MCF HDR, Université de Poitiers  
Anaïck PERROCHON, PR, Université de Limoges  
Jean-Jacques TEMPRADO, PR, Aix-Marseille Université  
Philippe PEYRARD, CEO, Ellcie-Healthy, invité





# **Lunettes connectées pour prévenir le déclin des capacités physiques chez les personnes âgées**

## **Jury :**

### **Directeur de thèse**

Serge COLSON, Professeur, Université Côte d'Azur

### **Co-directeur de thèse**

Frédéric CHORIN, PhD, Université Côte d'Azur

### **Rapporteurs**

Christophe CORNU, Professeur, Université de Nantes

Anaïck PERROCHON, Professeur, Université de Limoges

### **Examineurs**

Laëtitia FRADET, Maître de Conférences HDR, Université de Poitiers

Jean-Jacques TEMPRADO, Professeur, Aix-Marseille Université

### **Invité**

Philippe PEYRARD, CEO, Ellcie-Healthy



## Lunettes connectées pour prévenir le déclin des capacités physiques chez les personnes âgées.

La problématique du risque de chute chez les personnes âgées augmente avec le vieillissement. Les conséquences des chutes étant nombreuses et néfastes, le développement de stratégies de prévention est crucial. Pour estimer le risque de chute, différents tests cliniques fonctionnels sont utilisés mais ces tests sont ponctuels, réalisés en laboratoire et basés sur des seuils de référence qui peuvent varier selon les études. Pour pallier ces inconvénients et permettre un suivi longitudinal des capacités fonctionnelles des personnes âgées, le développement de centrales inertielles semble prometteur. Ainsi, les centrales inertielles sont progressivement intégrées dans des objets de la vie courante afin d'analyser les mouvements de la vie quotidienne. Dans ce travail doctoral, une paire de lunettes équipée avec une centrale inertielle a été développée pour permettre l'analyse des mouvements de la vie quotidienne dans un objectif de détection et de prévention du déclin des capacités physiques.

Le premier objectif de ce travail était de valider l'utilité de la paire de lunettes connectées pour évaluer les mouvements de lever de chaise et la marche dans une population de jeunes adultes en bonne santé. Le deuxième objectif de ce projet a consisté à catégoriser une population de personnes âgées dans différents groupes de performance physique grâce à une analyse non-supervisée en se basant sur différents paramètres fonctionnels et biomécaniques obtenus avec les lunettes. Le troisième objectif visait à évaluer l'acceptabilité des lunettes connectées chez les personnes âgées. Enfin, le quatrième objectif était d'évaluer l'efficacité d'un programme d'activité physique adaptée réalisé par visioconférence sur différentes capacités physiques des personnes âgées. Ce travail doctoral a également servi de base au développement d'un algorithme de détection de la chute et de la prévention du déclin des capacités physiques.

Les deux premières études ont permis de valider l'utilisation des lunettes connectées, d'un point de vue de la fiabilité, de la reproductibilité des mesures effectuées en comparaison avec les données recueillies par un système de référence (i.e., analyse du mouvement 3D) pour trois paramètres : le pic d'accélération verticale maximale lors des levers de chaise, la durée et la longueur des pas pour la marche. La troisième étude a utilisé l'accéléromètre des lunettes pour évaluer sept paramètres fonctionnels et biomécaniques au cours de trois tests fonctionnels. Trois groupes de performance physique (i.e., faible, intermédiaire et élevée) ont été créés en réalisant une analyse non-supervisée basée sur ces sept paramètres. Cette étude a permis de mettre en évidence qu'une simple définition d'un risque de chute et/ou de classification en fonction d'un phénotype de fragilité n'est pas suffisant pour caractériser une population vieillissante. La quatrième étude qui visait à évaluer l'acceptabilité des lunettes connectées chez des personnes âgées a permis de souligner que l'acceptabilité des lunettes était supérieure à celle des autres technologies utilisées pour la détection de la chute. De plus, de façon originale, le niveau de performance physique des personnes âgées était associé à l'acceptabilité des lunettes. Dans la cinquième étude, la mise en place d'un programme d'activité physique adaptée de trois mois par visioconférence a permis d'améliorer la puissance des muscles extenseurs du genou et le temps pour réaliser un Timed Up and Go en condition confort. L'ensemble de ces travaux a servi de base pour le développement industriel d'un algorithme de détection de la chute et de prévention du déclin des capacités physiques à partir des données recueillies par les lunettes.

**Mots clés :** lunettes connectées, prévention, capacités physiques, personnes âgées, chutes

## Smart eyeglasses to prevent physical capacities decline in the elderly

The risk of falling among the elderly increases with age. As the consequences of falls are numerous and damaging, the development of prevention strategies is crucial. To estimate the risk of falling, various functional clinical tests are used, but these tests are punctual, carried out in a laboratory environment and based on reference thresholds that may vary according to the studies. To overcome these drawbacks and to allow a longitudinal follow-up of the functional capacities of elderly people, the recent development of inertial measurement units seems promising. Indeed, inertial measurement units are progressively integrated in everyday objects in order to analyze the movements of daily life. In this doctoral work, a pair of eyeglasses embedded with an inertial measurement unit was developed to study daily life movements for fall detection and prevention of physical capacities decline.

The first objective of this thesis was to validate the use of the smart eyeglasses to assess Sit-to-Stand movements and walking in healthy young adults. The second objective was to categorize a population of older adults into different physical performance groups through an unsupervised analysis based on functional and biomechanical parameters obtained with the smart eyeglasses. The third objective was to assess the acceptability of the smart eyeglasses among the elderly. Finally, the fourth objective was to evaluate the effectiveness of an adapted physical activity program performed through videoconferencing, on different physical capacities of elderly people. This doctoral work also served as a basis for the development of an algorithm aimed at detecting falls and preventing physical capacities decline.

The first two studies validated the use of the smart eyeglasses (i.e., reliability, reproducibility of the measurements) in comparison with a gold standard system (i.e., 3D motion analysis) for three parameters: peak maximum vertical acceleration during Sit-to-Stand, duration, and length of steps during walking. In the third study, seven functional and biomechanical parameters were recorded with the smart eyeglasses accelerometer leading to allocate an elderly population into three physical performance groups (i.e., low, intermediate, and high) with the help of an unsupervised analysis. This study highlighted that a simple and well acknowledged definition of a fall risk and/or a frailty phenotype classification is not sufficient to characterize an aging population. The fourth study, which aimed to evaluate the acceptability of the smart eyeglasses in an elderly population, highlighted that the acceptability of eyeglasses was greater to other technologies used for fall detection. In addition, in an original way, the physical performance level of the elderly tested was associated with the acceptability of the eyeglasses. In the fifth study, the implementation of a three-month program of adapted physical activity by videoconference improved the muscle power of the knee extensors and the time to perform a Timed Up and Go test. This work served as a basis for the industrial development of an algorithm for fall detection and physical capacities decline prevention based on data collected with the smart eyeglasses.

**Keywords :** smart eyeglasses, prevention, physical capacities, older people, fall



# Remerciements

Je tiens à remercier toutes les personnes qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de mon doctorat.

Tout d'abord, je tiens à remercier Christophe CORNU et Anaick PERROCHON qui ont accepté de rapporter et d'évaluer mon travail avec expertise. Je remercie également les examinateurs de mes travaux, Laëtitia FRADET et Jean-Jacques TEMPRADO.

Je souhaite remercier tout particulièrement mes deux directeurs de thèse, Serge COLSON et Frédéric CHORIN, pour m'avoir accordé leur temps, leur soutien et leur confiance durant ces années de thèse et pour m'avoir fait évoluer sur le plan professionnel et personnel. Serge, merci pour l'apprentissage de la rédaction d'articles scientifiques et pour les différentes analyses statistiques. Fred, merci d'avoir mis à ma disposition la plateforme fragilité à chaque fois que j'en ai eu besoin, mais aussi pour tes conseils et ton aide, notamment pour les tests cliniques auprès de la population âgée.

Je tiens également à remercier les différents financeurs de ce travail doctoral. Tout d'abord l'ANRT pour le financement de ma bourse CIFRE avec la start-up Ellcie-Healthy, mais aussi la fondation MAIF ainsi que la Région Sud Provence-Alpes Côte d'Azur.

Mes prochains remerciements s'adressent à différentes personnes d'Ellcie-Healthy. Philippe (PEYRARD), merci de m'avoir fait confiance pour le stage de master 2 et pour ce doctorat. Andrea (CASTAGNETTI), merci de m'avoir co-encadré et guidé dans mes recherches durant les deux premières années de ce travail doctoral. Christophe (CAQUINEAU), merci de m'avoir aidé pour les algorithmes. Merci aussi aux différentes personnes avec qui j'ai pu collaborer sans oublier celles avec qui j'ai partagé de bons moments (Alexis, Pierre, Rémy et Julien).

Mon doctorat s'est déroulé au LAMHESS (Laboratoire Motricité Humaine Expertise Sport Santé) d'Université Côte d'Azur. Je tiens à remercier tous les enseignants-chercheurs que j'ai rencontrés et avec lesquels j'ai pu échanger. Une pensée spéciale pour tous les doctorants avec lesquels j'ai partagé des bureaux, et qui m'ont fait évoluer personnellement et professionnellement, notamment Nicolas, Elodie, Lyne et Meggy.

Pendant mon doctorat, j'ai passé de nombreuses semaines à la plateforme fragilité (CHU de Nice) où j'ai été accueillie dans la bonne humeur et dans la bonne ambiance. Merci à toute

l'équipe sans qui je n'aurais pas pu réaliser ce doctorat. Un grand merci à Laurie pour avoir encadré les séances d'activité physique adaptée sans oublier Coralie, Angèle, Céline et Amyn.

Je tiens également à remercier tous les jeunes et moins jeunes qui se sont portés volontaires pour participer à mes différentes expérimentations. Merci à vous, sans qui ce travail n'aurait pas été possible. Un merci particulier à Michel Greco (Office Municipale Niçois des Séniors) pour son aide cruciale dans le recrutement des personnes âgées.

Mes derniers remerciements s'adressent à mes proches. Merci à mes parents, mes deux sœurs et mon beau-frère pour m'avoir soutenue et avoir cru en moi durant toutes mes années d'études, je vous remercie également d'avoir toujours été là pour moi, même dans les moments les plus difficiles. Je remercie ma belle-famille pour leur soutien dans ce projet doctoral. Merci aux différentes personnes de mon entourage d'avoir relu ce manuscrit afin qu'il soit le mieux possible. Un dernier grand merci à l'homme qui partage ma vie pour son soutien chaque jour et qui est à tout moment présent pour moi. Merci à tous, c'est grâce à vous que j'ai pu accomplir ce travail doctoral et j'espère vous rendre fière de la personne que je suis devenue aujourd'hui.

# Table des figures

|   |    |
|---|----|
| <b>Figure 1.</b> Pyramide de la population de l'Union européenne estimée en 2019 et projetée pour 2100 (en pourcentage de la population) (Eurostat, 2020) .....   | 17 |
| <b>Figure 2.</b> Évolution des capacités physiques en fonction de l'âge (Kalache & Kickbusch, 1997). Les personnes actives sont représentées par la courbe bleue et les inactives par la courbe orange .....  | 20 |
| <b>Figure 3.</b> Imagerie par résonance magnétique d'une cuisse d'un sujet jeune (gauche) et d'un sujet âgé (droite) ayant un IMC similaire (Hébuterne, 2003).....  | 24 |
| <b>Figure 4.</b> Causes et conséquences principales de la dynapénie (Clark & Manini, 2012).....   | 24 |
| <b>Figure 5.</b> Paramètres spatiaux lors d'un cycle de marche (Cherni, 2020).....  | 26 |
| <b>Figure 6.</b> Déplacement du tronc lors des quatre phases du mouvement de lever de chaise figure adaptée de ( <i>Schenkman et al., 1990</i> ) .....  | 29 |
| <b>Figure 7.</b> Cercle vicieux de la chute, conséquences physiques et psychologiques.....  | 35 |
| <b>Figure 8.</b> Prévalence de la fragilité de Fried en fonction des groupes d'âges (Sirven, 2013).....   | 44 |
| <b>Figure 9.</b> Réversibilité de la fragilité et irréversibilité de la dépendance (Santos-Eggimann et al., 2009) .....   | 45 |
| <b>Figure 10.</b> Paramètres spatio-temporels de la marche obtenus avec l'OptoGait.....   | 48 |
| <b>Figure 11.</b> Standardisation du mouvement de lever de chaise (Madhushri et al., 2016).....   | 51 |
| <b>Figure 12.</b> Schématisation d'un Timed Up and Go. 1 : début du test, la personne se lève de sa chaise ; 2 : marche sur 3 mètres ; 3 : demi-tour ; 4 : marche sur 3 mètres ; 5 : la personne s'assoit sur la chaise et le test prend fin ( <i>Nierat et al., 2016</i> ) ..... | 53 |
| <b>Figure 13.</b> Efficacité d'un programme d'activité physique sur le risque de chute (Cornillon et al., 2002).....  | 58 |
| <b>Figure 14.</b> Orientation des axes dans un espace à 3 dimensions, A : accéléromètre, B : gyroscope....  | 63 |
| <b>Figure 15.</b> Différentes techniques de détection et de prévention des chutes ( <i>Ren &amp; Peng, 2019</i> ).....  | 65 |
| <b>Figure 16.</b> Collier et bracelet de détection de chute pour personnes âgées.....   | 66 |
| <b>Figure 17.</b> « Airbag » pour protéger le col du fémur. A : Port de la ceinture quotidienne ; B: gonflement des « airbags » en cas de chute détectée.....   | 69 |
| <b>Figure 18.</b> Diversité des lunettes connectées.....  | 71 |
| <b>Figure 19.</b> Capteurs intégrés dans la paire de lunettes connectées .....  | 71 |
| <b>Figure 20.</b> Matrice de confusion pour l'algorithme de reconnaissance de mouvements quotidiens avec la paire de lunettes connectées intelligentes (Novac et al., 2022) .....   | 73 |
| <b>Figure 21.</b> Signal accélérométrique verticale issu des lunettes connectées durant une session de marche .....   | 74 |
| <b>Figure 22.</b> Caméra OptiTrack.....   | 85 |
| <b>Figure 23.</b> Tapis de marche Bertec .....  | 85 |
| <b>Figure 24.</b> OptoGait.....   | 86 |
| <b>Figure 25.</b> Ergomètre isocinétique : Biodex.....  | 87 |
| <b>Figure 26.</b> Présentation de la paire de lunettes connectées qui ont pour objectif de détecter et de prévenir les chutes .....   | 90 |
| <b>Figure 27.</b> Questionnaire UTAUT2 : acceptabilité des lunettes connectées pour détecter et prévenir les chutes.....  | 91 |
| <b>Figure 28.</b> Exemple d'une séance d'activité physique adaptée en visioconférence .....   | 92 |
| <b>Figure 29.</b> Planification des 12 semaines d'APA réalisée par visioconférence .....  | 93 |
| <b>Figure 30.</b> Accélération issue de la paire de lunettes connectées lors d'un mouvement de lever de chaise. A : accélération verticale, B : accélération antéro-postérieure .....   | 95 |
| <b>Figure 31.</b> Accélération issue de la paire de lunettes connectées lors de la marche.....  | 96 |

|  |     |
|--|-----|
| <b>Figure 32.</b> Quatre phases de la chute (Noury et al., 2008) .....   | 213 |
| <b>Figure 33.</b> Fonctionnement de l'algorithme de détection de chute avec les lunettes connectées créé par Ellicie-Healthy.....  | 215 |
| <b>Figure 34.</b> Écran de l'application mobile en cas de détection de chute .....   | 216 |
| <b>Figure 35.</b> Possibilités présentes pour les personnes âgées subissant une chute .....  | 216 |
| <b>Figure 36.</b> Surface aidante d'une personne âgée .....  | 217 |
| <b>Figure 37.</b> Écran principal de l'application mobile du smartphone pour la détection de la chute .....  | 217 |
| <b>Figure 38.</b> Durée des pas issue du signal accélérométrique des lunettes pendant la marche .....  | 218 |
| <b>Figure 39.</b> Posture de la tête issue de l'accéléromètre des lunettes.....  | 219 |
| <b>Figure 40.</b> Signal caractéristique du lever de chaise avec l'accélération verticale issue des lunettes.  | 220 |
| <b>Figure 41.</b> Seuils de détection du mouvement de lever de chaise .....  | 220 |
| <b>Figure 42.</b> Intensité du lever de chaise : pic maximal d'accélération verticale.....   | 221 |
| <b>Figure 43.</b> Durée d'un lever de chaise obtenue avec l'accélération verticale des lunettes .....  | 221 |
| <b>Figure 44.</b> Écran de l'application mobile lors de l'apprentissage des sept paramètres physiques des personnes âgées.....   | 222 |
| <b>Figure 45.</b> Écran de l'application mobile lors de la phase de surveillance de la personne âgée .....   | 222 |
| <b>Figure 46.</b> Ecran de l'application mobile lors de l'alerte d'une personne âgée dont les capacités physiques sont diminuées. ....   | 223 |
| <b>Figure 47.</b> Variabilité de la durée de pas d'une personne au cours du temps.....   | 223 |
| <b>Figure 48.</b> Exemple d'un signal accélérométrique de la marche pour trois populations obtenu avec un accéléromètre placé au niveau de la tête (PD : Maladie de Parkinson) (Latt et al., 2009) ..... | 237 |

## Table des tableaux

|   |    |
|---|----|
| <b>Tableau 1.</b> Seuil de temps pour évaluer la vitesse de marche de confort des personnes âgées.....  | 42 |
| <b>Tableau 2.</b> Normes de la force de préhension en fonction du sexe et de l'IMC de la personne évaluée .....   | 42 |
| <b>Tableau 3.</b> Normes de distance en mètres pour le test de marche de 6 minutes en fonction de l'âge et du sexe (Institut de recherche du bien-être de la médecine et du sport santé)..... | 49 |
| <b>Tableau 4.</b> Sensitivité et bruit de l'accéléromètre et du gyroscope intégrés dans les lunettes.....   | 72 |
| <b>Tableau 5.</b> Caractéristiques des participants des différentes études (moyenne et écart-type).....   | 83 |
| <b>Tableau 6.</b> Matériel utilisé pour les différentes études.....   | 88 |
| <b>Tableau 7.</b> Tests physiques réalisés pendant les différentes études .....   | 94 |

## Table des équations

|  |     |
|--|-----|
| <b>Équation 1.</b> Calcul de la distance théorique des femmes pendant un test de marche de 6 minutes ..... | 49  |
| <b>Équation 2.</b> Calcul de la distance théorique des hommes pendant un test de marche de 6 minutes ..... | 49  |
| <b>Équation 3.</b> Norme de l'accélération issue des lunettes connectées .....                             | 214 |
| <b>Équation 4.</b> Coefficient de variation de la durée des pas .....                                      | 219 |
| <b>Équation 5.</b> Angle d'inclinaison de la tête.....   | 219 |

# Liste des publications et des communications

## Publications :

**Hellec, J.**, Chorin, F., Castagnetti, A., & Colson, S. S. (2020). Sit-To-Stand Movement Evaluated Using an Inertial Measurement Unit Embedded in Smart Glasses—A Validation Study. *Sensors*, 20(18), 5019. <https://doi.org/10.3390/s20185019>

**Hellec, J.**, Chorin, F., Castagnetti, A., Guérin, O., & Colson, S. S. (2022). Smart Eyeglasses : A Valid and Reliable Device to Assess Spatiotemporal Parameters during Gait. *Sensors*, 22(3), 1196. <https://doi.org/10.3390/s22031196>

## Articles soumis :

**Hellec, J.**, Hayotte, M., Chorin, F., Colson, S. S., d'Arripe-Longueville, F. Acceptability of smart eyeglasses to detect and prevent falls among the elderly: applying the UTAUT2 model and examining associations with fall-related functional physical capacities (Soumis à JMIR: Journal of Medical Internet Research)

**Hellec, J.**, Chorin, F., Jaafar, A., Guérin, O., Colson, S. S. A clustering-based approach on functional and biomechanical parameters recorded with a pair of smart eyeglasses in elderly to determine physical performance groups (en cours de soumission)

**Hellec, J.**, Colson, S. S., Vezien, L., Guérin, O., Chorin, F. A 3-month home-based videoconference physical activity program improved muscle power and influenced frailty status in community-dwelling elderly (en cours de soumission)

## Communications orales :

**Hellec, J.**, Chorin, F., Castagnetti, A., Colson, S. S. “Reproducibility and reliability of embedded inertial motion sensors integrated to smart eyeglasses during Sit to Stand test” In 1st International Conference on Human Interaction Emerging Technologies (IHiet) Université Côte d’Azur, Nice, August 2019

**Hellec, J.**, Chorin, F., Caquineau, C., Colson, S. S. « Clustering » des performances physiques des personnes âgées grâce au recueil de données biomécaniques issues d’une paire de lunettes instrumentées. 10ème congrès francophone, Fragilité du sujet âgé, prévention de la perte d’autonomie, Toulouse, Juin 2022

**Hellec, J.**, Lunettes connectées pour la prévention de la chute chez les personnes âgées. « Ma Thèse en 3 minutes », Journée de l'École Doctorale SMH (Sciences du Mouvement Humain), Juin 2022. Obtention du 3<sup>ème</sup> prix du jury

Vulgarisation :

Daumas, L., **Hellec, J.**, & Reneaud, N. (2021). Les centrales inertielles au service de la prévention, de l'évaluation et de la rééducation dans le cadre du bien vieillir. Revue du Podologue, 17(102), 15-18. <https://doi.org/10.1016/j.revpod.2021.09.00>

Participation à « Ma Thèse en 180 secondes » Côte d'Azur, 16 mars 2022

Participation à une table ronde à la fête de la science de Villeneuve-Loubet, 3 octobre 2021

# Sommaire

|  |    |
|--|----|
| Remerciements .....  | 1  |
| Table des figures.....   | 3  |
| Table des tableaux .....   | 4  |
| Table des équations .....  | 4  |
| Introduction générale.....   | 11 |
| 1 <sup>ère</sup> partie : Cadre théorique.....                                       | 15 |
| Chapitre 1 : Personne âgée et vieillissement .....                                   | 17 |
| 1.1. Épidémiologie et espérance de vie.....  | 17 |
| 1.1.1. Épidémiologie.....  | 17 |
| 1.1.2. Espérance de vie .....  | 18 |
| 1.2. Vieillesse .....  | 19 |
| 1.3. Dégénérescences liées au vieillissement.....                                    | 20 |
| 1.3.1. Sensorielles .....  | 20 |
| 1.3.2. Osseuses.....   | 21 |
| 1.3.3. Musculaires.....  | 22 |
| 1.4. Impact du vieillissement sur les activités de la vie quotidienne .....          | 25 |
| 1.4.1. Marche .....  | 26 |
| 1.4.2. Lever de chaise .....   | 28 |
| Chapitre 2 : Chute et fragilité chez la population âgée.....                         | 33 |
| 2.1. Chute .....   | 33 |
| 2.1.1. Définition de la chute .....  | 33 |
| 2.1.2. Épidémiologie de la chute .....   | 33 |
| 2.1.3. Facteurs de risque de chute.....  | 34 |
| 2.1.3.1. Facteurs intrinsèques de la chute .....                                     | 34 |
| 2.1.3.2. Facteurs extrinsèques de la chute .....                                     | 36 |
| 2.1.4. Caractérisation d'une personne âgée chuteuse .....                            | 36 |
| 2.1.5. Conséquences de la chute .....  | 39 |
| 2.2. Fragilité.....  | 40 |
| 2.2.1. Définition de la fragilité d'une personne âgée.....                           | 40 |
| 2.2.2. Phénotype de fragilité de Fried.....  | 41 |
| 2.2.3. Épidémiologie de la fragilité .....   | 43 |
| 2.2.4. Conséquences de la fragilité .....  | 44 |
| Synthèse .....   | 46 |
| Chapitre 3 : Prises en charge de la personne âgée : évaluation et intervention ..... | 47 |
| 3.1. Évaluation des capacités fonctionnelles.....                                    | 47 |
| 3.1.1. Test de marche.....   | 47 |
| 3.1.1.1. Test de marche de 10 mètres .....   | 47 |
| 3.1.1.2. Test de marche de 6 minutes .....   | 48 |
| 3.1.2. Test de lever de chaise.....  | 50 |
| 3.1.2.1. Test de 5 levers de chaise .....  | 51 |
| 3.1.2.2. Test de 30 et 60 secondes de levers de chaise .....                         | 52 |
| 3.1.3. Test du Timed-Up and Go (TUG) .....   | 53 |

|  |     |
|--|-----|
| 3.1.4. Test d'équilibre unipodal.....  | 54  |
| 3.2. Programme d'intervention d'activité physique adaptée pour améliorer les performances physiques des personnes âgées..... | 55  |
| 3.2.1. Définition de l'activité physique adaptée .....   | 56  |
| 3.2.2. Efficacité d'un programme d'activité physique adaptée .....   | 57  |
| Chapitre 4 : Centrales inertielles et instrumentation d'une paire de lunettes .....  | 63  |
| 4.1. Centrales inertielles.....  | 63  |
| 4.1.1. Définition des centrales inertielles .....  | 63  |
| 4.1.2. Placement des centrales inertielles .....   | 65  |
| 4.1.3. Utilisation des centrales inertielles pour la détection de la chute.....  | 66  |
| 4.1.4. Utilisation de centrales inertielles pour la prévention de la chute .....   | 68  |
| 4.2. Instrumentation d'une paire de lunettes .....   | 70  |
| 4.2.1. Instrumentation d'un objet du quotidien : une paire de lunettes .....   | 70  |
| 4.2.2. Description des lunettes connectées .....   | 71  |
| 4.2.3. Fonctionnement des lunettes connectées .....  | 73  |
| Synthèse .....   | 75  |
| Problématique de recherche.....  | 77  |
| 2 <sup>ème</sup> partie : Méthodologie générale .....  | 81  |
| 5.1. Participants.....   | 83  |
| 5.2. Matériel utilisé .....  | 84  |
| 5.2.1. Système opto-électronique .....   | 84  |
| 5.2.2. Tapis de marche Bertec .....  | 85  |
| 5.2.3. OptoGait .....  | 86  |
| 5.2.4. Ergomètre isocinétique .....  | 86  |
| 5.2.5. Lunettes connectées Ellcie Healthy .....  | 87  |
| 5.3. Déroulement des études .....  | 88  |
| 5.4. Traitement des données.....   | 94  |
| 3 <sup>ème</sup> partie : Cadre expérimental.....  | 97  |
| Étude 1 : Validation des lunettes connectées pour un mouvement de lever de chaise chez une population saine .....            | 99  |
| Contexte de l'étude 1 .....  | 101 |
| Étude 1 .....  | 103 |
| Synthèse de l'étude 1 .....  | 115 |
| Étude 2 : Validation des lunettes connectées pour la marche chez une population saine ..                                     | 117 |
| Contexte de l'étude 2 .....  | 119 |
| Étude 2 .....  | 121 |
| Synthèse de l'étude 2 .....  | 137 |
| Étude 3 : Caractérisation des profils biomécaniques des personnes âgées en fonction de leurs performances physiques.....     | 139 |
| Contexte de l'étude 3 .....  | 141 |
| Étude 3 .....  | 143 |
| Synthèse de l'étude 3 .....  | 164 |

|   |     |
|---|-----|
| Étude 4 : Acceptabilité de la paire de lunettes connectées pour la détection et de la prévention des chutes ; association de l'acceptabilité avec les capacités physiques des personnes âgées ..... | 165 |
| Contexte de l'étude 4 .....   | 167 |
| Étude 4 .....   | 169 |
| Synthèse de l'étude 4 .....   | 185 |
| Étude 5 : Impact d'un programme d'activité physique adaptée réalisé par visioconférence sur les performances physiques et musculaires des personnes âgées .....                                     | 187 |
| Contexte de l'étude 5 .....   | 189 |
| Étude 5 .....   | 191 |
| Synthèse de l'étude 5 .....   | 210 |
| Présentation du développement d'un algorithme de détection des chutes et de prévention du déclin des capacités physiques .....  | 211 |
| Détection des chutes .....  | 213 |
| Prévention d'un déclin des capacités physiques .....  | 218 |
| 4 <sup>ème</sup> partie : Discussion générale .....   | 225 |
| Bibliographie .....   | 239 |
| Annexes .....   | 263 |



# Introduction générale

L'indépendance, la domiciliation et l'autonomie des personnes âgées sont trois enjeux majeurs de ces dernières décennies. Dernièrement, en 2021, l'assemblée nationale a proposé une loi (i.e., n°4257) « *visant à agir pour préserver l'autonomie et garantir les choix de vie de nos aînés* » (Proposition loi, assemblée nationale, 2021). Cette année (i.e., 2022), le ministère des Solidarités et de la Santé a mis en place un plan antichute visant à prévenir les chutes afin d'en réduire la gravité. Ce programme se concentre principalement sur la prévention de la perte d'autonomie chez les personnes âgées ; il se compose de cinq axes :

1. *« Savoir repérer les risques de chutes et alerter*
2. *Aménager son logement pour éviter les risques de chutes*
3. *Aides techniques à la mobilité faites pour tous*
4. *Activité physique, meilleure arme antichute*
5. *Téléassistance pour tous. »*

Le terme de prévention est au cœur de toutes les stratégies mises en place pour contrer les effets de l'avancée en âge et agir en amont de tout déclin. La prévention est également au cœur de mon travail doctoral.

Ce dernier a été financé par une bourse de Convention Industrielle de Formation par la Recherche (CIFRE) avec la start-up Ellicie-Healthy. L'objectif de l'entreprise est de concevoir des lunettes connectées pour le bien-être de son porteur. Cet objet quotidien a été choisi car de nombreuses personnes (jeunes ou moins jeunes) en portent. Trois ambitions sont établies par la start-up pour cette paire de lunettes :

- Détecter l'endormissement au volant lors de la conduite grâce à des capteurs infrarouges intégrés dans la monture des lunettes.
- Détecter la chute chez les personnes âgées en situation écologique grâce à un accéléromètre et à un baromètre intégré dans la monture des lunettes.
- Prévenir les chutes chez les personnes âgées en situation écologique grâce à un accéléromètre intégré dans la monture des lunettes connectées.

Mon projet de doctorat s'inscrit dans la troisième ambition d'Ellicie-Healthy : **prévenir la chute chez les personnes âgées avec des lunettes connectées.**

La prévention des chutes est fréquemment évaluée en milieu clinique en estimant le risque de chute lors de tests fonctionnels. Ces tests sont basés sur différents mouvements des activités de la vie quotidienne (i.e., la marche et le lever de chaise). L'estimation du risque de chute est basée sur les résultats obtenus lors de ces tests qui sont comparés à des valeurs de référence. Bien que l'estimation du risque de chute soit rapide et facile à mettre en place, elle présente plusieurs inconvénients majeurs. Tout d'abord, les valeurs de référence varient selon les auteurs pour un même test ; certaines valeurs de références peuvent dépendre de l'âge et du sexe de la personne. De plus, ces valeurs de référence sont basées sur un temps de réalisation ou un nombre de répétition de mouvement, ce qui ne permet pas d'évaluer toutes les capacités physiques d'une personne âgée lors d'un seul test. Le dernier inconvénient majeur aux valeurs de référence est que la comparaison est effectuée entre les personnes, mais elle ne permet pas de comparer la personne à elle-même. Face à toutes ces constatations, il semble nécessaire d'évaluer les personnes âgées au quotidien lors de leurs activités de la vie courante. Cette évaluation permettrait d'obtenir une appréciation globale de leurs capacités physiques, mais aussi de pouvoir comparer leurs performances physiques dans le temps. Une évaluation longitudinale pourrait être réalisée en condition écologique avec un algorithme embarqué dans un objet du quotidien (i.e., dans une paire de lunettes). Grâce à un suivi longitudinal des capacités fonctionnelles, il serait possible de détecter de prévenir un déclin des capacités physiques, améliorant ainsi la qualité de vie et l'autonomie des personnes âgées.

Ce manuscrit de doctorat est organisé en quatre grandes parties.

La première présente le cadre théorique ; elle décrit d'abord la personne âgée et l'impact du vieillissement. Les conséquences de l'avancée en âge sont ensuite exposées, notamment les chutes et la fragilité. La prise en charge de la personne âgée est ensuite présentée avec des évaluations fonctionnelles et des programmes d'intervention en activité physique adaptée. Pour terminer le cadre théorique, les centrales inertielle sont présentées pour l'évaluation des capacités physiques et pour la détection et la prévention des chutes. L'instrumentation des lunettes connectées est ensuite décrite. Cela mène à la présentation de la problématique de recherche de ce travail doctoral.

La deuxième partie présente la méthodologie générale utilisée dans les différentes études. Tout d'abord, une description des participants et des outils est réalisée. Ensuite, le traitement des données et leurs différents outils d'analyse sont présentés.

La troisième partie de ce travail présente le cadre expérimental des cinq études réalisées ainsi que le développement de deux algorithmes intégrés dans les lunettes. Les deux premières études visent à valider la paire de lunettes connectées pour analyser le mouvement de lever de chaise (Étude 1) et la marche (Étude 2). La troisième étude vise à catégoriser les personnes âgées en fonction des paramètres fonctionnels et biomécaniques obtenus avec les lunettes connectées. La quatrième étude propose d'évaluer l'acceptabilité de ce nouveau dispositif et de déterminer s'il existe des associations entre des paramètres physiques et l'acceptabilité. La cinquième et dernière étude évalue l'effet d'un programme d'activité physique adaptée réalisé par visioconférence sur des paramètres physiques et musculaires des personnes âgées. Ensuite, une présentation de deux algorithmes développés par la start-up est faite : détection des chutes et prévention du déclin des capacités physiques.

La quatrième et dernière partie de ce manuscrit présente une discussion générale des différents résultats obtenus dans le cadre expérimental (3<sup>ème</sup> partie) ainsi que les différentes limites et perspectives de ce travail.



# 1<sup>ère</sup> partie : Cadre théorique

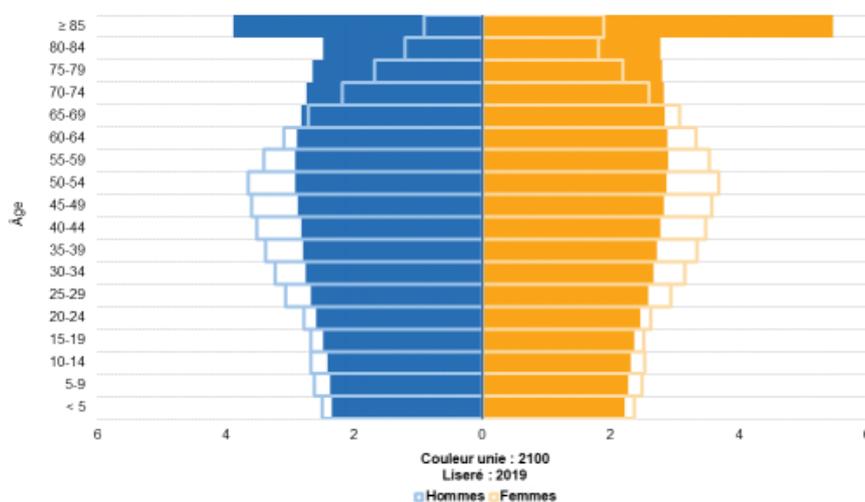


# Chapitre 1 : Personne âgée et vieillissement

## 1.1.Épidémiologie et espérance de vie

### 1.1.1.Épidémiologie

Le nombre de personnes âgées est en augmentation permanente. La part des personnes âgées de 80 ans ou plus dans l'Union Européenne (UE) devrait être multipliée par deux et demi entre 2019 et 2100, passant de 5,8% à 14,6% (Figure 1) (Eurostat, 2020).



**Figure 1.** Pyramide de la population de l'Union européenne estimée en 2019 et projetée pour 2100 (en pourcentage de la population) (Eurostat, 2020)

Selon les projections de l'Institut National de la Statistique et des Études Économiques (INSEE, 2017), trois personnes sur dix auront plus de 65 ans en 2050, contre deux sur dix en 2013, ce qui représente une augmentation de 58,7% pour une population de plus de 65 ans et un accroissement de 147,1% pour les plus de 85 ans. Les personnes âgées de 65 ans et plus représenteront 31,3% de la population de l'UE en 2100, contre 20,2% en 2019.

Cette tendance se confirme à l'échelle de la France. La proportion de personnes âgées comptait 16,6% de personnes de plus de 65 ans en 1955 et 60 ans plus tard ce pourcentage a augmenté pour atteindre 21,6% (INSEE, 2017). À un niveau plus local, en 2019, plus d'un tiers de la population niçoise avait plus de 60 ans. Ce pourcentage est plus élevé dans cette région (Provence-Alpes-Côte d'Azur) que les autres régions françaises, un changement démographique a donc eu lieu avec une décennie d'avance sur le reste du pays. Cela fait de Nice « un laboratoire vivant » de la société française de 2030.

Le nombre de personnes âgées ne cesse d'augmenter et continuera à le faire, ce qui implique un allongement de la durée de vie et donc une politique sociale importante. Cette

croissance de la population âgée est la résultante de plusieurs phénomènes : un pic de natalité à la fin de la Seconde Guerre mondiale appelé « baby-boom » qui prend fin en 1975, une mortalité infantile devenue plus rare et une élévation du niveau de vie (Veyret-Verner, 1955). En outre, au cours du XX<sup>ème</sup> siècle, à l'exception des périodes exceptionnelles dues aux deux guerres mondiales, l'espérance de vie a fortement augmenté.

### 1.1.2. Espérance de vie

Selon l'INSEE (2017) « l'espérance de vie à la naissance représente la durée de vie moyenne d'une génération fictive soumise aux conditions de mortalité de l'année ». Elle augmente continuellement grâce aux progrès de la médecine mais aussi à tous les efforts déployés dans le domaine de la prévention de la santé. En 2016, l'espérance de vie était de 79,4 ans pour les hommes et 85,4 ans pour les femmes. A contrario, l'espérance de vie sans incapacité connaît un déclin. Cette dernière représente « le nombre d'années en bonne santé qu'une personne peut s'attendre à vivre. Une bonne santé est définie par l'absence de limitations d'activités et l'absence d'incapacité » (INSEE, 2017).

Ces deux phénomènes opposés (i.e., allongement de l'espérance de vie et diminution de l'espérance de vie en bonne santé) impliquent une augmentation du nombre de personnes âgées avec des incapacités. Cela signifie qu'il existe un besoin croissant de soins pour le bien-être physique et moral de cette population. Afin de réduire les différentes incapacités, la prévention doit être mise en place. Selon la Haute Autorité de Santé, la prévention « consiste à éviter l'apparition, le développement ou l'aggravation de maladies ou d'incapacités » (2006). Les programmes de prévention sont moins coûteux (Hektoen et al., 2009) que des programmes dits de soins (i.e., traitement des blessures ou des conséquences) (Sirven & Rapp, 2017). Trois types de prévention (i.e., primaire, secondaire et tertiaire) existent et sont importantes à mettre en place en fonction de l'état de santé de la personne âgée. La prévention primaire permet d'agir avant l'apparition de la maladie dans le but d'en diminuer l'incidence. La prévention secondaire consiste en un dépistage et un diagnostic précoce d'une maladie dans le but de diminuer sa prévalence (Cavagnoud et al., 2011). La dernière prévention (i.e., tertiaire) est réalisée lorsque la maladie est déjà présente chez la personne et son objectif est alors de réduire la prévalence des récurrences et des incapacités fonctionnelles. Les trois préventions visent à prolonger le temps de maintien à domicile sécurisé afin de retarder au maximum le moment d'institutionnalisation, de la dépendance et de l'assistance d'un tiers. Pour une prévention efficace, il est d'abord essentiel de connaître le vieillissement et son impact sur la personne âgée.

## 1.2. Vieillesse

De façon générale, le vieillissement représente « *une ou plusieurs modifications fonctionnelles diminuant progressivement l'aptitude d'un objet, d'une information ou d'un organisme à assurer ses fonctions* » (Lang, 2013). Lorsque l'on parle du vieillissement d'un organisme, on emploie généralement le terme sénescence, senex en latin, signifiant « *vieil homme* » ou « *grand âge* ». Il se définit alors comme « *un processus pendant lequel l'âge imprime des modifications aux fonctionnements des êtres vivants : facteurs biologiques, psychologiques et histoire de vie* » (Balier et al., 2011; Deelen et al., 2013).

Dans la littérature, différentes définitions du vieillissement sont proposées :

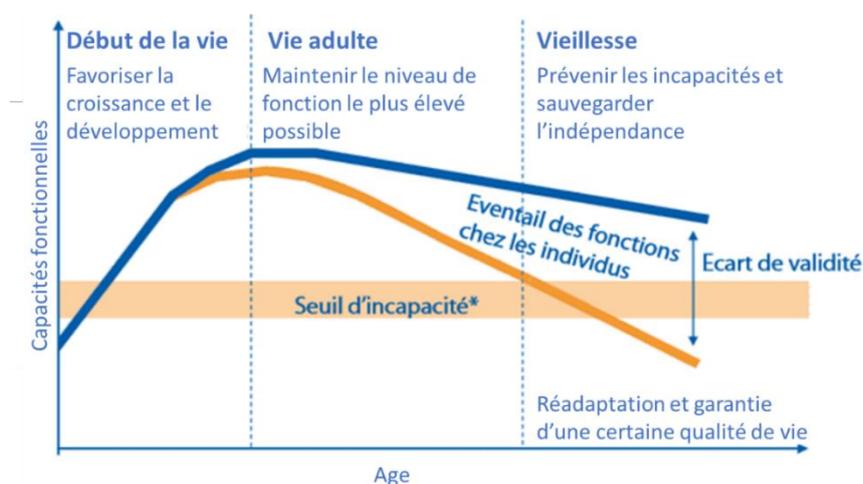
Selon l'Organisation Mondiale de la Santé (2002) « *le vieillissement n'est pas une programmation inéluctable d'une évolution biologiquement déterminée, mais comme un processus de développement, une nouvelle phase qui se prépare dans le cadre d'un projet de vie* ». Plus récemment, l'Organisation mondiale de la Santé (2016a) a caractérisé le vieillissement comme « *un déclin global des capacités physiques et cognitives accompagné d'une réduction des ressources physiologiques* ». Ce déclin commence vers les 30 ans de la personne (Nair, 2005) et s'intensifie après 60 ans (Tanaka & Seals, 2003). L'âge chronologique permettrait donc de catégoriser les personnes âgées en trois groupes: « *troisième âge (65-80 ans), quatrième âge (80 ans et plus) et grand âge (90 ans et plus)* » (Scheen & Petermans, 2014). En général, une personne est dite « *âgée* » lorsqu'elle a plus de 65 ans (Organisation mondiale de la Santé, 2002, 2016a). Cependant, l'âge chronologique (i.e., âge calculé à partir de la date de naissance) est bien différent de l'âge biologique (i.e., âge estimé en considérant les réserves fonctionnelles) (Guilbaud et al., 2020).

Le vieillissement biologique est corrélé aux habitudes de vie de la personne et aux différentes expériences professionnelles et personnelles qu'elle a eues avoir. Ce vieillissement est donc multifactoriel et se définit comme un « *déclin progressif, irréversible et inexorable des réserves physiologiques de l'organisme et des capacités physiques fonctionnelles accompagnées d'une augmentation de l'incidence des maladies chroniques* » (Lang & Dramé, 2013). La vulnérabilité aux maladies chroniques est accentuée avec l'avancée en âge, mais elle n'est pas systématiquement présente chez toutes les personnes âgées (Imbert et al., 2005). L'avancée en âge s'accompagne « *d'incapacités, de perte d'autonomie, de détresse psychologique, de désinsertion sociale, d'isolement liés aux troubles locomoteurs, cognitifs ou sensoriels mais aussi à la disparition des proches* » (Lang et al., 2013).

Nous pouvons résumer que le vieillissement est l'impact du temps sur l'organisme et sur les capacités fonctionnelles des personnes âgées. Il est néanmoins modéré par la génétique (vieillesse intrinsèque), les expériences passées, les conditions et le mode de vie (vieillesse extrinsèque) des personnes (Lang et al., 2013). Tout être humain ne doit pas être dépendant de son vieillissement mais en être acteur pour être autonome et indépendant le plus longtemps possible.

### 1.3. Dégénérescences liées au vieillissement

Le vieillissement affecte toutes les personnes âgées et s'accroît dès l'âge de 60 ans. Il se manifeste par diverses dégénérescences qui touchent les personnes âgées à des degrés différents et peuvent se combiner. Les conséquences de ces dégénérescences sont nombreuses (e.g., modification des actions motrices et perte d'autonomie) pouvant conduire à un déclin des capacités fonctionnelles (Albinet, 2008) (Figure 2). Dans la partie 1.3 de ce manuscrit, seules trois dégénérescences sont présentées : sensorielle, osseuse et musculaire. Ces trois dégénérescences ont été sélectionnées pour cette partie car elles ont un impact direct sur la suite du travail doctoral.



**Figure 2.** Évolution des capacités physiques en fonction de l'âge (Kalache & Kickbusch, 1997). Les personnes actives sont représentées par la courbe bleue et les inactives par la courbe orange

#### 1.3.1. Sensorielles

Les fonctions sensorielles peuvent être altérées avec l'avancée en âge. Le vieillissement engendre des changements physiologiques visuels tels qu'une diminution de l'acuité visuelle et de la sensibilité aux contrastes (Billig et al., 2020; Noel, 2012). Ainsi, les troubles visuels sont présents chez 75% des personnes de plus de 20 ans et 97% des personnes de plus de 60 ans (DREES, 2014). Les pathologies visuelles arrivant au cours du vieillissement sont nombreuses et influencent négativement l'acuité visuelle. Les plus récurrentes sont : la myopie, la presbytie,

l'astigmatisme, la cataracte, le glaucome ou encore la Dégénérescence Maculaire Liée à l'Âge (DMLA). La perte de la sensibilité aux contrastes favorise le trébuchement sur un objet chez les personnes âgées (Lord et al., 2001) ; ceci peut mettre en évidence les personnes âgées avec un risque de chute élevé. Pour compenser ces différents déficits, les personnes portent des lunettes. 90% des personnes de plus de 50 ans en sont équipées contre 60% des 40-49 ans (DREES, 2014). Ce traitement non invasif permet d'obtenir un confort de vie et donc une répercussion positive sur les activités de la vie quotidienne.

Sparrow et al. (2002) ont identifié deux principaux sens utilisés lors des différentes tâches motrices, à savoir l'ouïe et la vision. Ils ont également analysé l'ordre des priorités de ces deux sens chez les personnes jeunes et âgées. Une population jeune utilise principalement l'ouïe alors qu'une population âgée utilise prioritairement la vision. L'avancée en âge s'accompagne d'un changement dans l'ordre des priorités de ces sens. En effet, une personne âgée va regarder autour d'elle afin d'obtenir des repères spatiaux, ce qui lui permet de planifier son action afin de réaliser la tâche motrice. Or, cette planification demande des ressources cognitives, ce qui altère la vitesse de l'action motrice. Ce phénomène est reproduit pour les mouvements de la vie quotidienne notamment lorsqu'une personne marche dans la rue ou lorsqu'elle s'assoit sur une chaise sur laquelle elle n'a pas l'habitude de s'asseoir (Woollacott & Shumway-Cook, 2002). Ainsi, le vieillissement des fonctions sensorielles, notamment la vision, est important à prendre en charge dans le but de faciliter la vie des personnes âgées.

### 1.3.2. Osseuses

L'avancée en âge se manifeste également par une diminution de la densité minérale osseuse, appelée ostéopénie (Sherrington et al., 2016), conduisant à long terme à l'ostéoporose. L'ostéoporose est une « *affection qui se caractérise par une diminution de la masse osseuse et par une détérioration de la microarchitecture du tissu osseux, fragilisant celui-ci et entraînant un risque accru de fracture* » (Hervy, 2001). Les principaux facteurs de cette pathologie sont la baisse d'activité physique et des carences alimentaires (Vellas et al., 2000). La conséquence la plus grave de l'ostéoporose est la fracture de l'extrémité supérieure du fémur, communément appelé « fracture du col du fémur » (DREES, 2010). Cette fracture a un impact négatif sur l'autonomie des personnes âgées et peut avoir des effets négatifs sur la santé, mais aussi sur l'indépendance. Cette dégénérescence n'a pas un impact direct sur les déplacements quotidiens, mais elle peut les réduire considérablement à la suite d'une fracture. Les femmes sont plus sujettes à la fragilité osseuse que les hommes car la ménopause entraîne une diminution brutale de la perte osseuse.

### 1.3.3. Musculaires

Le vieillissement peut également affecter la personne âgée à travers des déficits musculaires. Cette dégénérescence est la plus importante lors de cette étape de la vie, elle est plus communément appelée sarcopénie. Ce dernier terme est défini comme une « *perte de masse musculaire involontaire observée avec l'avancée en âge* » (Rosenberg, 1997). Ce terme issu du grec symbolise « sarx », la chair et « penia », la perte est donc une perte de la chair. La sarcopénie représente le problème musculaire principal chez la population âgée (Papa et al., 2017) et est reconnue en tant que maladie depuis 2016 par l'OMS. Ce déficit musculaire touche 20% de la population européenne des plus de 55 ans en 2016 et affecte principalement les femmes. Par ailleurs, il existe un lien entre l'ostéopénie et la sarcopénie ; on parle d'ostéosarcopénie (Organisation mondiale de la Santé, 2016b).

Actuellement, dans la littérature, la définition de la sarcopénie est complexe. Elle se focalise sur la décroissance de la taille du muscle squelettique humain (Poortmans & Carpentier, 2009; Vincent et al., 2002). Cette décroissance induit donc une fonte de la masse musculaire (i.e., maigre) (Daubney & Culham, 1999) et une augmentation de la masse grasse. Butler-Browne & Bigard (2006) qualifient la sarcopénie comme une « *altération des performances musculaires ayant des conséquences sur l'ensemble des fonctions musculaires (i.e., contractibilité, excitabilité, extensibilité et élasticité)* ». D'autres auteurs (Cruz-Jentoft et al., 2010; Fielding et al., 2002) la caractérisent comme une combinaison d'atrophie musculaire, de faiblesse musculaire et de réduction de la force physique. Les différents stades de la sarcopénie permettent de catégoriser les personnes âgées en fonction de leur pourcentage de masse musculaire (Janssen et al., 2002). Selon les mêmes auteurs, la sarcopénie modérée touche 59% des femmes de plus de 60 ans et 45% des hommes de la même tranche d'âge. La sarcopénie sévère affecte 10% des femmes et 7% des hommes de plus de 60 ans. Une sarcopénie sévère est présente chez une personne âgée qui est incapable d'effectuer diverses tâches de la vie quotidienne : se lever d'une chaise, préparer les repas et marcher 800 mètres (Reeves et al., 2004).

La sarcopénie peut être tout d'abord expliquée par l'aspect physiologique. Avec l'âge, une diminution de 40% des unités motrices est présente pour une personne de 60 ans par rapport à une personne de 25 ans. Ce pourcentage atteint 60% pour une personne de 80 ans par rapport à une personne de 25 ans (Bonney, 2004). Cette diminution impacte les caractéristiques et la taille des unités motrices. Ainsi, le taux de fibre de type II, dites fibres rapides, diminuent (Roubenoff & Hughes, 2000), impliquant une décroissance du nombre de ponts d'actines et de

myosines lors de contractions musculaires. Elles sont moins nombreuses et moins efficaces ce qui engendre des « *déficits de la fonction musculaire squelettique* » (Campbell et al., 1973; Hepple & Rice, 2016). Les causes de la sarcopénie sont multiples, notamment la dénutrition, la sédentarité et les changements hormonaux (Aussel et al., 2013).

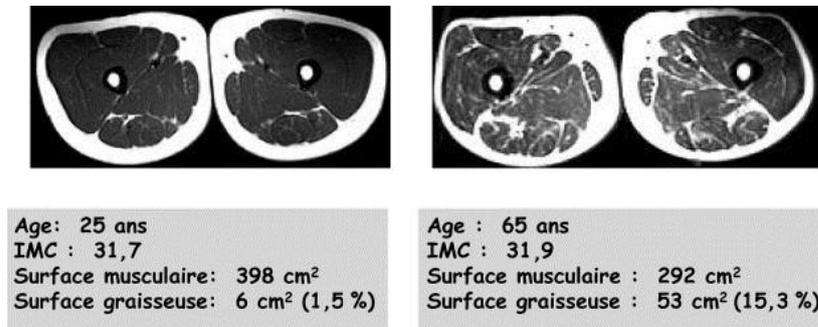
- La dénutrition se définit comme un « *apport nutritionnel insuffisant au regard des dépenses énergétiques de l'organisme* » (Raynaud-Simon, 2009). Elle se manifeste chez 12% des hommes de plus de 80 ans et 8% des femmes de cette même tranche d'âge (Hébuterne, 2003). Ce pourcentage n'est pas fixe et dépend du vieillissement extrinsèque de la personne âgée, de ses conditions de vie et de son lieu de domicile (i.e., domicile, hospitalisation, EHPAD). Les causes principales de la dénutrition sont au nombre de trois : « *carence d'apports nutritionnels, perte excessive des nutriments et augmentation des besoins métaboliques* » (Dawa Yomi, 2017). Les conséquences de la dénutrition sont importantes dont la principale est une diminution de la masse maigre qui peut accentuer la sarcopénie et créer un état de fragilité chez la personne âgée (Dawa Yomi, 2017).

- La sédentarité se définit comme « *tout comportement éveillé en position assise ou allongée ayant une dépense énergétique proche de celle de repos* » (Sedentary Behaviour Research Network, 2012). Le risque de mortalité est accentué par le comportement sédentaire pour l'ensemble de la population. Une personne sédentaire entre trois et sept heures a un risque de mortalité augmenté de 2%, ce pourcentage atteint 5% pour les personnes sédentaires pendant au moins sept heures (Chau et al., 2013).

- Les hormones peuvent également avoir un effet négatif sur la sarcopénie. Le vieillissement induit une diminution des concentrations d'hormones sexuelles stéroïdiennes (i.e., testostérone), d'hormones de croissance et d'insuline. Chez les femmes ménopausées, il y a une absence de sécrétion d'hormones ovariennes (i.e., progestérone). Toutes les perturbations hormonales ont un effet néfaste sur la fonction immunitaire, la masse maigre et la masse osseuse des personnes âgées (Gomez-Merino, 2011).

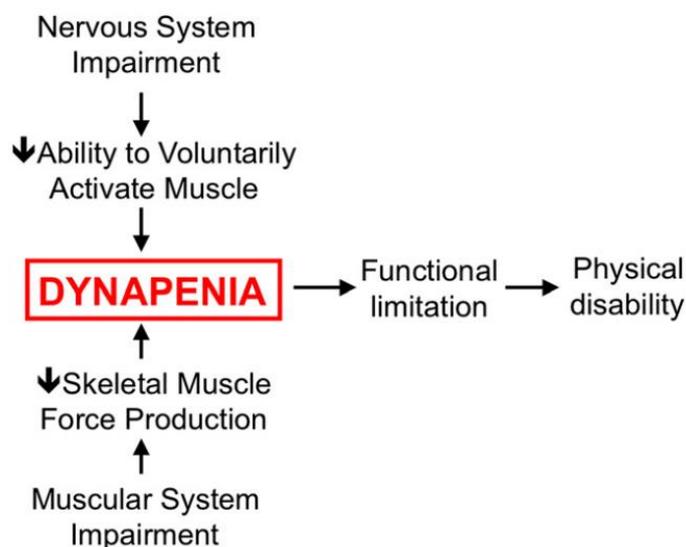
Ainsi, la sarcopénie implique une diminution de la masse maigre et une augmentation de la masse grasse (Batsis & Villareal, 2018) chez la personne âgée. Ce phénomène touche principalement les personnes âgées sédentaires et/ou inactives et il peut toucher tous les muscles squelettiques du corps humain (Doherty, 2003). La sarcopénie ne peut pas être évaluée par l'Indice de Masse Corporelle (IMC). En effet, l'IMC peut être identique entre une personne jeune et âgée tout en ayant une répartition différente de la masse maigre et de la masse grasse (Figure 3). De même pour le volume musculaire, la circonférence extérieure peut être similaire entre

les personnes jeunes et âgées tout en ayant un volume de masse grasse différente (i.e., plus élevé chez les personnes âgées). Par conséquent, l'IMC et le volume ne fournissent pas d'information suffisamment précise sur la composition musculaire et l'impact de la sarcopénie chez les personnes âgées. Lors d'une évaluation clinique, il est donc nécessaire de compléter l'IMC par une analyse de la masse maigre et de la masse grasse.



**Figure 3.** Imagerie par résonance magnétique d'une cuisse d'un sujet jeune (gauche) et d'un sujet âgé (droite) ayant un IMC similaire (*Hébuterne, 2003*)

Le terme de sarcopénie est complémentaire au terme de dynapénie. En effet, la dynapénie représente la faiblesse musculaire tandis que la sarcopénie représente la fonte musculaire (Clark & Manini, 2008). Newman et al. (2006), propose une hiérarchie entre ces deux termes : « *la sarcopénie est un effet secondaire de la dynapénie* ». La dynapénie est la jonction entre les systèmes nerveux et musculaires, tandis que la sarcopénie représente seulement le système musculaire (Clark & Manini, 2010). La dynapénie est caractérisée par une diminution de l'activation musculaire volontaire et une réduction de la production de force des muscles squelettiques (Figure 4) (Clark & Manini, 2012).



**Figure 4.** Causes et conséquences principales de la dynapénie (*Clark & Manini, 2012*)

La principale conséquence de la dynapénie est une faible production de force des muscles squelettiques. La faiblesse musculaire se manifeste chez tout le monde à partir de 30 ans. En effet, entre 20 et 30 ans, la force musculaire est à son paroxysme. Elle diminue chaque décennie de 12 à 15% et ce jusqu'à 80 ans (Moulias et al., 1999) et à partir de 50 ans cette diminution est de 1 à 2% chaque année (Duncan et al., 1990). Ce déclin entraîne des limitations fonctionnelles (Chodzko-Zajko et al., 2009; Clark & Manini, 2012; Janssen, 2010) et un déclin des capacités physiques (Janssen, 2010; Nair, 2005; Newman et al., 2003). Les mouvements de la vie quotidienne sont directement touchés puisqu'ils nécessitent une certaine force et une certaine puissance musculaire pour être exécutés (Warburton et al., 2001). Ainsi, les mouvements quotidiens sont plus lents dans la population âgée que dans la population jeune. Les faiblesses musculaires, notamment celles des membres inférieurs, sont prédictives de la dépendance de la population âgée (Rantanen et al., 2002). La dynapénie et la sarcopénie ont alors pour conséquence à « long terme à une augmentation du nombre de chute, de la dépendance et de la perte d'autonomie » (Buchman et al., 2007).

Les dégénérescences musculaires représentent « un problème majeur de santé publique » (Ethgen et al., 2017). Il est alors nécessaire de mettre en place des diagnostics pour détecter la sarcopénie et la dynapénie le plus tôt possible. Pour diagnostiquer la sarcopénie, on peut mesurer la masse maigre et la masse grasse à l'aide d'un ostéodensitomètre ou d'un impédancemètre. Pour détecter la dynapénie, un groupe de travail européen a établi un consensus en 2010, et l'a définie comme suit : « une faible masse musculaire accompagnée par une faible force musculaire ou une faible performance physique » (Latham et al., 2003). Elle peut être évaluée à l'aide de divers tests cliniques fonctionnels (i.e., un test de marche et un test de lever de chaise). Les évaluations de la sarcopénie et de la dynapénie peuvent être combinées pour obtenir une évaluation complète de la personne âgée : mesure de la masse maigre et de la vitesse de marche (Peterson et al., 2010).

Toutes ces dégénérescences (i.e., sensorielle, osseuse et musculaire) liées au vieillissement ont des impacts souvent néfastes sur les activités de la vie quotidienne, notamment lors de la marche et du mouvement de lever de chaise. Il est donc important de comprendre l'impact du vieillissement sur ces deux activités fondamentales.

### 1.4. Impact du vieillissement sur les activités de la vie quotidienne

La difficulté de réalisation des tâches de la vie quotidienne augmente progressivement avec l'âge notamment pour cuisiner, faire le ménage, se mouvoir dans l'espace, s'asseoir, se lever d'une chaise, monter les escaliers et même se tenir en position debout. Les premières

activités touchées par ces dégénérescences sont celles qui se déroulent en extérieur : prendre le bus et se déplacer dans la rue. Lorsqu'une personne âgée quitte son domicile, elle doit pouvoir se déplacer à l'extérieur et rentrer chez elle. Cela implique qu'une personne âgée doit avoir un périmètre de marche non limité. De plus, le monde extérieur n'est ni stable, ni uniforme. Il est composé de relief, de montées et descentes de trottoir, mais également de racines d'arbre. Pour qu'une personne âgée soit indépendante, elle doit pouvoir réaliser seule l'action motrice de marcher et de réaliser des transferts tels que le lever de chaise.

#### 1.4.1. Marche

La marche peut être définie mécaniquement comme un « acte moteur intentionnel, dirigé vers un but, qui assure le déplacement du corps sur le plan horizontal via des contraintes posturales et d'équilibre » (Beauchet & Berrut, 2006). La marche est un mouvement périodique et cyclique où différentes phases sont répétées dans un ordre identique et précis ce qui permet de coordonner la posture et les mouvements (Viel, 2000). Le cycle de marche se compose de deux pas. En d'autres termes, il désigne la période entre deux contacts du même appui (Diop et al., 2004) ou bien par l'alternance d'une phase d'appui et d'une phase d'oscillation. Un pas est défini comme la pose d'un pied et la pose du pied controlatéral.

Les paramètres spatio-temporels de la marche permettent de catégoriser un cycle à travers différentes variables. Voyons dans un premier temps les paramètres spatiaux qui sont représentés dans la Figure 5. La longueur de pas est la principale variable spatiale, elle représente « la distance entre le point de contact initial d'un pied et le point de contact initial du pied opposé » (Cherni, 2020). La longueur de la foulée également appelée longueur du cycle est « la distance entre les points successifs de contact initial d'un même pied » (Cherni, 2020). Un cycle étant composé de deux pas, la longueur de cycle représente alors la longueur du pas gauche et du pas droit. Le dernier paramètre spatial important dans l'analyse de la marche est la largeur du pas, elle représente la « distance médio-latérale entre le pied gauche et droit pendant la phase de double appui de la marche » (Cherni, 2020).

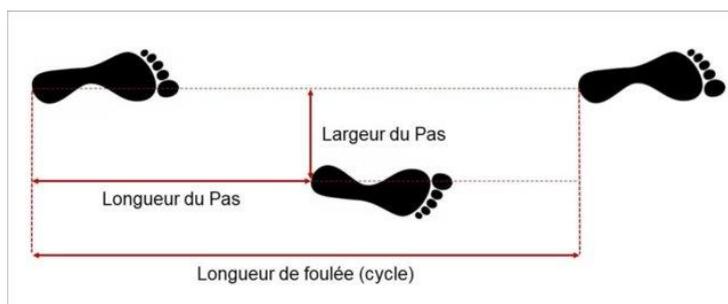


Figure 5. Paramètres spatiaux lors d'un cycle de marche (Cherni, 2020)

Les autres paramètres pris en compte pour l'analyse de la marche sont les paramètres temporels :

- Durée du pas : temps entre la pose du pied droit et du pied gauche et inversement
- Durée du cycle : temps passé entre le décollement du pied droit et la seconde pose du pied droit (pour un cycle de marche du pied droit)
- Temps de simple appui : temps d'appui unipodal lors d'un cycle de marche
- Temps de double appui : temps d'appui bipodal lors d'un cycle de marche
- Vitesse : distance parcourue par rapport au temps
- Cadence : nombre de pas par minute

Les paramètres spatio-temporels de la marche sont altérés avec l'avancée en âge. En effet, les personnes âgées élargissent leur polygone de sustentation (Strubel et al., 2001) afin de retrouver rapidement l'équilibre pendant le mouvement (Dehail et al., 2012; Kemoun et al., 1999). Cela implique des diminutions des paramètres spatio-temporels, notamment la longueur et la hauteur des pas, ainsi que la vitesse de marche (Houles et al., 2010). Des augmentations de ces paramètres sont présentes, à savoir la largeur des pas, le temps d'appui unipodal et la variabilité de la durée des pas (Hausdorff et al., 2001). Ces ajustements provoquent alors une irrégularité des paramètres spatio-temporels de la marche (Yang & Hsu, 2010).

La marche permet le déplacement de tous les êtres humains à l'extérieur (i.e., boulangerie, coiffeur) ou à l'intérieur (i.e., salle de bain, cuisine et chambre) de leur domicile. Les personnes âgées présentant des déficits de cette fonction motrice (i.e., altération des paramètres spatio-temporels) perdent rapidement leur autonomie, qui se traduit d'abord par une diminution du périmètre de marche, puis par la nécessité de recourir à des aides à la marche (e.g., canne, béquille, déambulateur), et pour finir par l'incapacité de se déplacer. La Haute Autorité de Santé (2005) définit l'autonomie comme « *la capacité à effectuer un certain nombre de tâches de la vie quotidienne, sans assistance extérieure* ». La marche permet donc d'identifier l'autonomie des personnes âgées.

Chez les personnes âgées de 60 ans, la marche est considérée comme normale ou correcte chez 85% des personnes. Ce pourcentage décroît de manière importante pour atteindre moins de 20% pour des personnes âgées de plus de 85 ans (Tinetti, 2003). De plus, le nombre de pas est diminué avec l'avancée en âge et est lié au taux de mortalité. Ce dernier peut être réduit de 41% chez les femmes qui font 4 400 pas par jour, par rapport à celles qui n'en font que 2 700 (Lee et al., 2019). La diminution du nombre de pas quotidien des personnes âgées implique directement une réduction du périmètre de marche (Weiss et al., 2013). En effet,

l'adaptation aux contraintes du monde n'est pas une tâche facile pour les personnes d'un certain âge. Lorsqu'un imprévu est présent sur son parcours, notamment une racine d'arbre ou des travaux, les personnes âgées rencontrent des difficultés à s'adapter. Ces ajustements moteurs ne sont malheureusement pas toujours réalisés correctement, et le résultat dans ce cas est généralement une chute.

En effet, une marche peut être qualifiée de pathologique lorsque sa dégradation est trop importante, elle met alors la personne âgée en insécurité lors de ces déplacements. Elle est donc importante à analyser chez ce type de population afin de reculer la perte d'autonomie, la dépendance et l'institutionnalisation (Dehail et al., 2012). Outre ce mouvement fondamental dans la vie quotidienne, le lever de chaise est le deuxième mouvement indispensable.

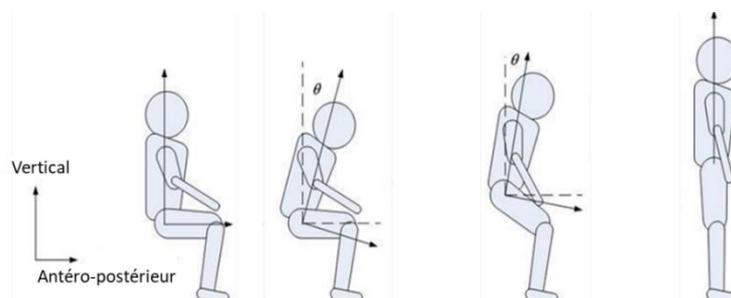
#### 1.4.2. Lever de chaise

Le mouvement de lever de chaise est un transfert entre la position assise et la position debout (Mourey et al., 1998), également appelé Sit-to-Stand (STS). Ce mouvement peut être défini comme « *un déplacement du centre de gravité vers le haut depuis une position assise vers une position debout sans perte d'équilibre, à partir d'une extension des membres inférieurs* » (Roebroek et al., 1994; Vander Linden et al., 1994). Plus récemment, le lever de chaise est caractérisé mécaniquement par « *l'interaction coordonnée des segments corporels pour amener le centre de masse de la personne dans une direction horizontale puis verticale en maintenant l'équilibre au-dessus d'un support restreint* » (Tully et al., 2005).

Ce mouvement est le plus récurrent lors d'activités de la vie quotidienne (Nuzik et al., 1986) chez tous les êtres humains. Une personne en bonne santé réalise en moyenne 45 levers de chaise journalièrement (Bohannon, 2015). Ce mouvement est primordial puisqu'il est la prémisse de la marche. En effet, il permet de se lever de son lit, d'une chaise, mais également de subvenir aux besoins sanitaires. Il est également souvent utilisé lors de test de clinique pour évaluer les capacités physiques, le risque de chute et l'autonomie de la personne âgée. Même si ce mouvement est réalisé quotidiennement, il reste complexe dans son exécution car il nécessite une interaction coordonnée de différents segments corporels.

Pour réaliser cette action motrice, deux stratégies bien différentes peuvent être mises en place. Le type de stratégie permettrait de mettre en évidence le profil de la personne qui réalise le mouvement de lever de chaise. La première requiert un bon contrôle de l'équilibre et est très souvent présente chez les personnes ne présentant pas de déficits physique (Hale et al., 2007). Ainsi, pour se lever de la chaise, la personne réalise une faible flexion du tronc (Hughes et al.,

1994), le centre de masse va se positionner dans le polygone de sustentation lorsque la personne est en mouvement et donc obtenir une vitesse du centre de gravité importante selon l'axe antéro-postérieur (Hughes et al., 1994) (Figure 6). La seconde stratégie est privilégiée pour les personnes ayant des difficultés à se lever (Cuesta-Vargas & González-Sánchez, 2013). Elle consiste à faire une flexion du tronc importante pour déplacer le centre de masse dans le polygone de sustentation (Hughes et al., 1994) et ce lorsque les fesses touchent encore le siège. Cela induit un angle de flexion du tronc par rapport à l'horizontale plus faible (Chorin et al., 2015) et donc un déplacement des épaules plus long. La personne n'effectue la phase d'extension que lorsque son équilibre est stable. Lors de cette dernière phase, la personne est généralement à l'arrêt, le mouvement demande alors des ressources physiques importantes, notamment au niveau des quadriceps, pour pouvoir quitter les fesses de la chaise et pour réaliser l'extension des genoux (Schultz, 1992). Cette stratégie est privilégiée chez les personnes âgées mais elle est plus contraignante physiquement et plus difficile à réaliser. Cependant, elle permet d'obtenir une meilleure stabilité posturale et évite un déséquilibre vers l'avant lors de la phase d'extension.



**Figure 6.** Déplacement du tronc lors des quatre phases du mouvement de lever de chaise figure adaptée de (Schenkman et al., 1990)

Ce mouvement de lever de chaise est réalisé en situation clinique pour évaluer l'équilibre, la posture, la force/endurance musculaire des cuisses et des jambes (Millor et al., 2014) avec différents modes de contractions (concentrique lors du lever de chaise et excentrique lorsque la personne s'assoit), mais également la fragilité et le risque de chute (Mijnarends et al., 2013). Lors des tests cliniques, le principal paramètre recueilli est le temps nécessaire pour effectuer un cycle entier de lever de chaise (Beauchet et al., 2011; Millor et al., 2014). Pour une population saine, le temps d'un cycle peut osciller de 1,57 à 2,42 secondes (Cerrito et al., 2015; Moufawad el Achkar et al., 2018; van Lummel et al., 2013). Or, il n'existe pas de consensus pour identifier le début et la fin du transfert et donc avoir les mêmes points de repère du cycle. Le début peut être qualifié par le premier mouvement du tronc (Kerr et al., 1997), de la tête ou des épaules (Manckoundia et al., 2007; Tully et al., 2005). Ces différences peuvent être

expliquées par les différentes stratégies mises en place pour réaliser ce mouvement (Millington et al., 1992; Nuzik et al., 1986). La fin du cycle de lever de chaise peut être définie comme l'arrivée à la station debout où les hanches et les genoux sont en extension complète avec un tronc vertical (Kralj et al., 1990; Riley et al., 1991), ou par une absence de mouvement des différents segments (Papa & Cappozzo, 2000). Certes, le paramètre temporel pour réaliser le cycle de lever est important mais d'autres paramètres sont nécessaires pour une évaluation complète de ce transfert. L'analyse à l'aide de centrales inertielle permet d'obtenir une accélération linéaire et une vitesse angulaire (Millor et al., 2014). L'accélération peut être distinguée selon les deux axes de réalisation : antéro-postérieur et vertical. La première se réfère à la phase de flexion du tronc (i.e., phase 1 et 2), la seconde se réfère à la phase de verticalisation et à l'élévation du centre de masse de la personne (i.e., phase 3 et 4).

L'avancée en âge a un impact négatif sur ce mouvement en raison de la faiblesse musculaire. Une diminution du nombre de ce transfert est observée pour la population âgée avec seulement 39 levers de chaise quotidien pour les personnes âgées de 79 ans (Lord et al., 2011a) contre 45 pour les adultes (Bohannon, 2015). En outre, le temps nécessaire pour réaliser ce mouvement est plus important pour les personnes âgées (3,16 secondes) que pour les personnes jeunes en bonne santé (1,57 secondes) (Alexander et al., 1991). Cette différence est en partie expliquée par un temps plus important chez les personnes âgées entre le décollement des fesses de la chaise et la flexion maximale du tronc (Gross et al., 1998), c'est-à-dire l'utilisation de la deuxième stratégie de lever de chaise. Mais aussi par un déclin des capacités physiques (i.e., équilibre, force et puissance musculaires) lié au vieillissement (Alexander et al., 1991). Lors des levers de chaise en condition rapide, les personnes âgées augmentent leur vitesse de réalisation, mais de manière moins importante que des personnes jeunes (Gross et al., 1998; Papa & Cappozzo, 2000). Ce phénomène peut être expliqué par le déclin des capacités fonctionnelles des personnes âgées.

Lors de ce mouvement, il existe des variabilités intra-sujet notamment pour l'angle entre la cuisse et la jambe, la position des pieds, l'inclinaison du buste par rapport à l'horizontale et l'aide des bras (McMillan & Scholz, 2000). L'utilisation des bras et des accoudoirs peut contrecarrer les déficits musculaires du quadriceps (Etnyre & Thomas, 2007). Certains auteurs (Kotake et al., 1993) affirment que « 78% de la force au cours d'un lever de chaise sont produits par les extenseurs du genou, tandis que les 22% restants sont assurés par les extenseurs de hanche et du rachis lombaire ». Pendant les tests cliniques, il est nécessaire de standardiser la position de départ et les consignes de réalisation.

## Synthèse

Le nombre de personnes âgées n'a cessé d'augmenter ces dernières années et continuera de croître dans les décennies à venir. Malgré l'augmentation de l'espérance de vie, l'espérance de vie sans incapacité diminue. Cela implique que dans les années ou décennies à venir, le nombre de personnes âgées nécessitant des soins sera important. Il est donc nécessaire de comprendre les différentes dégénérescences liées à l'âge. L'avancée en âge s'accompagne de déficits visuels, osseux et musculaires. Ces derniers vont avoir un impact négatif sur les activités motrices de la vie quotidienne comme marcher ou se lever d'une chaise.

Une personne âgée adapte ses activités journalières en modifiant les paramètres spatio-temporels de sa marche. Elle va réduire sa vitesse de marche ainsi que la longueur de ses pas et augmenter la durée de ses pas par rapport à des personnes plus jeunes. Le vieillissement a également une incidence sur la stratégie d'exécution du mouvement de lever de chaise. La durée d'un lever de chaise est plus élevée chez les personnes âgées que chez les jeunes. En outre, le nombre de lever de chaise quotidien est plus élevé dans la population jeune que dans la population âgée.

Le déclin des capacités physiques avec l'avancée en âge peut engendrer une perte d'autonomie, notamment lorsque la personne a un périmètre de marche restreint et éprouve des difficultés à se lever de sa chaise. Les conséquences de ce déclin sont nombreuses et néfastes pour les personnes âgées. Elles peuvent se manifester par des chutes ou entraîner une fragilité de la personne.



## Chapitre 2 : Chute et fragilité chez la population âgée

### 2.1.Chute

#### 2.1.1. Définition de la chute

Dans la littérature, il n'existe pas de consensus sur la définition d'une chute chez les personnes âgées. Selon l'Organisation Mondiale de la santé (2021) et Lamb et al. (2005) une chute est un « évènement au cours duquel la personne se retrouve involontairement au sol ou sur tout autre niveau inférieur ». D'autres auteurs (Lundin-Olsson et al., 1998) définissent une chute comme un évènement où les séniors tombent involontairement au sol. Ou bien comme un changement involontaire de la position de départ vers un contact partiel ou total avec le sol (Means et al., 2005). Certains auteurs (Maki et al., 1994) y ajoutent une notion de blessure : « évènement non intentionnel qui amène la personne au sol ou à un niveau inférieur avec une blessure facultative ».

Une notion de tierce personne ou d'éléments extérieurs sont inclus dans d'autres définitions de la chute : « évènement inattendu dans lequel le participant s'immobilise au sol ou à un niveau inférieur, sans être impacté par le monde extérieur » (Lamb et al., 2005) ; « la chute n'est pas due à un choc, à des pertes de connaissance, ni à un Accident Cardiovasculaire Cérébral (AVC) ou à une crise épileptique » (Lord et al., 2001). Une chute peut être définie par un mouvement initié par une perte des points d'équilibre dans un référentiel fixe sans obstacle, et jusqu'au sol. Dans le cas des personnes âgées, il s'agit de chutes non volontaires et non provoquées par une tierce personne (Barralon, 2005).

La chute est également définie par une perte d'autonomie et est une résultante de troubles posturaux (Pérennou et al., 2005). D'autres auteurs définissent la chute de façon plus mécanique : « une chute est présente lorsque le centre de gravité n'est plus dans le polygone de sustentation et que les efforts pour le compenser sont inefficaces pour se rattraper » (Ungar et al., 2013).

Pour la suite du manuscrit, nous définissons la chute ainsi : **Mouvement imprévu et non intentionnel du corps humain vers le sol ou à un niveau inférieur. Elle n'est causée ni par une tierce personne, ni par un élément externe, ni à des pertes de connaissance.**

#### 2.1.2. Épidémiologie de la chute

Ce phénomène de chute est très présent chez la population âgée. En effet, il impacte une personne sur trois de plus de 65 ans (Buatois & Bénétos, 2011; Freiburger & Menz, 2006;

Rubenstein, 2006) et une personne sur 2 de plus de 85 ans (Beauchet et al., 2000; Boulgarides et al., 2003; Kado et al., 2005; Tinetti & Williams, 1997). Il existe une relation entre l'avancée en âge et la prévalence des chutes (Ponti et al., 2017). Malheureusement, en France, le nombre de chutes réellement survenues au cours d'une année est sous-estimé. En effet, certaines chutes ne sont pas déclarées par les personnes âgées, soit par omission, soit par choix. Or, les chutes sont importantes à déclarer puisqu'elles ne sont que très rarement isolées. On estimerait que 50% des personnes qui ont déjà effectué une chute, récidivent au moins deux fois au cours de la même année (Beauchet et al., 2000). A l'inverse, une personne qui n'a pas chuté au cours d'une année a de faibles risques de chute (7%) au cours de l'année suivante (Sherrington et al., 2016).

Les chutes sont la principale cause de décès accidentel dans cette population (11,2/100 000) et peuvent avoir un impact négatif sur la qualité de vie lors des activités quotidiennes (Pizzigalli et al., 2011). Elles se déroulent principalement au domicile de la personne âgée (i.e., 78%) car elle y passe la plupart de son temps, notamment lors des activités de la vie quotidienne (85%). En effet, une personne qui a peur de tomber et/ou dont le périmètre de marche est réduit, reste très souvent à son domicile et sort très peu. Bien que les personnes âgées prennent des précautions dans leurs déplacements, des chutes peuvent toujours se produire, car elles dépendent de divers facteurs de risque.

### *2.1.3. Facteurs de risque de chute*

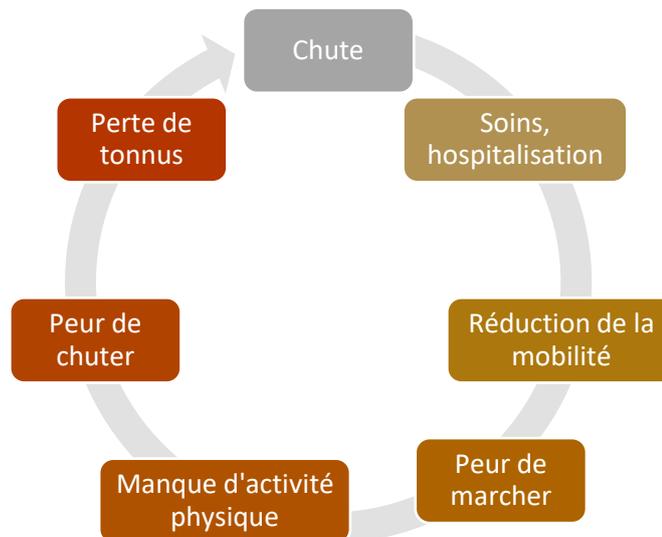
Les facteurs de risques de chutes sont nombreux, Oliver et al. (2007) en énumère 400. La plupart des chutes sont considérées comme multifactorielles, ce qui favorise la survenue d'une ou plusieurs chutes (Sherrington et al., 2016). Les facteurs de risque de chute peuvent être catégorisés en deux groupes : les facteurs intrinsèques et les facteurs extrinsèques. Le premier groupe représente les facteurs qui sont liés à la personne et le second se rapporte à l'entourage de la personne et il varie au cours du temps.

#### *2.1.3.1. Facteurs intrinsèques de la chute*

Les facteurs intrinsèques regroupent la majorité des facteurs de risque de chute et sont propres à chaque personne. Ils sont importants à identifier puisque la somme de ces facteurs permet de quantifier le taux de risque de chute chez la personne évaluée. Lorsqu'au moins deux de ces facteurs sont présents, le risque de chute s'élève à 88%, contre seulement 35% pour des personnes qui ont un seul de ces facteurs.

Les principaux facteurs intrinsèques du risque de chute sont les antécédents de chute, l'âge et la dégénérescence musculaire. Cette dernière a un impact négatif sur la force et la

puissance musculaire des membres inférieurs lors des activités de la vie quotidienne (i.e., marche, lever de chaise et équilibre) (Foldvari et al., 2000; MacRae et al., 1992). Le sexe de la personne âgée joue également un rôle dans les facteurs intrinsèques. Les femmes sont les plus touchées par les chutes, en raison de la ménopause, qui implique des perturbations hormonales et une fragilité osseuse. De plus, le rôle d'aidant est majoritairement féminin (Billaud & Gramain, 2014) : les femmes s'occupent souvent de leur conjoint, qui peut être en mauvaise santé et avoir besoin d'une assistance quotidienne. Cette assistance a un impact direct et néfaste sur leur santé physique et mentale, ce qui augmente leur risque de chute. Les facteurs intrinsèques comprennent également l'aspect psychologique de la personne âgée (Vellas et al., 1997a; Vellas et al., 1998) dont la peur de chuter, l'anxiété de la chute et la perte de confiance. Elles vont considérablement réduire leurs déplacements à l'extérieur, avec une diminution du périmètre de marche, afin de se déplacer dans un environnement « connu » (domicile) et « sécuritaire », par peur de rechuter. Elles auront alors un manque d'activité physique et un comportement sédentaire entraînant un déconditionnement physique et des limitations fonctionnelles (Brown, 1999). Elles rentrent ainsi dans un cercle vicieux de la chute (Figure 7).



**Figure 7.** Cercle vicieux de la chute, conséquences physiques et psychologiques

A tous ces facteurs intrinsèques liés au vieillissement s'ajoutent les habitudes quotidiennes de la personne âgée. (1) Le fait de vivre seul représente un facteur de risque de chute (Gabmann et al., 2009) ; (2) une personne qui se nourrit que très faiblement aura une perte de poids involontaire, des carences alimentaires et donc un risque de chute important ; (3) l'insuffisance d'activité physique induit une inactivité chronique et donc des déplacements quotidiens plus difficiles ce qui engendre à long terme une augmentation du risque de chute (de Souto Barreto & Ferrandez, 2007).

Les antécédents médicaux et les problèmes de santé ont également un impact négatif sur le risque de chute. Par exemple, une personne âgée qui a de l'arthrose au niveau des membres inférieurs (e.g., genoux) peut tomber dans le cercle vicieux du risque de chute (Figure 7) par crainte ou causes de douleurs (American Geriatrics Society et al., 2001). En outre, le traitement de différentes maladies chroniques (e.g., asthme, diabète, obésité, arthrite, etc...) nécessite une médication journalière. Une personne qui présente différentes maladies chroniques est contrainte de prendre différents traitements. Or, le nombre de médicaments pris quotidiennement a un impact direct sur le risque de chute (Jeandel, 2005). En effet, lorsque des médicaments sont prescrits à une personne âgée, cela signifie qu'elle a déjà un ou plusieurs problèmes de santé (Bloch et al., 2011). On parle de polymédication lorsqu'une personne prend au moins quatre traitements différents par jour. Parmi eux, les psychotropes, souvent présents pour aider la personne à dormir ou lutter contre la dépression, ont un effet sédatif et/ou hypnotique (Deshpande et al., 2008; Oliver et al., 2010). De plus, l'oubli ou l'erreur dans la prise de médicaments peut être préjudiciable à la santé de nos aînés (Fletcher et al., 2009; Hajjar et al., 2007).

### *2.1.3.2. Facteurs extrinsèques de la chute*

Le deuxième grand groupe de facteur est celui des facteurs extrinsèques du risque de chute. Ils représentent les différents facteurs environnementaux de la personne âgée. Principalement ceux de l'habitat et les artifices qui l'encombrent : tapis, escaliers sans rambardes ou mal fixées, moquette, assise basse (e.g., canapé, chaise ou lit), animaux de compagnie et une faible luminosité (Carter et al., 1997). Lorsqu'une personne âgée trébuche à cause d'un obstacle, elle aura plus de difficulté à garder son équilibre qu'une personne plus jeune. Un autre facteur extrinsèque important est le fait d'être en institution, car la majorité des mouvements ont lieu dans la chambre de la personne âgée ou dans les parties communes de la résidence. Pour contrecarrer tous ces facteurs, un ergothérapeute peut adapter le quotidien de la personne âgée en aménageant son domicile avec un meilleur éclairage et en supprimant les obstacles, notamment en retirant les tapis et en surélevant les assises (Trombetti et al., 2016; Weir, 2004). Lorsqu'une chute se produit à l'extérieur, au moins un des facteurs extrinsèques est présent. Malheureusement, ces facteurs de risque de chute ne sont pas quantifiables lors d'une évaluation clinique du risque de chute.

### *2.1.4. Caractérisation d'une personne âgée chuteuse*

Face à ces différents facteurs, majoritairement intrinsèques, il est important de différencier une personne âgée « chuteuse » d'une personne « non-chuteuse ». Dans la littérature, il existe deux façons principales pour évaluer le caractère chuteur de la personne

âgée ; soit avec des questionnaires soit avec des tests d'évaluation des capacités physiques. Ces deux pratiques sont différentes. La première se base sur l'historique de chute de la personne âgée, la seconde se base sur les performances physiques des personnes âgées et donne un indicateur du risque de chute.

Tout d'abord, le caractère « chuteur » peut être évalué avec une simple question : « Avez-vous chuté au cours de l'année passée ? Si oui, combien de fois êtes-vous tombé et comment êtes-vous tombé ? ». La personne est considérée comme « chuteuse » si elle a réalisé au moins une chute dans les 12 derniers mois (Schoene et al., 2014; Wolfson et al., 1990). La notion de risque de chute élevée peut également être évaluée avec la même question. Le risque élevé concerne les personnes qui ont fait une chute grave l'année passée, c'est-à-dire une chute qui a nécessité une hospitalisation à minima, ou bien au moins deux chutes dans le même intervalle de temps. L'avantage de cette pratique (i.e., questionnaire) est qu'elle est simple, rapide, efficace, non coûteuse à mettre en place et est souvent bien acceptée des personnes âgées. Cependant, elle présente des inconvénients, le premier étant que ces questionnaires sont basés sur l'historique des chutes. Le second est le manque d'objectivité face à la chute. Cette absence peut être expliquée par différents paramètres. Tout d'abord, l'oubli d'avoir chuté face à une chute non traumatisante ou non blessante. Cet oubli peut être volontaire, dû à la peur du jugement ou des soins qui en découlent ; ou involontaire, causé par les troubles de la mémoire ou la perte de connaissance survenus après la chute. Ainsi, ces questionnaires ne sont pas satisfaisants pour détecter le fait d'être « chuteur » ou « non-chuteur ».

L'utilisation de variables objectives semble être indispensable à mettre en place pour le diagnostic du caractère chuteur de la personne âgée en situation clinique. Lors de ces tests, il est important de mettre en place des outils simples et fiables pour évaluer le profil « chuteur » des personnes âgées. Un des principaux facteurs intrinsèques de la chute est la dégénérescence musculaire, elle permet alors de discriminer une personne âgée « chuteuse » d'une personne âgée « non-chuteuse ». Perry et al. (2007) affirment que « *les chuteurs ont une réduction de la force et de la puissance musculaire par rapport aux non-chuteurs* ». Ces derniers ont une force musculaire des quadriceps plus élevée que chez les personnes chuteuses (Lord et al., 2001), de même pour la force de préhension (MacRae et al., 1992). De plus, la puissance musculaire est considérée comme le prédicteur le plus discriminant de la performance fonctionnelle (Reid & Fielding, 2012). La marche est l'un des principaux mouvements impactés par la dégénérescence musculaire. La durée médiane d'une session de marche chez les personnes chuteuses (i.e., 116 secondes) est inférieure à celle des personnes non chuteuses (i.e., 136 secondes) (Weiss et al.,

2013). Un seuil de vitesse de marche (i.e.,  $0,66 \text{ m.s}^{-1}$ ) peut être fixé pour classifier la population de chuteuse (Abellan Van Kan et al., 2009; Montero-Odasso et al., 2005; Wall, 2000).

La seconde tâche de la vie quotidienne utilisée pour discriminer les chuteurs des non-chuteurs est le transfert du lever de chaise (Wall, 2000). En effet, une personne en incapacité de se lever de sa chaise sans aide des mains est considérée à risque de chute. Des tests physiques permettent de définir le niveau de risque de chute de la personne, notamment avec un test de 30 secondes de lever de chaise. Lors de ce test, une personne qui réalise moins de lever de chaise que le seuil fixé est considéré à risque de chute (Macfarlane et al., 2006). Silva et al. (2017) fixent un seuil à 15 levers de chaise pour toutes les personnes âgées ; mais d'autres auteurs (Fournier et al., 2012) fixent des seuils en fonction de l'âge et du sexe de la personne (i.e., 13 levers de chaise pour des femmes entre 75 et 79 ans). Certains auteurs vont plus loin pour distinguer les deux populations en analysant l'inclinaison du tronc (i.e., angle entre l'épaule, la hanche et l'horizontal) (Chorin, 2014), l'accélération verticale (Kostopoulos et al., 2015) ou le temps de réalisation d'un mouvement (Yang & Hsu, 2006). Ces derniers fixent des valeurs dites « normales » pour une personne âgée et une différence trop importante avec ces valeurs indiquerait un risque important de chute (0,75 à 0,8 secondes pour initier le mouvement et 1,0 à 1,2 secondes pour obtenir la position verticale) (Yang & Hsu, 2006). Des différences de forces verticales d'accélération lors des levers de chaise en condition rapide sont différentes entre une population chuteuse ( $1,20 \text{ N.kg}^{-1}$ ) et non-chuteuse ( $1,27 \text{ N.kg}^{-1}$ ) (Chorin et al., 2015).

Les deux actions motrices fondamentales de la vie quotidienne (i.e., la marche et le lever de chaise) peuvent être combinées en un seul test clinique appelé le test du Timed Up and Go (TUG). Ce test est utilisé pour définir le risque de chute chez les personnes âgées en se basant sur les temps de réalisation (Pérennou et al., 2005; Wall, 2000). Actuellement, il n'y a pas de consensus sur le temps pour définir une personne à risque de chute puisque différents temps existent : 12,7 secondes (Alexandre et al., 2012) et 13,5 secondes (Barry et al., 2014). Le seuil de risque de chute varie en fonction des différentes instructions de test, notamment la vitesse qui peut être de confort ou rapide.

D'autres auteurs (Vellas et al., 1997b) s'inspirent d'un autre facteur intrinsèque qui est l'équilibre. Le temps passé en appui unipodal permet d'évaluer le risque de chute de la personne âgée. Pérennou et al. (2005) ont fixé un seuil de cinq secondes au-delà duquel la personne est à risque de chute. D'autres auteurs (Melzer, 2004) utilisent une analyse de l'accélération sur l'axe médio-latéral pour définir le risque de chute chez la personne âgée.

Ces deux méthodes de discrimination entre une personne « chuteuse » et une personne « non-chuteuse » peuvent être combinées pour avoir une évaluation plus exhaustive du risque de chute de la personne âgée. Notamment, l'association du recueil de l'historique de chute (i.e., nombre et contexte) et des tests physiques (i.e., Timed Up and Go (Guiller, 2017)) ou des paramètres physiques (i.e., longueur de pas, temps d'appui, cadence, vitesse et irrégularité de la marche (Azizah Mbourou et al., 2003; Brodie et al., 2015; Montesinos et al., 2018)).

Dans la suite du manuscrit, nous qualifions une **personne de « chuteuse » lorsqu'elle déclare être tombée au moins une fois au cours des 12 derniers mois. Seules les chutes non intentionnelles, non provoquées par un tiers, ni par un élément externe et ni par des pertes de connaissances sont comptabilisées dans l'historique de chutes de la personne âgée.**

### 2.1.5. Conséquences de la chute

Lorsque la chute a été réalisée chez les personnes âgées, de nombreuses conséquences néfastes peuvent en découler (Speechley et al., 2005). Des traumatismes peuvent en résulter tels que des traumatismes physiques, psychologiques et économiques.

L'une des principales conséquences d'une chute est de rester allongé sur le sol à la suite de celle-ci. Lorsqu'une personne est incapable de se relever du sol, elle est obligée d'y rester jusqu'à ce que quelqu'un la retrouve (vivante ou non). En effet, il existe une relation entre le temps passé au sol après une chute et les conséquences de cette chute. Dans le bulletin *Epidémiologique Hebdomadaire de Santé* (2007), il a été rapporté que « 50% des personnes qui restent plus d'une heure à la suite d'une chute décèdent dans l'année suivante ».

Les traumatismes physiques à la suite d'une chute sont nombreux. La gravité des traumatismes dépend de la chute, c'est-à-dire le choc entre la personne âgée et le sol (Robertson et al., 2002). Les blessures les moins graves sont présentes lors de 20 à 50% des chutes (Jensen et al., 2003; Lamb et al., 2005). Ce sont des hématomes, des contusions ou des plaies cutanées qui demandent une faible prise en charge. Les traumatismes modérés de la chute (i.e., 40% des cas (Jensen et al., 2003; Lamb et al., 2005)) tels que des entorses n'ont pas d'impacts vitaux pour la personne âgée, mais demandent une prise en charge tout en étant raisonnable. Le dernier type de traumatisme physique représente les conséquences sévères, soit 5 à 10% des chutes (McClure et al., 2005). Les principaux traumatismes sévères sont : traumatismes crâniens, fracture du poignet ou de l'extrémité du col du fémur. Le dernier type de fracture est présent pour 20% des personnes vivant à leur domicile et 50% des personnes vivant en institution. Ces fractures nécessitent une intervention médicale et de la rééducation. Elles réduisent les capacités

fonctionnelles, l'autonomie et l'indépendance des personnes âgées. Ces traumatismes sévères vont souvent faire rentrer la personne âgée dans un cercle de déconditionnement qui peut conduire à une institutionnalisation. La conséquence la plus grave lors des chutes est le décès de la personne âgée, qui peut survenir rapidement après la chute ou dans les mois suivants. Selon l'OMS (2021), les chutes représentent « *la deuxième cause de décès accidentels ou de décès par traumatismes involontaires dans le monde* » soit 684 000 chutes mortelles par an.

Aux conséquences physiques et psychologiques de la chute s'ajoutent des conséquences économiques. Du fait de leur nombre important, les chutes coûtent 2 milliards d'euros par an, dont 1,5 milliard sont pris en charge par l'assurance maladie (Ministère des solidarités et de la santé, 2022). Les coûts s'expliquent par les soins consécutifs à une chute, les hospitalisations (37,3 millions), la rééducation et l'institutionnalisation. Actuellement, la chute est la première cause d'hospitalisation des personnes âgées en centre gériatrique. Parmi ces hospitalisations, 40% des personnes ne rentreront pas à leur domicile et seront placées dans des centres médicalisés ou en EHPAD (Dehail et al., 2012). Le placement en EHPAD d'une personne âgée est coûteux. Il est estimé à 41 566 €/an, soit 114 €/jour en 2016.

Le nombre de personnes âgées étant en constante augmentation, le nombre de chutes va croître de manière exponentielle. Il en est de même pour les nombreuses conséquences qu'elles peuvent avoir sur cette population. En outre, les chutes sont fortement corrélées à la fragilité (Cheng & Chang, 2017; Fhon et al., 2016). Le concept de fragilité des personnes âgées doit être évalué lors de la prise en charge de cette population afin d'en réduire les conséquences.

## 2.2.Fragilité

### 2.2.1. Définition de la fragilité d'une personne âgée

Dans les années 1990, la fragilité se définissait comme une incapacité à réaliser les tâches de la vie quotidienne sans l'aide d'une tierce personne et ce pour des personnes âgées de plus de 65 ans (Guralnik et al., 1994; Guralnik et al., 1996). Différents auteurs quant à eux la définissent comme une « *vulnérabilité physiologique liée au vieillissement intrinsèque de la personne* » (Fried, 1998), ou bien comme des réserves physiologiques faibles qui sont associées à de multiples maladies (Rockwood et al., 2002). Fried et al. (2004) croisent la fragilité avec différentes comorbidités et des incapacités physiques. Rockwood et al. (2007), concluent que la fragilité est un processus dynamique conduisant la personne âgée à diminuer ses déplacements quotidiens et ses activités de la vie quotidienne. De plus, elle impacte négativement les fonctions cognitives et les aspects psychosociaux et/ou nutritionnels. Plus récemment en 2011, la Société Française de Gériatrie et de Gérontologie (SFGG) a défini la

fragilité comme « un syndrome clinique reflétant une diminution des capacités physiologiques de réserve qui altère les mécanismes d'adaptation au stress. Son expression clinique est modulée par les comorbidités et des facteurs psychologiques, sociaux, économiques et comportementaux » (Haute Autorité de Santé, 2013; Rolland et al., 2011). Face à l'ampleur de ce syndrome, un dépistage de la fragilité est primordial à réaliser pour toute la population âgée car il a l'avantage d'être réversible (Fried et al., 2001; Rolland et al., 2011; Syndrome de fragilité).

Dans le milieu clinique, la notion de fragilité est utilisée de façon récurrente pour classer l'état physique et général des personnes âgées. Afin d'y parvenir, différentes échelles d'évaluation de la fragilité existent. Elles évaluent et quantifient les paramètres globaux des personnes âgées (Babič et al., 2019; Cohen et al., 2002; Fried et al., 2001, 2004; Morley et al., 2013; Suarez, 2020), notamment :

|                     |                               |                 |
|---------------------|-------------------------------|-----------------|
| Historique de chute | Force et puissance musculaire | Démence         |
| Âge                 | Équilibre                     | Polymédications |
| Sexe                | Nutrition                     | Hospitalisation |
| Activité physique   | Fonctions cognitives          |                 |
| Faiblesse générale  | Aspect psychologique          |                 |

Il existe différentes échelles d'évaluation de la fragilité pour les personnes âgées en situation clinique. Theou et al. (2013) en énumèrent plus de 40 (e.g., The Tilburg frailty indicator, Edmonton Frail Scale, Frail scale). La principale échelle utilisée en milieu gériatrique est définie par Fried (2001).

### *2.2.2. Phénotype de fragilité de Fried*

L'échelle de Fried également appelé le phénotype de fragilité est l'évaluation la plus courante en milieu clinique (Fried et al., 2001). Ce phénotype est classifié comme « Gold Standard » de la fragilité. Il analyse et évalue les facteurs et les qualités physiologiques des personnes âgées. Cette échelle se base sur cinq critères (Fried et al., 2001) :

- **Perte de poids involontaire** : la personne répond à ce critère de fragilité si elle perd involontairement plus de 10 kilogrammes au cours de l'année passée ou si elle perd involontairement plus de 5% de son poids corporel de l'année précédente.
- **Epuisement** : utilisation de l'échelle de dépression CES-D, comprenant les deux énoncés suivants : (1) j'avais l'impression que tout ce que je faisais était un effort et (2) je n'arrivais pas à me lancer. Le clinicien demande à la personne âgée combien

de fois elle a ressenti ces deux items au cours de la semaine passée. La personne répond au critère de fragilité si elle a ressenti l'un ou les deux items la plupart du temps ou modérément.

- **Faible activité physique** : utilisation de la version courte du questionnaire d'activité physique « Minnesota Leisure Time Activity ». Ce questionnaire se base sur différentes pratiques physiques, notamment la marche, les tâches ménagères (e.g., jardinage), la randonnée, le vélo, le tennis et la natation. Pour évaluer ce critère, les Kcals sont calculées chaque semaine et sont comparées à un seuil fixé en fonction du sexe de la personne (i.e., 383 et 270 Kcals pour les hommes et pour les femmes respectivement).
- **Vitesse de marche ralentie** : la personne âgée doit marcher avec une vitesse de confort sur 15 pieds (4,57 mètres), son temps de réalisation est enregistré. Deux seuils de temps sont fixés en fonction du sexe et de la taille de la personne (Tableau 1).

**Tableau 1.** Seuil de temps pour évaluer la vitesse de marche de confort des personnes âgées

|              | <i>Taille</i> | <i>Seuil de temps</i> |
|--------------|---------------|-----------------------|
| <b>Homme</b> | < 173 cm      | ≥ 7 secondes          |
|              | > 173 cm      | ≥ 6 secondes          |
| <b>Femme</b> | < 159 cm      | ≥ 7 secondes          |
|              | > 159 cm      | ≥ 6 secondes          |

- **Faiblesse musculaire** : la personne réalise un test de force de préhension avec un handgrip. Les normes de ce critère varient en fonction du sexe et de l'IMC de la personne (Tableau 2).

**Tableau 2.** Normes de la force de préhension en fonction du sexe et de l'IMC de la personne évaluée

| <i>Homme</i>                  |                   | <i>Femme</i>                  |                   |
|-------------------------------|-------------------|-------------------------------|-------------------|
| <b>IMC (kg/m<sup>2</sup>)</b> | <b>Force (kg)</b> | <b>IMC (kg/m<sup>2</sup>)</b> | <b>Force (kg)</b> |
| IMC ≤ 24                      | ≤ 29              | IMC ≤ 23                      | ≤ 17              |
| 24,1 ≤ IMC ≤ 26               | ≤ 30              | 23,1 ≤ IMC ≤ 26               | ≤ 17,3            |
| 26,1 ≤ IMC ≤ 28               | ≤ 31              | 26,1 ≤ IMC ≤ 29               | ≤ 18              |
| IMC > 28                      | ≤ 32              | IMC > 29                      | ≤ 21              |

Lors d'une évaluation gériatrique, l'examineur indique 0 ou 1 pour chaque critère. Le chiffre 1 est attribué lorsque la personne présente une fragilité au sein d'un critère. La somme

de tous les critères est réalisée pour catégoriser la personne âgée dans un groupe. Fried, les classifie en 3 groupes distincts (Fried et al., 2001) :

**Robuste** : aucun critère de fragilité

**Pré-fragile** : présence d'un ou deux critères de fragilité

**Fragile** : Présence d'au moins trois critères de fragilité

L'échelle de fragilité de Fried existe depuis 2001 et reste depuis l'échelle de référence même si des adaptations peuvent y être apportées. Le critère d'épuisement peut être remplacé par un sentiment de fatigue générale. La personne remplit ce critère de fragilité lorsqu'elle déclare ressentir un effort pour toute action physique ou qu'elle perçoit des difficultés à faire des activités. Le critère d'activité physique peut être remplacé par une quantification de l'activité physique. Cette quantification peut être évaluée à l'aide du questionnaire « Godin Leisure Time Exercise ». À la suite du questionnaire, la personne est considérée comme active, modérément active ou insuffisamment active/sédentaire (Godin, 2011). Pour le critère de vitesse de marche, les seuils de vitesse peuvent remplacer les seuils de temps. Pour déterminer la fragilité, les seuils de vitesse varient entre  $0,8 \text{ m.s}^{-1}$  (Bonney et al., 2012) et  $1 \text{ m.s}^{-1}$  (Theou et al., 2013).

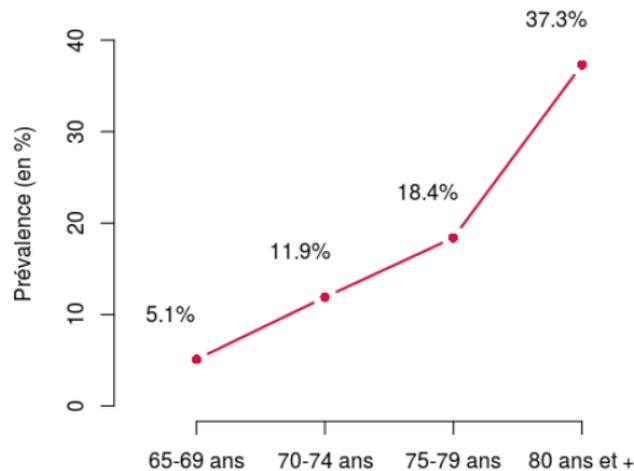
Dans la suite du manuscrit, nous utilisons une **version adaptée de l'échelle de fragilité de Fried**. Nous reprenons deux critères originaux de l'échelle : **la perte de poids et la faiblesse musculaire**. Les trois autres critères sont des adaptations : **l'épuisement (i.e., vous sentez-vous plus fatigué depuis ces trois derniers mois ?), le niveau d'activité physique (i.e., questionnaire de Godin) et la vitesse de marche (i.e., seuil de vitesse fixé à  $1 \text{ m.s}^{-1}$ ).**

### *2.2.3. Épidémiologie de la fragilité*

Le nombre de personnes âgées dites « fragiles » varie de 5 à 59% (Collard et al., 2012; Sternberg et al., 2011) en fonction de la définition utilisée. La prévalence des « pré-fragiles » oscille, quant à elle, de 19 à 53% selon les définitions (Collard et al., 2012). En utilisant l'échelle de Fried, 17% des personnes âgées de plus de 65 ans sont impactées par la fragilité en Europe. Le pourcentage est légèrement plus faible concernant la France (15,5%) (Santos-Eggimann et al., 2009).

La population féminine est plus touchée par la fragilité que celle des hommes. En effet, elle touche 9,6% des femmes, contre 5,2% des hommes. En ce qui concerne les pré-fragiles, 39% des femmes sont impactées contre 37% d'hommes (Collard et al., 2012).

La prévalence de la fragilité est plus importante quand l'âge augmente et est plus importante pour les plus de 80 ans (Fried et al., 2004). En effet, 25 à 50% des personnes âgées de plus de 85 ans sont catégorisées comme fragiles (Fried et al., 2001; Santos-Eggimann et al., 2009). De plus, pour une tranche d'âge de 65 à 69 ans, les fragiles représentent seulement 5,1%, contre 37,3% des personnes de plus de 80 ans (Sirven, 2013) (Figure 8).



**Figure 8.** Prévalence de la fragilité de Fried en fonction des groupes d'âges (Sirven, 2013)

### 2.2.4. Conséquences de la fragilité

Les conséquences de la fragilité sont nombreuses et diverses. Certaines peuvent être évitées avec une prise en charge rapide et efficace puisque l'état de fragilité est réversible. Les principales conséquences de la fragilité sont listées ci-dessous (Fried et al., 2001, 2004; Guilbaud et al., 2020; Sternberg et al., 2011; Teguo, 2017) :

- Déclin progressif des capacités fonctionnelles
- Diminution de la qualité de vie
- Chutes plus récurrentes avec des conséquences plus graves
- Fractures
- Hospitalisations plus nombreuses et plus longues
- Polymédication
- Perte d'autonomie
- Dépendance

La dépendance se définit comme une impossibilité à réaliser des tâches de la vie quotidienne sans aide d'une tierce personne (Wolff et al., 2005). Cette conséquence représente un état irréversible chez la personne âgée (Figure 9), ce qui la rendra de plus en plus dépendante (Santos-Eggimann et al., 2009). Un lien étroit est présent entre la fragilité et la dépendance : en

effet une personne diagnostiquée comme « fragile » a deux fois plus de risque d'être dépendante dans la décennie à venir.



**Figure 9.** Réversibilité de la fragilité et irréversibilité de la dépendance (*Santos-Eggimann et al., 2009*)

Les phénomènes de chutes et de fragilité entraînent des conséquences similaires et néfastes pour les personnes âgées. Malgré l'identification de nombreux facteurs de risque, ces phénomènes restent néanmoins très présents dans la population âgée et difficiles à détecter précocement. En effet, leur évaluation est souvent tardive, c'est-à-dire une fois que la personne est déjà fragile et/ou a chuté au cours de l'année passée, ce qui ne permet qu'une détection. De plus, leur évaluation se fait ponctuellement lors d'une évaluation gériatrique et les résultats des tests objectifs de l'échelle de fragilité (i.e., vitesse de marche et force de préhension) peuvent dépendre de la condition physique du jour de la personne évaluée. De même pour les questions subjectives (i.e., les chutes, la perte de poids involontaire, l'épuisement, la faible activité physique), les réponses peuvent dépendre de l'humeur et de l'état mental de la personne. Les différentes questions sur les chutes et sur la fragilité se basent sur l'historique de la personne âgée en faisant une déclaration sur son état et ses antécédents. Seulement avec les trois critères subjectifs de l'échelle de Fried, la personne peut être considérée comme fragile. Même si des adaptations de cette échelle de fragilité sont mises en place, elles peuvent être moins subjectives mais elles ne permettent pas une évaluation identique chez toutes les personnes âgées.

Face à ces différents inconvénients, il est nécessaire d'évaluer les chutes et la fragilité des personnes âgées par des tests physiques et objectifs. Cette évaluation vise à réduire les conséquences des chutes et de la fragilité (Haute Autorité de Santé, 2013) mais aussi le coût de prise en charge (i.e., 3 500 pour les personnes pré-fragiles et 4 400 pour les personnes fragiles) (Sirven & Rapp, 2017). Pour contrecarrer l'effet ponctuel des évaluations des chutes et de la fragilité, diverses évaluations régulières peuvent être mises en place dans le cadre d'un suivi longitudinal. De plus, ces évaluations physiques doivent concerner l'ensemble de la population afin d'être en amont des phénomènes de chutes et de fragilité pour mettre en place un programme de prévention adapté (e.g., activité physique adaptée et incitation à la modification des comportements quotidiens).

## Synthèse

La chute est récurrente chez la population âgée et elle augmente avec l'avancée en âge. Les conséquences de celle-ci sont nombreuses et impactent négativement les activités de la vie quotidienne des personnes âgées. Pour caractériser une personne âgée comme « chuteuse », l'historique de chute est fréquemment utilisé ; si la personne âgée a chuté au moins une fois au cours des douze derniers mois elle est considérée comme chuteuse. Les personnes âgées peuvent également être atteintes d'un syndrome de fragilité. Le nombre de personnes âgées « fragiles » et « pré-fragiles » va être en augmentation au cours des décennies à venir. Si la fragilité a des conséquences qui peuvent être graves, elle a l'avantage d'être réversible. Afin d'évaluer cet état, différents auteurs ont proposé des échelles d'évaluation, la principale est celle de Fried. Le phénotype de fragilité de Fried est considéré comme le gold standard de l'évaluation de la fragilité en milieu gériatrique. L'avantage de cette échelle est son administration rapide puisqu'elle est basée sur cinq items. Parmi eux, trois sont auto-déclarés (i.e., perte involontaire de plus de 5% du poids du corps ou perte involontaire de plus de 10 kilogrammes au cours de l'année passée, sensation d'épuisement et faible activité physique) et deux sont des mesures de performance physique (i.e., vitesse de marche de confort et force de préhension). Une personne âgée est considérée comme fragile lorsqu'elle remplit au moins trois des cinq critères ; les trois critères subjectifs permettent donc d'obtenir un profil de fragilité, qui peut ne pas être représentatif de la réalité. Pour identifier la fragilité chez les personnes âgées, il est nécessaire d'utiliser d'autres tests cliniques objectifs en complément de l'évaluation de la vitesse de marche et de la force de préhension pour catégoriser les personnes âgées en différents groupes de fragilité. Une détection objective de la fragilité et des chutes ainsi qu'un suivi longitudinal des capacités physiques permettraient une meilleure prise en charge des personnes âgées pour retarder la perte d'autonomie et la dépendance.

La principale conséquence des chutes et de la fragilité est le déclin des capacités physiques. Elles (i.e., l'équilibre, l'endurance de force et la force musculaire du haut et du bas du corps) doivent donc être mesurées par des tests fonctionnels lors d'une évaluation clinique. Les résultats de ces tests sont utilisés pour obtenir un niveau de performance physique pour la personne évaluée.

# Chapitre 3 : Prises en charge de la personne âgée : évaluation et intervention

## 3.1. Évaluation des capacités fonctionnelles

Les conséquences des chutes et de la fragilité sont nombreuses et néfastes pour la population âgée. Il est donc nécessaire voire obligatoire d'intervenir en amont des conséquences en évaluant les facteurs de risques des chutes et de la fragilité (Kabeshova, 2018; Spoelstra et al., 2012; Trombetti et al., 2016) lors des principales activités de la vie quotidienne. Les deux principaux mouvements quotidiens effectués par les personnes âgées sont le lever de chaise (Dehail et al., 2012) et la marche (Fried et al., 2001). Il est donc nécessaire d'utiliser ces deux mouvements pour évaluer le risque de chute. Les tests fonctionnels de lever de chaise et de marche sont simples à mettre en place et sont faciles à comprendre pour les personnes âgées car elles ont l'habitude de réaliser ces deux mouvements (Derriennic et al., 1989).

### 3.1.1. Test de marche

La marche est une action récurrente lors des activités de la vie quotidienne, elle est souvent utilisée pour détecter la fragilité ou un risque de chute chez les personnes âgées. La vitesse de marche en situation confort ou rapide est un critère valide pour évaluer les capacités fonctionnelles et l'autonomie de nos aînés (Montero-Odasso et al., 2005). Deux principaux tests cliniques évaluent cette action motrice, ils sont présentés ci-dessous.

#### 3.1.1.1. Test de marche de 10 mètres

La personne âgée doit marcher avec une vitesse de confort (i.e., aussi naturellement que possible) dans un couloir de 10 mètres (Salbach et al., 2001). L'échelle de fragilité de Fried (2001) indique qu'une vitesse de confort inférieure à  $1.00 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  révèle une fragilité chez les personnes âgées. D'autres auteurs (Hars & Trombetti, 2013) indiquent que la marche est anormale lorsque la vitesse de confort est inférieure à  $0,6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Pendant ce test clinique, la vitesse peut être calculée par le clinicien, en divisant la distance (i.e., 10 mètres) par le temps (i.e., mesuré à l'aide d'un chronomètre). Le temps chronométré peut varier entre les cliniciens et ainsi biaiser la vitesse de marche. En effet, le début du test peut être interprété comme le moment où le clinicien donne le signal de départ ou lorsque la personne âgée commence à marcher. De plus, la vitesse évaluée lors de ce test est une vitesse moyenne, elle ne permet pas de connaître la stratégie de marche de la personne âgée (e.g., début de marche difficile et progression de la marche après). Par ailleurs, lors de cette évaluation, les paramètres spatio-temporels de la marche ne sont pas évalués.

Ces paramètres spatio-temporels (i.e., longueur de pas, durée des pas, cadence et vitesse de marche) peuvent être obtenus à l'aide de systèmes d'analyse de la marche en milieu clinique (Figure 10). Les deux principaux systèmes utilisés pour un test de marche de 10 mètres sont l'OptoGait et le GaitRite. Malgré la pertinence de ces systèmes, la marche réalisée pendant ce test est éloignée des conditions écologiques, ce qui peut biaiser l'analyse des capacités physiques. En effet, les personnes doivent marcher dans un couloir délimité en longueur et en largeur, ce qui est rarement le cas dans la vie quotidienne. Cette non-habitude implique que les personnes âgées doivent regarder le sol, ce qui n'est pas recommandé pour marcher dans la rue (i.e., elles ne peuvent pas anticiper un obstacle si elles regardent le sol). De plus, la personne sait qu'elle est évaluée et cela peut avoir un impact sur sa façon de marcher (i.e., positivement ou en négativement). Face à ces différentes contraintes, il serait intéressant d'évaluer cette action motrice lors d'une évaluation en condition écologique mais aussi d'évaluer la vitesse de confort sans que la personne âgée sache qu'elle est évaluée.

|                          |                         |                     |                       |  |
|--------------------------|-------------------------|---------------------|-----------------------|--|
| Longueurs                | Longueur du pas [cm]    | Gauche              | 71,8±1,9 (CV 2,6%)    |  |
|                          |                         | Droit               | 71,7±1,8 (CV 2,5%)    |  |
|                          |                         | Diff.               | 0,1%                  |  |
|                          | Longueur cycle pas [cm] |                     | 143,8±3,0 (CV 2,1%)   |  |
| Paramètres de la marche  | Phase de contact [%]    | Gauche              | 59,2±0,8 (CV 1,4%)    |  |
|                          |                         | Droit               | 61,1±1,0 (CV 1,7%)    |  |
|                          |                         | Diff.               | -3,3%                 |  |
|                          | Phase Oscillante [%]    | Gauche              | 40,8±0,8 (CV 2,0%)    |  |
|                          |                         | Droit               | 38,9±1,0 (CV 2,7%)    |  |
|                          |                         | Diff.               | 4,7%                  |  |
|                          | Simple appuis [%]       | Gauche              | 39,2±0,7 (CV 1,8%)    |  |
|                          |                         | Droit               | 41,5±2,2 (CV 5,3%)    |  |
|                          |                         | Diff.               | -5,9%                 |  |
|                          | Total double appuis [%] |                     | 19,7±1,4 (CV 7,1%)    |  |
|                          | Mise en charge [%]      | Gauche              | 9,4±0,5 (CV 5,8%)     |  |
|                          |                         | Droit               | 9,9±1,2 (CV 11,8%)    |  |
| Diff.                    |                         | -5,6%               |                       |  |
| Phase pré-oscillante [%] | Gauche                  | 10,4±1,0 (CV 9,5%)  |                       |  |
|                          | Droit                   | 9,7±1,0 (CV 10,2%)  |                       |  |
|                          | Diff.                   | 6,5%                |                       |  |
| Paramètres de temps      | Temps de pas [sec]      | Gauche              | 0,509±0,014 (CV 2,8%) |  |
|                          |                         | Droit               | 0,498±0,048 (CV 9,6%) |  |
|                          |                         | Diff.               | 2,2%                  |  |
|                          | Cycle de marche [sec]   |                     | 0,988±0,024 (CV 2,4%) |  |
| Cadence [pas/min]        |                         | 121,5±3,0 (CV 2,5%) |                       |  |
| Paramètres de vitesse    | Vitesse [m/s]           | Gauche              | 1,47±0,07 (CV 4,8%)   |  |
|                          |                         | Droit               | 1,45±0,06 (CV 4,1%)   |  |
|                          |                         | Diff.               | 1,4%                  |  |
|                          | Vitesse moyenne [m/s]   |                     | 1,46±0,06 (CV 4,1%)   |  |

Figure 10. Paramètres spatio-temporels de la marche obtenus avec l'OptoGait

### 3.1.1.2. Test de marche de 6 minutes

Cette épreuve consiste à parcourir la plus longue distance possible en 6 minutes, dans un couloir dédié, en faisant des allers-retours. Pendant toute la durée du test, la personne peut s'asseoir si elle est trop fatiguée et/ou essoufflée ; en revanche, elle n'est pas autorisée à courir. Ce test fonctionnel est généralement utilisé pour évaluer la tolérance à l'effort (Reychler et al.,

2011), incluant la capacité respiratoire et l'endurance de la personne évaluée. La distance totale de marche est généralement récupérée pour être comparée à un seuil afin de déterminer si la personne présente des déficits physiques. Différents seuils de distance existent et varient en fonction des caractéristiques des personnes évaluées : bronchopneumopathie chronique obstructive (BPCO), obésité (Morinder et al., 2009) et personnes âgées (Lord & Menz, 2002). Ces seuils peuvent également varier en fonction de la gravité de la maladie, de l'âge de la personne (i.e., la distance totale décroît avec l'avancée en âge (Lord & Menz, 2002)), mais aussi du sexe et de la taille de la personne. Deux exemples de seuils sont présentés ci-dessous pour les personnes âgées. Le premier représente des seuils de distance en fonction du sexe et de l'âge de la personne âgée (Tableau 3) (Hars & Trombetti, 2013). Le second intègre le sexe, la taille, le poids et l'âge de la personne âgée (Équation 1 et 2) (Enright & Sherrill, 1998). Ainsi, il est important de bien connaître sa population : les caractéristiques (i.e., sexe, âge, taille, poids) et les pathologies afin d'utiliser le seuil de distance le plus proche et adéquat de la population.

**Tableau 3.** Normes de distance en mètres pour le test de marche de 6 minutes en fonction de l'âge et du sexe (*Institut de recherche du bien-être de la médecine et du sport santé*)

|                            | <i>Aucune limitation<br/>fonctionnelle</i> | <i>Limitation<br/>minime</i> | <i>Limitation<br/>modérée</i> | <i>Limitation<br/>sévère</i> |
|----------------------------|--|------------------------------|-------------------------------|------------------------------|
| <i>Femme : 60 à 69 ans</i> | + 530                                      | 425 à 530                    | 150 à 425                     | - 150                        |
| <i>Femme : 70 à 79 ans</i> | + 470                                      | 375 à 470                    | 150 à 375                     | - 150                        |
| <i>Homme : 60 à 69 ans</i> | + 580                                      | 465 à 580                    | 150 à 465                     | - 150                        |
| <i>Homme : 70 à 79 ans</i> | +520                                       | 415 à 520                    | 150 à 415                     | - 150                        |

*Distance théorique femmes (m)*

$$= 2,11 \times \text{taille (cm)} - 2,29 \times \text{poids (kg)} - 5,78 \times \text{âge} + 667$$

**Équation 1.** Calcul de la distance théorique des femmes pendant un test de marche de 6 minutes

*Distance théorique hommes (m)*

$$= 7,57 \times \text{taille (cm)} - 1,76 \times \text{poids (kg)} - 5,02 \times \text{âge} - 309$$

**Équation 2.** Calcul de la distance théorique des hommes pendant un test de marche de 6 minutes

Ce test présente de nombreux avantages, notamment la facilité de mise en place, de réalisation et d'interprétation. Cependant, ce test présente de nombreux inconvénients. Le principal est la récupération d'un seul paramètre physique (i.e., la distance). La distance totale de marche ne permet pas de savoir si la personne s'est assise et/ou arrêtée pendant le test, ni si elle a réduit sa vitesse de marche au cours du test. Il semble donc nécessaire d'enregistrer

d'autres paramètres pendant toute la durée du test (i.e., spatio-temporels), ce qui permettrait de toutes les comparer (e.g., distance parcourue dans la 2<sup>ème</sup> minute VS distance parcourue dans la 5<sup>ème</sup> minute). Le deuxième inconvénient est l'utilisation de seuils pour déterminer si la personne a parcouru une distance suffisante de marche par rapport à une « norme ». À notre connaissance, il n'existe pas de seuil de distance permettant d'estimer le risque de chute de la personne âgée. Le troisième inconvénient concerne les conditions dans lesquelles les tests sont réalisés. Tout d'abord, la marche de la personne âgée peut être biaisée puisque la personne âgée sait qu'elle est évaluée (i.e., effet blouse blanche). Mais aussi, les encouragements du clinicien envers le participant peuvent influencer positivement la distance de marche (Guyatt et al., 1984). En outre, au cours de ce test, la personne doit faire des allers-retours sur un parcours unique, mais la tâche peut sembler monotone et rébarbative pour les personnes âgées, et peut même être considérée comme trop longue pour les personnes ayant de faibles capacités physiques. De plus, lors de chaque demi-tour, les participants doivent ralentir pour l'effectuer et recommencer la marche. Or, les demi-tours chez les personnes âgées sont des tâches qui peuvent être complexes et peu réalisées dans des conditions écologiques lors d'une marche de 6 minutes.

Face à ces différents inconvénients, il paraît nécessaire d'analyser les paramètres spatio-temporels (i.e., le nombre, la longueur et la durée des pas) pendant les 6 minutes de marche. Ces paramètres peuvent être évalués avec un OptoGait, un GaitRite ou encore avec des centrales inertielles. De plus, pour contrecarrer une analyse ponctuelle et supervisée de la marche, il semble important d'évaluer les personnes âgées quotidiennement avec des centrales inertielles. Cela permettrait une analyse longitudinale de chaque personne âgée basée sur différents paramètres évalués et non une comparaison entre toutes les personnes âgées.

### *3.1.2. Test de lever de chaise*

Le test de lever de chaise est une évaluation d'un transfert entre la position assise et la position debout. L'endurance de force des membres inférieurs (i.e., facteur intrinsèque de la chute) peut être évaluée avec différents tests de lever de chaise notamment le test de 5 levers de chaise et le test de 30 ou 60 secondes de lever de chaise. Les deux tests de lever de chaise sont présentés ci-dessous. Les conditions de réalisations de ces deux tests sont similaires et standardisées (Figure 11), notamment les bras croisés sur le buste qui doit être bien droit, l'absence d'accoudoirs sur la chaise et les pieds à plat au sol (tout en étant parallèles, sur la même ligne et ne devant pas bouger pendant le test). Lors des différents tests de lever de chaise, la position initiale est identique : la personne est assise sur la chaise.



**Figure 11.** Standardisation du mouvement de lever de chaise (*Madhushri et al., 2016*)

### 3.1.2.1. Test de 5 levers de chaise

Ce test consiste à se lever et s'asseoir d'une chaise 5 fois consécutivement le plus rapidement possible (Hars & Trombetti, 2013), le temps pour réaliser les 5 mouvements est recueilli par le clinicien. Ce temps (entre le top départ et le 5<sup>ème</sup> assis de chaise) est comparé aux normes établies en fonction des caractéristiques de la personne, ce qui permet de définir si la personne présente un risque de chute ou non. Certains auteurs fixent un seuil de 15 secondes (Buatois et al., 2008; Buatois & Bénétos, 2011), d'autres de 14,5 secondes (Whitney et al., 2005) pour estimer le risque de chute de la personne âgée.

Ce test clinique est simple et rapide à mettre en place puisqu'il ne nécessite qu'une chaise et qu'un chronomètre et s'effectue généralement en moins de 30 secondes. Malgré les avantages de ce test, il présente certains inconvénients qui peuvent biaiser les résultats de ce test fonctionnel. Il est donc important de les connaître et de les prendre en considération lors de l'évaluation clinique. Les principaux inconvénients sont une évaluation du risque de chute dans des conditions cliniques éloignées des levers de chaise dans des conditions écologiques puisque les consignes du test sont standardisées (e.g., bras croisés sur le buste). Mais également l'utilisation d'un seul paramètre temporel pour estimer le risque de chute. En effet, lorsqu'un seul paramètre est récupéré (i.e., temps total), l'analyse complète du mouvement ne peut pas être effectuée, tout comme l'évaluation de la fatigue musculaire générée par les mouvements précédents. Il serait donc intéressant d'évaluer en continu les 5 mouvements de levers de chaise avec une analyse accélérométrique, une analyse cinématique et/ou dynamique. Cela permettrait de comparer les mouvements entre eux (e.g., le 1<sup>er</sup> lever de chaise et le 5<sup>ème</sup> lever de chaise). De plus, comme de nombreux tests cliniques, le risque de chute est déterminé par rapport à un seuil de performance physique. Cependant, il existe différents seuils de performances physiques, ils dépendent des instructions des tests. En effet, elles peuvent varier, notamment l'aide des bras, la hauteur de la chaise et la surveillance du clinicien pour éviter les compensations (e.g., décollement des pieds du sol). Pour évaluer au mieux le risque de chute

des personnes âgées, il est donc primordial de combiner les seuils de performance aux instructions des tests.

### *3.1.2.2. Test de 30 et 60 secondes de levers de chaise*

À l'inverse, dans les tests de 30 secondes (Jones et al., 1999) et de 60 secondes (Viel, 2004) de levers de chaise les personnes ont une durée totale de test fixée. Pendant le temps imparti, les participants doivent effectuer le plus grand nombre possible de mouvements assis-debout (Jones et al., 1999) et ce nombre est enregistré. Ces tests évaluent l'endurance de force des membres inférieurs (Jones et al., 1999), en particulier les extenseurs du genou (i.e., les quadriceps), les extenseurs de la hanche et la colonne lombaire (Kotake et al., 1993). Ils sont également utilisés pour mesurer l'équilibre chez les personnes âgées (Lord et al., 2001), notamment lorsque la personne commence à se lever d'une chaise. En effet, le centre de masse de la personne se trouve à l'extérieur (i.e., postérieur) du polygone de sustentation, ce qui oblige la personne à adapter son équilibre puisqu'elle se trouve dans une position instable à ce moment-là (Kralj et al., 1990).

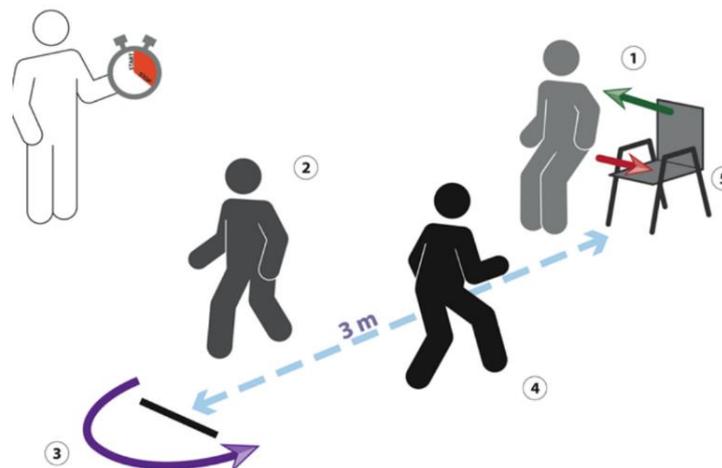
Tout comme les autres tests physiques, des seuils de performance physique sont identifiés pour estimer les déficiences musculaires des membres inférieurs et par conséquent le risque de chute. Pour le test de 30 secondes, Silva et al. (2017) ont fixé le seuil à 15 mouvements de lever de chaise alors que d'autres auteurs (Agarwal & Kiely, 2006) l'ont fixé à 8. Nous pouvons constater que des différences de seuils de performances physiques sont importantes. Tout comme le test de 5 levers de chaise, les seuils dépendent des consignes des tests : début du test assis au milieu ou au fond de la chaise, position initiale et intermédiaire du tronc, utilisation des bras et/ou des accoudoirs, position des pieds, hauteur de la chaise et décollement des pieds pour prendre de l'élan. De plus, le seuil de 8 levers de chaise en 30 secondes représente une norme inférieure pour estimer le risque de chute. Quant au test de 60 secondes, le seuil du risque de chute est de 11 mouvements de lever de chaise (Harding et al., 1994).

Ces tests physiques présentent plusieurs avantages, les principaux étant qu'ils sont faciles à réaliser, notamment avec peu de matériel et surtout peu coûteux. Ils permettent d'évaluer l'endurance de force musculaire des membres inférieurs des personnes âgées. Malgré ces avantages, ces tests fonctionnels présentent certains inconvénients, notamment le fait qu'un seul paramètre est obtenu, à savoir le nombre de répétition (i.e., levers et assis). Le simple nombre de répétition ne permet pas d'évaluer la fatigue musculaire des personnes âgées. Pour l'évaluer, il est nécessaire d'enregistrer tous les mouvements des levers et assis de chaise pendant le temps imparti, ce qui permettra de les comparer entre eux (e.g., les 5 premières

répétitions VS les 5 dernières répétitions). Il est donc nécessaire d'enregistrer tous les mouvements de levers de chaise. Comme d'autres tests cliniques, ce type de test de lever de chaise a plusieurs seuils pour identifier un risque de chute chez les personnes âgées. Cela rend l'évaluation du risque de chute complexe. De plus, les personnes âgées ont des difficultés à maintenir un effort soutenu dans le temps (Yamada & Demura, 2009), c'est pourquoi le test de lever de chaise de 30 secondes est préférable à réaliser chez les personnes âgées. Il est vrai que l'analyse de la fatigue musculaire est plus facile à identifier sur le test de 60 secondes, mais il est physiquement contraignant à réaliser pour la population âgée car il demande un effort musculaire important.

### 3.1.3. Test du Timed-Up and Go (TUG)

Ce test est simple à mettre en place et nécessite peu de matériel (i.e., une chaise et un plot). Lors de cette évaluation, la personne doit se lever d'une chaise puis marcher 3 mètres, opérer un demi-tour puis retourner s'asseoir sur la chaise (Figure 12). Ce test présente une bonne reproductibilité (Podsiadlo & Richardson, 1991; Rankin et al., 2000). Il permet de mesurer les « capacités d'équilibre dynamique », les compétences locomotrices et le risque de chute des personnes âgées (Podsiadlo & Richardson, 1991).



**Figure 12.** Schématisation d'un Timed Up and Go. 1 : début du test, la personne se lève de sa chaise ; 2 : marche sur 3 mètres ; 3 : demi-tour ; 4 : marche sur 3 mètres ; 5 : la personne s'assoit sur la chaise et le test prend fin (Nierat et al., 2016)

Pour détecter un risque de chute chez les personnes âgées, des temps de référence ont été établis (Yang & Hsu, 2010). Certains auteurs le fixent à 12,7 secondes (Alexandre et al., 2012), d'autres à 13,5 secondes (Barry et al., 2014). Les différences de seuil sont présentes en raison des consignes qui peuvent varier, notamment la vitesse (i.e., confort ou rapide) ou l'arrêt du chronomètre (i.e., dès que les fesses de la personne âgée touchent le siège ou lorsque la

personne est correctement assise dans le siège). Comme pour les normes du test de marche de 6 minutes, les valeurs seuils pour le risque de chute peuvent varier en fonction de l'âge de la personne (Barry et al., 2014; Isles et al., 2004; Weiss et al., 2011). Un seuil de 8,1 secondes est fixé pour les personnes âgées de 60 à 69 ans. Pour les personnes de la décennie suivante, le seuil est de 9,2 secondes, et pour les personnes âgées de 80 à 99 ans, le seuil est de 11,3 secondes (Thin, 2012). Compte tenu de l'absence de consensus sur le seuil temporel du test du Timed Up and Go, il est difficile d'évaluer le risque de chute chez les personnes âgées. De plus, certains auteurs (Boulgarides et al., 2003) n'ont pas trouvé de valeurs seuils pour détecter le risque de chute chez les personnes âgées vivant à domicile lors de ce test clinique. Lorsque ce test est utilisé dans un contexte clinique, il est nécessaire de le combiner avec d'autres tests fonctionnels pour obtenir une évaluation plus précise du risque de chute.

### *3.1.4. Test d'équilibre unipodal*

Ce test consiste à évaluer la capacité d'une personne à se maintenir en équilibre sur un pied pour évaluer l'équilibre postural statique (Vellas et al., 1997b). Au cours de ce test, la personne doit tenir le plus longtemps possible sans aide extérieure. Deux conditions de réalisation de tests sont souvent réalisées chez les personnes âgées, garder les yeux ouverts et fermer les yeux. Le temps passé en équilibre unipodal diminue avec l'âge. Il est significativement plus élevé chez les sexagénaires (22,5 secondes) que chez les personnes de plus de 70 ans (14,2 secondes) (Bohannon et al., 1984). Ce temps est utilisé pour discriminer une personne âgée chuteuse d'une personne âgée non chuteuse. Un temps inférieur à 15 secondes les yeux ouverts et/ou à 5 secondes les yeux fermés symbolise un risque de chute élevé chez la personne évaluée (Kabeshova, 2018; Saich & Szekely, 2012; Vellas et al., 1997b).

Les capacités de marche, d'équilibre et de lever de chaise peuvent être combinées dans des échelles d'évaluations. Elles analysent différentes situations de la vie quotidienne dont l'équilibre statique, l'équilibre dynamique et la force musculaire (Kabeshova, 2018). Elles ont été validées pour mesurer le risque de chute chez les personnes âgées (Guevara & Lugo, 2012). Parmi ces échelles, les plus connues sont le test de Tinetti (Tinetti et al., 1988; Trombetti et al., 2009), Berg Balance Scale (Berg et al., 1992) et le Test Moteur Minimum (Mourey et al., 2005). En fonction de la réussite des différents mouvements évalués, un score est attribué par le clinicien. Pour le test de Tinetti et le Test Moteur Minimum, le score est soit de 0 (pas d'exécution du mouvement) soit de 1 (exécution du mouvement) à chaque item. Pour le Berg Balance Scale, le clinicien attribue un score entre 0 et 4 (réalisation complète sans difficulté et incapacité à réaliser le mouvement) à chaque item. Ces trois tests ont l'avantage d'être faciles

à administrer et peu coûteux. Cependant, les inconvénients de ces tests sont nombreux. Tout d'abord, le Berg Balance Scale n'est pas fiable pour détecter le risque de chute chez les personnes âgées vivant à domicile (Boulgarides et al., 2003). Pour les deux autres tests (i.e., le test de Tinetti et le Test Moteur Minimum), l'échelle d'évaluation est binaire, soit les individus arrivent à faire le mouvement, soit ils n'y arrivent pas, ce qui rend la prédiction du risque de chute compliquée (Pérennou et al., 2005). De plus, lors de ces trois tests, le clinicien évalue le mouvement visuellement, ce qui rend ces trois échelles subjectives puisque les scores peuvent varier d'un clinicien à l'autre.

Tous les tests fonctionnels présentés dans cette partie évaluent le risque de chute chez la personne âgée à travers différents mouvements fondamentaux de la vie quotidienne (i.e., la marche, le lever de chaise et l'équilibre). Pour une évaluation objective des capacités physiques, il est nécessaire d'utiliser des outils de laboratoire ou des centrales inertielles pour recueillir d'autres paramètres fonctionnels qu'un simple temps ou un nombre de répétition. Les évaluations cliniques doivent être réalisées dans un laboratoire d'analyse avec des positions standardisées et les évaluations avec des centrales inertielles peuvent être effectuées dans des conditions écologiques.

### 3.2. Programme d'intervention d'activité physique adaptée pour améliorer les performances physiques des personnes âgées

Le vieillissement musculaire est présent chez la plupart des personnes âgées et il représente un des facteurs intrinsèques de chute et de fragilité. Il est donc intéressant de mettre en place un programme d'activité physique pour le contrecarrer (Oliver et al., 2010; Vuillemin, 2012). L'activité physique a un but préventif chez les personnes âgées. La prévention peut être primaire, secondaire ou tertiaire, en fonction du niveau de risque identifié chez la personne (Miller et al., 2000). C'est pour ces raisons que l'activité physique a été mise en avant dans le plan antichute du ministère des Solidarités et de la Santé puisqu'elle constitue l'un des 5 axes du plan (Ministère des solidarités et de la santé, 2022).

Les objectifs principaux d'un programme d'activité physique sont une diminution du risque de chute et/ou de fragilité en réduisant les facteurs de risque (Chevalier, 2008; Inserm, 2008; Trombetti et al., 2016), mais aussi de leurs conséquences (Comans et al., 2010). Les programmes d'activité physique ont des bénéfices physiologiques et psychologiques (Jette et al., 1999; Koeneman et al., 2011; Psatha et al., 2017). Les principaux bénéfices physiologiques recherchés sont : une amélioration de la vie quotidienne des personnes âgées, une amélioration de leurs mouvements quotidiens, une préservation de leur qualité de vie et de leur autonomie

(Binder et al., 2002; Brown et al., 2000; Hubbard et al., 2009; Theou et al., 2011) et une augmentation de l'espérance de vie sans incapacité (Barth et al., 2018; Blain et al., 2000). Les principaux bénéfices psychologiques sont une augmentation de l'estime de soi et une augmentation de la confiance en ses capacités (Colin, 2017). Avant de présenter l'efficacité des programmes d'activité physique adaptée, il est nécessaire de définir ce qu'est l'activité physique et l'activité physique adaptée.

### 3.2.1. Définition de l'activité physique adaptée

L'activité physique a été définie pour la première fois par Caspersen et al. (1985) comme : « *tout mouvement corporel produit par des muscles squelettiques entraînant une dépense énergétique* ». Cette activité peut être réalisée par des personnes d'âges différents, une notion de performance n'est pas présente lors de ces activités. L'activité physique adaptée (APA) est définie comme la « *pratique dans un contexte d'activité du quotidien, de loisir, de sport ou d'exercices programmés, des mouvements corporels produits par les muscles squelettiques, basée sur les aptitudes et les motivations des personnes ayant des besoins spécifiques qui les empêchent de pratiquer dans des conditions ordinaires* » (Favre et al., 2010; Ministère des affaires sociales et de la santé, 2016). En d'autres termes, l'APA consiste à adapter un programme d'activité physique aux capacités des personnes concernées. L'APA est considérée comme une prise en charge médicale non médicamenteuse dont les objectifs sont : la prévention, la rééducation et la réadaptation (de Battista et al., 2020). Des recommandations d'activité physique hebdomadaire ont été fixées par l'OMS (2010) :

- Pratiquer une activité physique d'intensité modérée d'au moins 150 minutes ou 75 minutes d'activité physique d'intensité élevée ou alors une combinaison de ces deux activités. Pour obtenir des bénéfices supplémentaires, les personnes peuvent se fixer comme objectif le double de ces temps d'activités.
- Effectuer au moins 2 séances hebdomadaires non consécutives de renforcement musculaire. Les séances doivent être composées de 8 à 10 exercices avec 1 à 3 séries pour chaque exercice à raison de 10 à 15 répétitions chacune (Riebe et al., 2018). Tous les exercices sont basés sur le renforcement des groupes musculaires majeurs (i.e., quadriceps, ischio-jambiers, abdominaux, biceps et triceps).
- Pratiquer des exercices d'équilibre au moins 2 fois par semaine au cours des différentes activités de la vie quotidienne (e.g., se brosser les dents en travaillant l'équilibre). Pour les personnes présentant un risque élevé de chute et/ou des limitations de mobilité, le nombre de séances hebdomadaires doit s'élever à 3. Pour travailler l'équilibre, il est recommandé d'effectuer des exercices statiques et dynamiques avec et sans

perturbations visuelles (Leavitt, 2008; Maitre et al., 2013). Il est également recommandé de renforcer musculairement les membres inférieurs (i.e., quadriceps, ichio-jambiers et mollets) (Riebe et al., 2018). L'Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale (2014) conseille un minimum de 2 heures de travail d'équilibre par semaine pendant au moins 6 mois.

- Il est préconisé d'effectuer au moins 2 séances d'étirement/souplesse d'au moins 10 minutes par semaine. Tous les principaux groupes musculaires doivent être sollicités lors des étirements (i.e., les quadriceps, les ischio-jambiers, les biceps et les triceps). Pour qu'un étirement soit efficace, il doit durer entre 30 et 60 secondes et la personne doit aller jusqu'au point de tension ou d'inconfort léger.

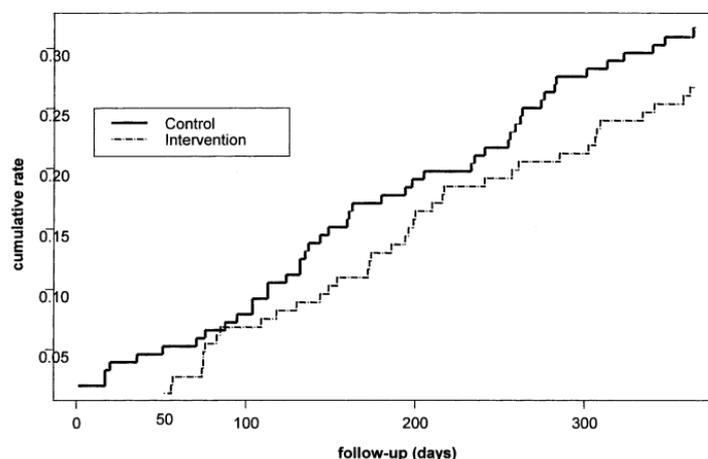
### *3.2.2. Efficacité d'un programme d'activité physique adaptée*

Divers programmes d'activité physique adaptée ont été mis en place pour améliorer les capacités physiques des personnes âgées. D'une part, un programme basé sur l'équilibre permet d'améliorer la stabilité de la personne âgée et par conséquent, de réduire son risque de chute (Chevalier, 2008; Rose & Hernandez, 2010; Saich & Szekely, 2012; Sherrington et al., 2016; Weir, 2004). D'autre part, un programme de renforcement musculaire permet de maintenir, et d'améliorer, la masse et la force musculaire (Cvecka et al., 2015; Lai et al., 2018; Latham et al., 2004; Van Roie et al., 2013) ainsi que la puissance musculaire (Chevalier, 2008; Rose & Hernandez, 2010; Weir, 2004). Ce type de programme contribue également à améliorer les aptitudes physiques lors des différentes tâches de la vie quotidienne (Byrne & Faure, 2016) et à limiter le risque de chute (Press, 2017). Les programmes physiques peuvent également se concentrer sur la coordination du haut et du bas du corps, mais aussi entre le côté droit et le côté gauche de la personne âgée (Rose & Hernandez, 2010), la souplesse ou le travail d'endurance (Wallace et al., 1998).

Toutes les composantes physiques entraînées séparément contribuent à améliorer les capacités physiques des personnes âgées. La combinaison de ces différentes composantes (i.e., exercices de renforcement musculaire, d'équilibre, de souplesse et d'aérobic) dans un programme d'activité physique permet d'obtenir des bénéfices plus significatifs sur toutes les capacités fonctionnelles (Baker et al., 2007; Chodzko-Zajko et al., 2009; Delbaere et al., 2006; de Vries et al., 2012; Organisation mondiale de la Santé, 2010) qu'avec un programme avec une seule composante (Ansai et al., 2016; Cadore et al., 2013; Lee & Kim, 2017). Les programmes d'activité physique combinés améliorent également l'adhésion des participants

aux différents programmes (Dunsky et al., 2017), ce qui engendre une participation pérenne (Braun, 2017). C'est avec ces différents constats que les programmes multivariés sont nés.

Brown et al. (2000) ont mis en place un programme multivarié de trois mois travaillant la résistance, la souplesse, l'équilibre, l'aérobie à faible intensité sur des personnes âgées (i.e., 83 ans en moyenne). Ils ont observé une amélioration des capacités physiques notamment au niveau de l'équilibre statique. D'autres auteurs (Means et al., 2005) ont testé un programme combiné de 6 semaines avec des intensités d'exercice élevées. Ils ont observé une amélioration de l'équilibre dynamique notamment lors de la marche. Pour améliorer l'équilibre statique et dynamique, des auteurs ont combiné stabilité posturale, renforcement musculaire et travail de coordination (Cornillon et al., 2002). Ils ont mis en place ce programme sur 3 mois avec 8 séances de 45 minutes d'activité physique. En complément de ces 8 séances, les participants ont été informés sur le risque de chute. Les auteurs ont suivi le nombre de chutes et leurs conséquences jusqu'à 12 mois après la fin du programme d'activité physique. Ils ont constaté que le nombre de chute était plus faible dans le groupe intervention que dans le groupe témoin mais les différences n'étaient pas significatives. En revanche, ils ont obtenu des différences significatives dans l'apparition des premières chutes, qui se sont produites plus tard dans le groupe intervention que dans le groupe contrôle (i.e., 50 jours d'écart). Cela peut nous amener à penser que les personnes sensibilisées au risque de chute et qui ont fait le programme d'activité physique font plus attention dans leurs différentes activités, mais que l'effet de la sensibilisation et du programme s'estompent avec le temps, ce qui explique que les courbes soient similaires entre les deux groupes. Le programme combiné est donc valable pour les 50 premiers jours d'intervention pour réduire l'incidence des chutes. Il semble donc nécessaire de réaliser un programme combiné d'activité physique pendant plus de 50 jours (Figure 13).



**Figure 13.** Efficacité d'un programme d'activité physique sur le risque de chute (Cornillon et al., 2002)

Les différentes composantes des recommandations de l'Organisation Mondiale de la Santé doivent donc être combinées pour améliorer les différentes capacités physiques (i.e., équilibre, force, puissance, endurance et coordination) mais aussi pour réduire l'incidence et la prévalence des chutes et de la fragilité chez les personnes âgées (Hauer et al., 2006; Lee et al., 2010; Lord, 2006). Par exemple, le programme PEMS-ES (Posture, Équilibration, Motricité et Éducation pour la Santé) est pertinent chez les personnes âgées pour réduire leur risque de chute et de fragilité (Bernard et al., 2008; de Battista et al., 2020). Pour qu'un programme d'activité physique (i.e., simple ou multivarié) soit bénéfique, il doit être individualisé et pratiqué de manière intensive et régulière (Gillespie et al., 2012; Liu & Latham, 2009; Trombetti et al., 2016). L'individualisation est possible grâce à une évaluation en amont du programme d'APA afin d'identifier les forces et les faiblesses de chaque participant.

Il est d'usage de pratiquer les séances d'activité physique adaptée en « présentiel » (Sherrington et al., 2016). Cela signifie que les participants se rendent dans une salle pour pratiquer la séance, ou que l'enseignant en activité physique adaptée se déplace au domicile de la personne. Depuis ces dernières années, des alternatives à ces séances ont été développées, notamment des séances d'APA réalisées par vidéo ou par visioconférence. Avec la crise sanitaire (i.e., covid-19), les personnes ont été confinées à leur domicile, ce qui ne permettait pas de réaliser des séances en présentiel. C'est pourquoi les séances d'APA par visioconférence ont été adoptées et leur nombre n'a cessé de croître. L'avantage des séances dites hybrides est qu'elles peuvent se dérouler au domicile de la personne âgée sans nécessiter de déplacement ni pour l'enseignant en APA ni pour la personne âgée (Copeland & Martin, 2004). L'avantage des séances en visioconférence par rapport à de l'activité physique en vidéo est que l'enseignant en activité physique adaptée peut superviser les personnes âgées pendant les différents exercices afin de corriger les mauvaises postures, mais aussi d'encourager les participants.

En pratique, peu de programme d'APA par visioconférence ont été mis en place pour limiter et prévenir la perte d'autonomie des personnes âgées (Kuldavletova et al., 2021). Des auteurs ont proposé un programme d'APA par visioconférence de 10 semaines pour augmenter la force et l'amplitude des mouvements (Bernard et al., 2009). D'autres auteurs ont mis en place un programme d'APA par visioconférence de 20 sessions réparties sur 4 semaines pour améliorer les capacités physiques des personnes âgées (O'Neil et al., 2019). Cependant, ils ont réalisé les premières séances d'APA en présentiel pour que les participants se familiarisent avec les mouvements mais aussi pour l'explication de toutes les consignes de sécurité. Cette étude ne permet pas d'évaluer l'efficacité d'un programme par visioconférence, car la familiarisation

et la correction de mouvement sont des actions importantes mais elles n'ont pas été réalisées par visioconférence. D'autres auteurs ont comparé un programme d'APA par visioconférence avec un programme d'APA en présentiel pour améliorer les capacités physiques et l'équilibre chez les personnes âgées (Kuldavletova et al., 2021). Ils ont constaté des améliorations similaires entre les deux types programmes supervisés, notamment des améliorations de la force musculaire et du contrôle postural. Les auteurs concluent qu'un programme d'APA par visioconférence est sécuritaire, tout comme les séances en présentiel.

D'autres auteurs ont évalué les bénéfices de l'APA par visioconférence chez des personnes âgées au cours d'un programme de 16 semaines à raison de 2 sessions d'une heure par semaine (Bigot, 2017). Pour cela, ils ont comparé un groupe APA en présentiel, un groupe APA par visioconférence et un groupe témoin. Ce n'est que pour le groupe APA en présentiel qu'ils ont obtenu des améliorations significatives de la force de préhension de la main gauche et de la main droite, du moment de la force maximale pendant la flexion du genou et de la variabilité des pas pendant la marche. Les deux groupes d'interventions (i.e., présentiel et visioconférence) ont amélioré de manière significative leur puissance lors de l'extension du genou mais aussi leur moment de force maximal lors de l'extension. Seul le groupe visioconférence a amélioré sa consommation maximale d'oxygène et le coefficient de Romberg. Les résultats de cette étude sont encourageants pour la mise en place des séances d'APA par visioconférence. Les auteurs concluent que ce type de séances est un outil pertinent mais qu'il doit être utilisé en complément d'un programme en présentiel ou lorsque les personnes âgées ne peuvent pas pratiquer leur activité physique en présentiel.

Dans l'étude présentée ci-dessus, les bénéfices des deux programmes d'intervention sont comparés entre eux, mais la mise en place des séances n'est pas identique, ce qui rend les résultats discutables. Tout d'abord, le nombre de participants aux deux types de séances est différent. Les séances par visioconférence sont considérées comme collectives avec quatre participants et les séances en présentiel sont considérées comme individuelles (i.e., un seul participant). Les différences de résultats obtenus avec les deux groupes peuvent donc être liées au nombre de personnes présentes lors des séances. En effet, lorsqu'il y a plus de deux personnes dans une séance, l'enseignant en APA doit composer avec les différents profils physiques, ce qui n'est pas possible lors de séances collectives. De plus, le matériel d'entraînement entre les deux types de séance d'APA peut varier. Dans les séances en présentiel, l'enseignant peut utiliser des poids ou du matériel pour faire du renforcement musculaire ; mais dans les séances par visioconférence l'enseignant ne peut utiliser que du

matériel que les participants ont chez eux. En outre, l'enseignant peut pousser les limites physiques de la personne âgée lors des séances en présentiel, ce qui ne peut pas être réalisé lors des séances par visioconférence. Par exemple, si la personne âgée refuse de se mettre au sol pour faire un exercice, l'enseignant de l'APA peut l'aider à se lever lors d'une session en présentiel, mais pas en visioconférence. Dans ce cas l'enseignant peut trouver un exercice alternatif pour éviter à la personne âgée de se mettre au sol.

Des programmes d'APA par visioconférence peuvent donc être une bonne alternative pour améliorer les capacités physiques des personnes âgées. Ces séances d'APA sont très souvent collectives, et le but est d'individualiser le programme afin que chaque personne puisse améliorer ses composantes physiques les plus faibles. Pour une individualisation optimale du programme, il est nécessaire de quantifier le niveau d'activité physique des personnes âgées lors des activités de la vie quotidienne et/ou lors des séances d'APA. Ces quantifications sont possibles grâce à des centrales inertielles (e.g., un accéléromètre) dans des conditions écologiques. Ces centrales inertielles sont également utilisées pour évaluer les capacités physiques des personnes âgées dans des contextes cliniques ou écologiques (Daumas et al., 2021).

## Synthèse

La prise en charge des personnes âgées débute généralement par une évaluation des capacités physiques en condition clinique. Parmi ces tests, les plus utilisés sont le test de marche de 6 minutes, le test de 30 secondes de lever de chaise, le test d'équilibre unipodal et le test du Timed Up and Go. Ces tests physiques permettent d'évaluer les composantes physiques représentant des facteurs de risque de chute et/ou de fragilité chez les personnes âgées. Les capacités physiques des personnes âgées peuvent également être évaluées avec une analyse cinématique et dynamique, notamment avec les paramètres spatio-temporels. Malgré les nombreux avantages des tests fonctionnels, il est nécessaire d'évaluer régulièrement les activités de la vie quotidienne dans des conditions écologiques à l'aide de centrales inertielles.

Après l'évaluation des capacités physiques, un programme d'activité physique adaptée est proposé aux personnes âgées en fonction de leur risque de chute et/ou de leur fragilité. Ce type de programme consiste à réaliser une intervention non médicamenteuse pour améliorer les capacités physiques des personnes âgées en travaillant différentes composantes physiques : force et endurance musculaire, cardio-vasculaire, équilibre, coordination et souplesse. Les séances d'activité physique adaptée peuvent être dispensées en présentiel ou par visioconférence. Le dernier mode de diffusion est une bonne alternative lorsque des séances en présentiel ne peuvent pas être mises en place.

# Chapitre 4 : Centrales inertielles et instrumentation d'une paire de lunettes

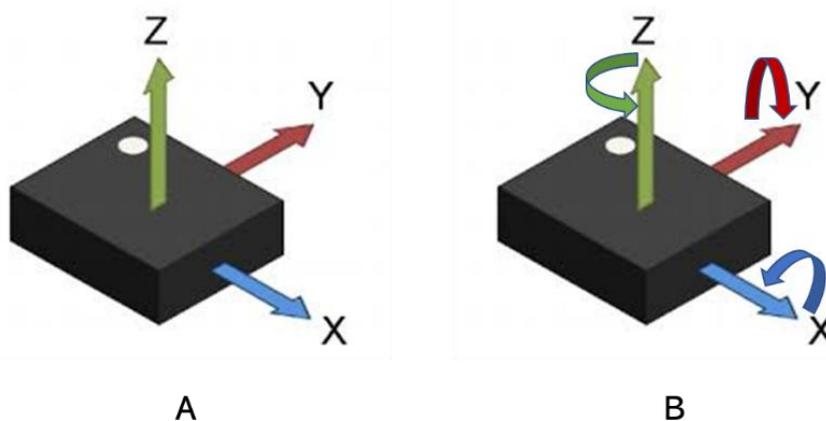
## 4.1. Centrales inertielles

### 4.1.1. Définition des centrales inertielles

Dans le domaine de la biomécanique, les centrales inertielles sont essentiellement des microsystèmes électromécaniques (MEMS). Elles intègrent trois principaux capteurs dans un même boîtier :

- L'accéléromètre mesure « l'accélération du centre du capteur par rapport au repère terrestre et l'accélération de pesanteur » (Lepetit, 2019), son unité est le mètre par seconde carré ( $m.s^{-2}$ ). Lors que cet outil est utilisé seul et sans déplacement, il permet d'obtenir l'orientation du capteur par rapport à la verticale.
- Le gyroscope, également appelé gyromètre, mesure la vitesse angulaire lors d'un déplacement, en degré par seconde (d/s).
- Le magnétomètre mesure un champ magnétique terrestre (Lepetit, 2019) et son unité est tesla (T).

Ces trois capteurs peuvent analyser un mouvement humain dans les trois dimensions de l'espace, ce qui permet d'obtenir une précision lors d'une évaluation des capacités physiques. L'accéléromètre (Figure 14, A) indique l'accélération réalisée sur les 3 axes : antéro-postérieur, médio-latéral et vertical. Le gyroscope (Figure 14, B), quant à lui, transmet l'information de la vitesse angulaire sur les trois axes : roll, pitch et yaw respectivement.



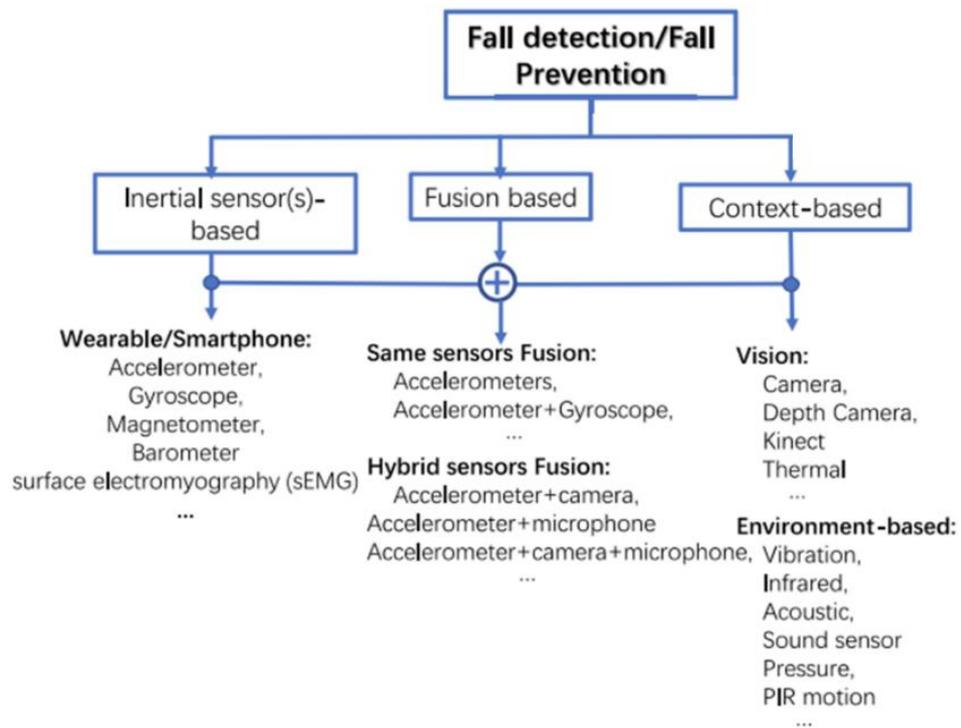
**Figure 14.** Orientation des axes dans un espace à 3 dimensions, A : accéléromètre, B : gyroscope

Lors d'une analyse biomécanique, un baromètre peut être rajouté pour évaluer la pression atmosphérique, dans le but de discriminer une position assise d'une position debout ou bien d'une position allongée (Yang & Hsu, 2010). Son unité est le « pascal » (Pa).

La combinaison de ces différents capteurs permet une analyse de mouvement plus exhaustive et précise des paramètres temporels, spatiaux, d'accélération linéaire et de vitesse angulaire en milieu écologique (Millor et al., 2014). Un monitoring quotidien peut également être réalisé avec les différents capteurs afin d'indiquer le nombre de pas ou bien le nombre d'étages d'escaliers montés. Les avantages de chacun des capteurs sont associés pour une analyse objective et complète des activités de la vie quotidienne. Outre les avantages en termes d'analyse du mouvement, ces capteurs présentent de nombreux atouts dans leur utilisation. Les principaux sont (Ren & Peng, 2019):

- Taille miniature associé à un poids faible
- Excellente portabilité
- Facilité d'utilisation technique
- Facilité d'implémentation d'algorithme
- Faible coût financier
- Respect de la vie privée
- Non invasif
- Utilisable en situation écologique

Récemment, certaines études ont utilisé des centrales inertielles pour analyser et concevoir des systèmes automatiques de détection et de prédiction du risque de chute (Aziz et al., 2017; Mellone et al., 2012; Noury et al., 2007; Özdemir & Barshan, 2014). Les algorithmes de détection et de prévention de la chute peuvent être réalisés avec différents outils comme des capteurs embarqués (simple), combinaison de capteurs ou bien avec des outils environnementaux (Figure 15). L'instrument de mesure le plus utilisé pour ces différentes fonctionnalités est le smartphone, puisque ce dernier intègre différents capteurs dont un accéléromètre et un gyroscope, ainsi que des algorithmes d'analyse et de stockage des données enregistrées (Luque et al., 2014; Mellone et al., 2012; Vermeulen et al., 2015).



**Figure 15.** Différentes techniques de détection et de prévention des chutes (Ren & Peng, 2019)

#### 4.1.2. Placement des centrales inertielle

Malgré les nombreux avantages de ces centrales inertielle, il existe un inconvénient majeur : il n'y a pas de consensus sur leur placement sur le corps. En effet, les centrales inertielle peuvent être placées à la 3<sup>ème</sup> lombaire, la 5<sup>ème</sup> lombaire, la taille, le buste, la ceinture, le poignet, le tibia ou la poche (pour un smartphone) (Millor et al., 2014; Ren & Peng, 2019). Certains auteurs indiquent qu'un placement optimal de ces capteurs se situe à un endroit du corps avec peu de masse grasse. C'est pour cela qu'un placement en bas du dos est largement recommandé dans la littérature, cette localisation permet également de se rapprocher du centre de masse pour l'évaluation de son déplacement. C'est ce que conseillent Montesinos et al. (2018) pour la détection de la chute et du lever de chaise avec un accéléromètre et deux gyroscopes.

En ce qui concerne l'analyse de la marche, les auteurs placent des capteurs en bas du dos pour être proche du centre de masse (Taylor et al., 2014) et sur les tibias pour être au plus proche de l'impact du pied au sol (Greene et al., 2010). Différents auteurs préconisent un placement des capteurs sur le pied pour une analyse plus précise des paramètres temporels mais aussi de la vitesse (Montesinos et al., 2018; Pacini Panebianco et al., 2018). Pour une analyse des activités de la vie quotidienne, les auteurs ne s'accordent pas sur la position optimale des

capteurs : la hanche (Kostopoulos et al., 2015; Lord et al., 2013), le poignet (Perego et al., 2018) et la taille (Ren & Peng, 2019). Certains auteurs (Gjoreski & Gams, 2011) préconisent l'utilisation de plusieurs capteurs sur différentes parties du corps de la personne pour améliorer la précision de l'analyse. Si le placement de capteurs sur différentes parties du corps est avantageux, il présente un inconvénient majeur. A savoir, une instrumentation trop importante qui peut perturber la personne lors de la réalisation de son mouvement, et ainsi détourner son mouvement d'une condition écologique. De plus, la combinaison de capteurs nécessite une synchronisation lors de l'enregistrement des mouvements simultanément. Il serait alors intéressant d'utiliser un seul capteur pour analyser le mouvement, avec un placement non intrusif sur le corps.

Dernièrement, des auteurs ont démontré la pertinence de positionner ces capteurs embarqués au niveau de la tête afin d'améliorer la précision des données obtenues et des algorithmes par rapport à un placement au poignet (Özdemir, 2016). De plus, Lindemann et al. (2005) affirment que le placement d'un accéléromètre au niveau de la tête, juste derrière l'oreille, permet une meilleure distinction des activités de la vie quotidienne et la détection des chutes volontaires. L'instrumentation d'un outil porté sur la tête, une paire de lunettes, semble optimale pour l'analyse des activités de la vie quotidienne.

### *4.1.3. Utilisation des centrales inertielles pour la détection de la chute*

Actuellement, un consensus sur l'utilisation d'outils connectés pour détecter les chutes a été établi, notamment une montre et un collier (Figure 16). Leurs objectifs sont de maintenir la sécurité des personnes âgées à leur domicile.



**Figure 16.** Collier et bracelet de détection de chute pour des personnes âgées

Le fonctionnement global et le but de ces outils d'e-santé restent similaires entre la montre et le collier. D'une part, ils peuvent détecter de manière automatique une chute dite

« dure » par une perte brutale de la verticalité et une absence de mouvement pendant au moins 20 secondes. D'autre part, les personnes âgées peuvent déclencher une demande d'aide manuelle à l'aide d'un bouton situé sur le dispositif lorsqu'elle ne se sentent pas bien, font un malaise ou lorsqu'elles réalisent une chute dite « molle ». Dans ces deux cas, l'outil de détection envoie une alerte au service de communication (via un boîtier connecté à internet) qui lui est relié, pour que la personne âgée puisse être prise en charge rapidement par des proches, voisins, aidants ou secours.

Ces outils de détection intègrent principalement un accéléromètre qui permet de détecter la perte de la verticalité. Bagalà et al. (2012) définissent une chute lorsqu'une accélération très importante est détectée (choc entre la personne et le sol). L'accéléromètre est jugé comme un excellent outil de détection de chute (Feldwieser et al., 2014). Les outils de détection sont également équipés d'un microphone et d'un haut-parleur (i.e., intégrés directement dans la montre ou le bracelet) pour que la personne âgée échange avec le service de téléalarme. Afin d'améliorer la précision de l'algorithme de détection de chute avec des capteurs embarqués, un placement au niveau de la taille (Shahzad & Kim, 2019; Yachirema et al., 2018) ou du poignet (Kostopoulos et al., 2015) est recommandé. Il est préférable de combiner plusieurs capteurs sur diverses parties du corps pour obtenir une analyse simultanée de plusieurs parties du corps. (Putra et al., 2017 ; Suriani et al., 2018). D'autres auteurs utilisent un gyroscope (Almeida et al., 2007; Bourke & Lyons, 2008) ou un baromètre (Lu et al., 2016) pour améliorer la précision de l'algorithme en prenant en compte non seulement la position du corps de la personne dans l'espace mais aussi son altitude.

Ces appareils de détection de la chute présentent de nombreux avantages pour la personne âgée et son entourage. Ils permettent, tout d'abord, d'assurer la sécurité et le maintien à domicile de nos aînés, tout en ayant une assistance à proximité et rapide en cas de chute. Pour les personnes qui sont en incapacité de se relever seule du sol, ces outils sont les seuls intermédiaires entre les secours (i.e., aide de la famille) et la personne âgée. De plus, la plupart des outils de ce dispositif peuvent fonctionner de manière autonome, ce qui les rend adaptés à une utilisation en intérieur ou en extérieur et portables pour un usage quotidien (i.e., poids léger). Lorsqu'une chute est détectée, elle est automatiquement enregistrée dans l'historique des chutes de la personne âgée. Ce dernier peut être consulté par le médecin traitant de la personne ou utilisé lors d'un examen clinique pour évaluer le caractère chuteur de la personne.

Malgré ces avantages, différents inconvénients sont relatés pour ces outils de détection de chute. Pour obtenir une efficacité optimale de ces dispositifs, ils doivent être portés

quotidiennement et ce tout au long de la journée et même la nuit. Or, en réalité, ils ne sont que très peu portés, souvent oubliés ou considérés comme stigmatisants et intrusifs dans la vie privée (Rantz et al., 2015). Leur efficacité est altérée voire inexistante. Cette technologie satisferait seulement 26% des utilisateurs et 53,3% des aidants (Cohen et al., 2016). Certains dispositifs ne fonctionnent qu'à une certaine distance de la base de la montre ou du collier et donc à l'intérieur du domicile de la personne âgée, ce qui ne permet pas de la couvrir lorsqu'elle est à l'extérieur de son domicile.

De plus, il existe un nombre important de fausses détections de chute, c'est-à-dire que des alertes sont envoyées au service aidant alors que la personne âgée n'a pas chuté (Horton, 2008; Teh et al., 2015). Ces fausses détections n'encouragent pas les personnes âgées à porter ces dispositifs puisqu'elles les dérangent au quotidien. Pour diminuer le taux de fausses alarmes, différents auteurs fusionnent les données des différents capteurs inertiels dans un algorithme de détection de chute (de Quadros et al., 2018; He et al., 2017). Ces algorithmes sont basés sur différents seuils des capteurs inertiels (Aziz et al., 2017). L'apprentissage automatique (i.e., machine Learning) peut être utilisé pour détecter les chutes (Hwang et al., 2004). Perry et al. (2009) affirment qu'un algorithme regroupant l'analyse de l'impact au sol, la posture de la personne à la suite du choc mais également la vitesse précédent l'impact est le plus pertinent pour détecter une chute chez les personnes âgées. Face à ces avantages et inconvénients, d'autres dispositifs émergent pour détecter la chute au domicile des personnes âgées. Parmi ces dispositifs, des caméras et des capteurs infrarouges sont installés au domicile de la personne âgée. Ces outils permettent d'analyser les différents mouvements de la personne et principalement lorsqu'elle tombe. Lorsqu'une chute est détectée, le principe est le même que les autres dispositifs, à savoir qu'une alerte est envoyée aux aidants de la personne âgée (Dantoine et al., 2016). Cette innovation enlève alors la partie stigmatisante de la montre ou du bracelet mais elle est très intrusive dans la vie de la personne.

#### *4.1.4. Utilisation de centrales inertielles pour la prévention de la chute*

Il existe deux principales méthodes de prévention de la chute. Elles utilisent toutes les deux des capteurs embarqués. La première consiste à analyser le moment précédent la chute, juste avant l'impact (Hu & Qu, 2016). Cette technique n'évite pas la chute, ni une prise en charge précoce face aux risques de chute (Ren & Peng, 2019). Elle consiste à réduire les conséquences de celle-ci, en gonflant un « airbag » au niveau de la hanche pour éviter les fractures du col de fémur (Figure 17). Cette analyse de l'anticipation de la chute peut se réaliser jusqu'à 700 ms avant le choc entre la personne et le sol (Nyan et al., 2008).



**Figure 17.** « Airbag » pour protéger le col du fémur. A : Port de la ceinture quotidienne ;  
B: gonflement des « airbags » en cas de chute détectée

La deuxième méthode de prévention des chutes évalue les activités de la vie quotidienne des personnes âgées (i.e., la marche) et les compare dans le temps. Pour cela, Piau et al. (2020) ont créé un algorithme d'analyse de la marche permettant d'évaluer des variations de la vitesse avec des capteurs ambiants disposés au domicile des personnes âgées. Un déclin de cette vitesse de 0,1 cm/sec par semaine au cours des trois derniers mois indiquerait un risque de chute chez la personne âgée et donc un besoin de prise en charge. D'autres auteurs utilisent des centrales inertielles pour réaliser la prévention de la chute. Certains utilisent un accéléromètre (Shahzad & Kim, 2019; Similä et al., 2017; Suriani et al., 2018), un gyroscope (Suriani et al., 2018) et d'autres un baromètre (Verghese et al., 2009). Une combinaison de ces capteurs peut être réalisée afin d'évaluer et de monitorer les différentes activités de la vie quotidienne en situation écologique (i.e., marche, lever de chaise, montée et descente d'escaliers).

Différents auteurs ont identifié une augmentation de la variabilité de la durée de pas, du temps d'appui bipodal lors de la marche chez les personnes à risque de chute (Brodie et al., 2015; Hausdorff et al., 2001; Tan et al., 2008) ; certains affirment même qu'ils s'agit de marqueurs « *sensibles et spécifiques de la chute à domicile* » (Tan et al., 2008). Certains auteurs combinent l'analyse de la variabilité de la marche avec le temps d'un test TUG pour prédire le risque de chute (Catinus & Grenard, 2009). D'autres auteurs (Sun & Sosnoff, 2018) analysent la variabilité de la durée de pas avec des centrales inertielles intégrée dans des objets connectés en condition écologique. Toutes ces innovations technologiques permettent à l'utilisateur d'être autonome dans son suivi d'activité physique journalier afin de mieux prendre en charge sa santé physique. Pour que ce suivi soit optimal, l'objet technologique doit être non stigmatisant (Rantz et al., 2015), être accepté de la population ciblée et être utilisable lors de toutes les activités de la vie quotidienne et surtout être porté tous les jours. Les deux principaux objets connectés qui rentrent dans ces critères sont les montres et les smartphones. Ils sont simples d'utilisation et fiables en situation écologique. Malgré ces avantages, la montre ne permet pas une analyse précise du mouvement de lever de chaise, puisque la position des bras lors de ce transfert n'est pas identique pour une même personne (e.g., aide des accoudoirs, aide des bras en poussant sur

la chaise ou bras ballants le long du corps). Elle ne permet donc pas d'avoir un signal caractéristique pour ce mouvement. En ce qui concerne le smartphone, il est accepté par de nombreuses personnes notamment les personnes âgées, mais sa position sur le corps lors des déplacements n'est pas toujours identique, pour une même personne, le placement peut varier entre la poche, le sac ou dans la main. Lorsqu'il est placé dans la poche ou dans un sac, il ne sera pas fixe par rapport au corps de la personne, ce qui fait diminuer la précision du mouvement et donc l'analyse de celui-ci. Il est donc nécessaire de trouver un objet porté et positionné toujours au même endroit du corps par la population ciblée (i.e., les personnes âgées) afin de pouvoir évaluer les différents mouvements lors des diverses activités de la vie quotidienne. En outre, certains auteurs valident un placement de capteurs embarqués au niveau de la tête pour mesurer et quantifier les activités quotidiennes (Lindemann et al., 2005; Özdemir, 2016).

Face aux constats ressortant des différentes études de positionnement des capteurs, l'emplacement au niveau de la tête paraît être optimal. Au niveau de cette partie du corps, un objet quotidien est très souvent utilisé chez les personnes âgées, il s'agit d'une paire de lunettes.

### 4.2. Instrumentation d'une paire de lunettes

#### 4.2.1. Instrumentation d'un objet du quotidien : une paire de lunettes

De nombreuses personnes âgées portent des lunettes pour compenser les différents déficits visuels (e.g., myopie, cataracte). En effet 90% des personnes de plus de 60 ans portent des lunettes (DREES, 2014). Pour la plupart des personnes porteuses de lunettes, il est devenu habituel voir automatique de mettre les lunettes le matin et de l'enlever le soir.

L'instrumentation d'une paire de lunettes avec des capteurs embarqués paraît alors être une technologie innovante. À notre connaissance, il n'existe pas encore d'études concernant le placement d'un capteur au niveau temporel tout en étant intégré dans une paire de lunettes. Ces lunettes semblent être le meilleur compromis pour être utilisées régulièrement chez la population âgée. En effet, les personnes âgées sont habituées à porter des lunettes au quotidien. Les lunettes connectées pourraient donc remplacer les lunettes habituelles puisque les verres correcteurs des personnes âgées peuvent y être posés. Cela permet de ne pas rajouter un objet supplémentaire à mettre tous les jours. L'instrumentation d'une paire de lunettes présente alors de nombreux avantages. Le principal atout est la réduction de la stigmatisation et de l'intrusion d'un outil connecté ainsi qu'une habitude déjà présente chez les personnes âgées de porter une paire de lunettes ce qui est propice à une bonne acceptabilité de ce dispositif dans cette population.

#### 4.2.2. Description des lunettes connectées

Pour toutes les raisons citées dans la partie précédente, la start-up Ellicie-Healthy a créé et fabriqué en 2016 une paire de lunettes instrumentée avec différents capteurs qui permettent de prendre soin du porteur. Cette paire de lunettes appelée « lunettes connectées intelligentes » ressemble à une paire de lunettes classique, sur laquelle il est possible de mettre des verres solaires, neutres ou correcteurs. Différentes formes (i.e., ronde, papillon, carré et rectangle) et couleurs de cette monture existent (Figure 18) afin de respecter les morphologies de chaque personne ainsi que les goûts de chacun. Malgré leur instrumentation, elles sont plus légères qu'une paire de lunettes classique vendue chez un opticien : 26 grammes pour les lunettes connectées contre 30 grammes de moyenne pour une paire classique.



**Figure 18.** Diversité des lunettes connectées

La particularité de cette paire de lunettes est l'instrumentation de la monture avec différents capteurs. Au total, une dizaine de capteurs sont intégrés (Figure 19) notamment des capteurs infrarouges, un accéléromètre, un gyroscope, un baromètre, une batterie et un capteur de température ambiante. La combinaison de ces capteurs permet d'obtenir des données complètes sur le mouvement de la personne ainsi que ses mouvements oculaires.



**Figure 19.** Capteurs intégrés dans la paire de lunettes connectées

La centrale inertielle intégrée dans cette monture est le modèle LSM6DS3 (Digi-key electronics). Cette centrale inertielle mesure 2,5 mm x 3 mm x 0,83 mm, ce qui lui permet d'être intégrée dans la branche droite de la monture, sans pour autant gêner la personne porteuse de lunettes. Cette centrale permet une miniaturisation à la fois d'un accéléromètre et d'un gyroscope. L'accéléromètre est équipé d'un podomètre, ce qui permet de détecter les pas tout en les comptant. Cette centrale inertielle a déjà été utilisée dans une étude (Zheng et al., 2014) pour reconnaître le mouvement de lever de chaise en étant positionnée au niveau de la cuisse et sur le tibia.

L'accéléromètre et le gyroscope enregistrent tous les deux des données dans les trois dimensions de l'espace. Ils sont orientés positivement vers le haut pour l'axe vertical (Z), vers l'avant sur l'axe antéro-postérieur (Y) et vers la droite pour l'axe médio-latéral (X). Sur ces trois axes, l'étendue de mesure de ces deux capteurs est importante, ce qui permet une évaluation possible à grande échelle. L'étendue pour l'accéléromètre varie de  $\pm 2g$  à  $\pm 16g$ , en passant par  $\pm 4$  et  $\pm 8g$ . En ce qui concerne le gyroscope, l'étendue est de :  $\pm 125$  ;  $\pm 245$  ;  $\pm 500$  ;  $\pm 1000$  et  $\pm 2000$  dps (degré par seconde). La sensibilité et le bruit de chacun de ces capteurs varient en fonction de l'étendue de la mesure choisie au préalable (Tableau 4). La fréquence d'échantillonnage pour l'accéléromètre et le gyroscope ont une étendue de mesure importante : 12,5 ; 26 ; 52 ; 104 ; 208 ; 416 ; 833 ; 1666 ; 3334 ; 6664 Hz. Une autre caractéristique de cette centrale inertielle est la faible consommation énergétique qui oscille entre 0,9 mA et 1,25 mA lorsqu'elle atteint un niveau de haute performance, ce qui lui permet d'être fonctionnelle pendant 24 heures.

**Tableau 4.** Sensitivité et bruit de l'accéléromètre et du gyroscope intégrés dans les lunettes

|                      | <i>Etendue de mesure</i><br>(g et dps) | <i>Sensitivité</i><br>(mg/LSB et mdps/LSB) | <i>Bruit</i><br>( $\mu g/\sqrt{Hz}$ ) |
|----------------------|--|--|---------------------------------------|
| <i>Accéléromètre</i> | $\pm 2$                                | 0,061                                      | 90                                    |
|                      | $\pm 4$                                | 0,122                                      | 90                                    |
|                      | $\pm 8$                                | 0,244                                      | 90                                    |
|                      | $\pm 16$                               | 0,488                                      | 130                                   |
| <i>Gyroscope</i>     | $\pm 125$                              | 4,375                                      | 5                                     |
|                      | $\pm 250$                              | 8,75                                       | 5                                     |
|                      | $\pm 500$                              | 17,50                                      | 5                                     |
|                      | $\pm 1000$                             | 35   | 5                                     |
|                      | $\pm 2000$                             | 70   | 5                                     |

4.2.3. Fonctionnement des lunettes connectées

Toutes les données brutes enregistrées avec les centrales inertielle et les autres capteurs embarqués de la lunette sont envoyées via Bluetooth à une application mobile dédiée et développée par la start-up. Les données sont alors analysées et stockées sur un serveur ou sur la mémoire du smartphone. Les lunettes connectées sont considérées comme des outils de technologie d'e-santé, puisque leur but premier est de prendre soin de son porteur.

Cette paire de lunettes connectées se veut innovante, mais elle a déjà fait l'objet d'une étude de classification des activités de la vie quotidienne. En effet, Novac et al. (2022) ont utilisé l'accéléromètre, le gyroscope et le baromètre pour différencier des positions statiques et dynamiques des mouvements journaliers chez 20 personnes jeunes et en bonne santé (i.e., être debout, être assis, être allongé, marcher, descendre et monter les escaliers, courir et boire). Pour leur étude, ils ont créé un algorithme de reconnaissance des différents mouvements des activités de la vie quotidienne avec un réseau neuronal résiduel. Leur algorithme obtient une précision de 80,2% pour l'ensemble des activités analysées. Un pourcentage de reconnaissance est propre à chaque mouvement analysé (Figure 20). Il est notamment de 99% pour détecter une position allongée et de 77% pour la position assise, un pourcentage plus faible est obtenu (i.e., 49%) pour la position debout.

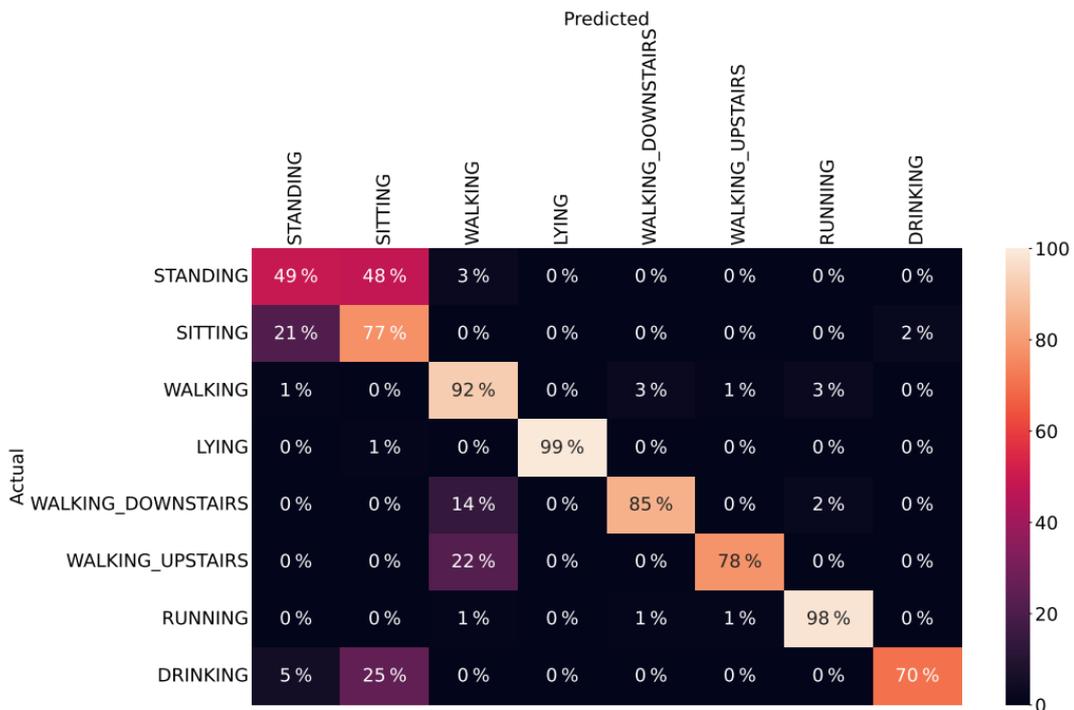
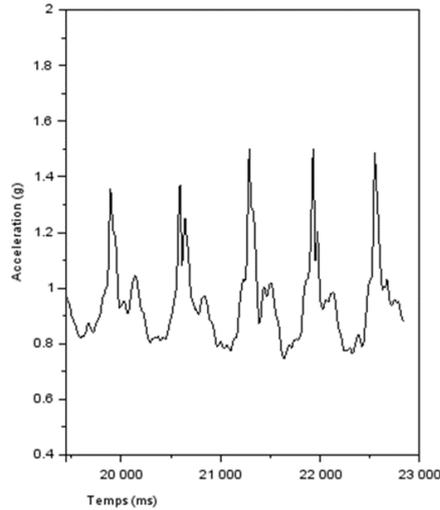


Figure 20. Matrice de confusion pour l'algorithme de reconnaissance de mouvements quotidiens avec la paire de lunettes connectées intelligentes (Novac et al., 2022)

Pour la marche, les mêmes auteurs ont obtenu une excellente reconnaissance (i.e., 92%). Ce fort pourcentage s'explique par une signature de signal sur l'axe vertical lors du déplacement détectée avec la paire de lunettes connectées (Figure 21). En effet, à chaque pose de pied au sol, un pic d'accélération verticale est détecté ; en d'autres termes un pic représente un pas. Sur la Figure 21, la personne réalise cinq pas. Une séquence de plusieurs pas indique que la personne effectue une séance de marche.



**Figure 21.** Signal accélérométrique verticale issu des lunettes connectées durant une session de marche

## Synthèse

Des analyses quantitatives des différents mouvements quotidiens peuvent être réalisées en situation écologique avec des centrales inertielles intégrant un accéléromètre, un gyroscope, un baromètre. Ces derniers permettent de monitorer les activités de la vie quotidienne, mais également de détecter et de prévenir la chute. La prévention avec des capteurs embarqués est réalisable de deux façons distinctes, analyse du pré-impact de la chute pour l'intervention d'un « airbag » ou la quantification et l'évolution des paramètres spatio-temporels. Malgré les nombreux avantages des capteurs embarqués, aucun consensus n'a été trouvé sur la position ou des capteurs sur le corps. Le positionnement des capteurs dans des objets du quotidien permettrait de réduire leur stigmatisation. De plus, il est préférable d'utiliser un objet que les personnes âgées ont l'habitude de porter dans le but qu'il soit porté quotidiennement, ce qui permet une évaluation plus précise des capacités physiques dans des conditions écologiques. Certains auteurs suggèrent d'opter pour une montre ou un smartphone. Le premier outil ne permet pas une analyse du lever de chaise et le second n'est pas toujours positionné au même endroit du corps par l'utilisateur (poche, sac). Par ailleurs, certains auteurs, proposent un placement des capteurs au niveau de la tête pour optimiser l'analyse des différents mouvements quotidiens. Face à ces constats, l'instrumentation d'une paire de lunettes paraît être la bonne solution notamment chez les personnes âgées pour évaluer les activités de la vie quotidienne en situation écologique.

Pour cela, la start-up Ellicie-Healthy a instrumenté une monture de lunettes qui ressemble à une paire de lunettes classique. Dans ces lunettes connectées, pas moins de 10 capteurs ont été incorporés pour une analyse précise et régulière des différents mouvements exercés par le porteur. Les deux principaux capteurs utilisés pour l'analyse des mouvements sont l'accéléromètre et le gyroscope. Ces capteurs permettent de classifier certaines activités de la vie courante chez des personnes jeunes, notamment le signal de la marche.



# Problématique de recherche

La première partie de ce travail doctoral a mis en évidence qu'un déclin des capacités physiques et fonctionnelles était inéluctable chez les personnes âgées. Il est principalement dû aux différentes dégénérescences liées au vieillissement. Ce déclin impacte les diverses activités de la vie quotidienne des personnes âgées, notamment la marche et le mouvement de lever de chaise. Pour la première action motrice, le vieillissement altère ses paramètres spatio-temporels : diminution de la vitesse de marche, diminution du périmètre de marche, diminution de la longueur des pas, augmentation de la durée des pas et augmentation de la variabilité des pas. Le second mouvement (i.e., lever de chaise) n'est pas épargné par un changement des paramètres biomécaniques avec l'avancée en âge : diminution du nombre de lever de chaise journalier, augmentation du temps de lever de chaise, inclinaison plus importante du buste par rapport à l'horizontal. Les différents ajustements opérés par les personnes âgées leurs permettent de réaliser ces mouvements quotidiennement, mais peuvent engendrer des chutes à plus ou moins long terme.

Le phénomène de chute est très présent chez les personnes âgées, puisqu'il touche une personne sur trois de plus de 65 ans et une personne sur deux de plus de 80 ans. Les conséquences de la chute sont nombreuses et néfastes pour les personnes âgées : diminution de la qualité de vie, dépendance des personnes âgées, peur de rechuter, perte d'autonomie et un taux de mortalité plus élevé lorsque la personne reste allongée au sol après sa chute. Face à une prévalence importante et aux conséquences nombreuses, les chutes représentent un enjeu sociétal important. Actuellement, des outils de détection sont commercialisés pour alerter les aidants ou le personnel médical qu'une personne âgée a chuté. Ces outils sont principalement des montres ou des colliers. L'objectif de ces outils est de fournir une assistance aux personnes âgées, mais également de réduire le temps où elles restent allongées au sol. Au quotidien, l'efficacité de ce dispositif est souvent réduite, principalement liée au non-port de l'outil, la raison principale étant leur stigmatisation. De plus, ces outils permettent « seulement » une constatation de la chute et n'interviennent pas en amont de celle-ci. Or, un déclin des capacités physiques et fonctionnelles est déjà présent lors d'une chute et les risques de récurrences sont nombreux.

L'analyse de l'évolution de la performance physique quotidienne par un suivi longitudinal semble essentielle pour espérer réduire l'incidence des chutes. Dans la première partie de ce travail doctoral, ont été présentés différents outils de prévention des chutes,

notamment une analyse de la vitesse de marche de la personne. Pour une analyse globale (i.e., à domicile et en extérieur) journalière de la personne âgée en situation écologique, l'utilisation de centrales inertielles serait plus appropriée. Ces dernières sont fréquemment utilisées, mais il n'existe pas de consensus sur l'emplacement idéal sur le corps. Certains auteurs ont montré qu'un placement de ces centrales au niveau de la tête est souhaitable. Face à tous ces constats, la solution pourrait être l'utilisation d'un objet du quotidien (i.e., une paire de lunettes), intégrant une centrale inertielle, pour réduire les risques de stigmatisation.

L'objectif final de ce travail doctoral est d'élaborer un algorithme, intégré dans une paire de lunettes, pour détecter la chute et prévenir le déclin des capacités physiques chez les personnes âgées. Il s'agit donc d'étudier l'évolution des paramètres biomécaniques quotidiens lors de la marche et du lever de chaise. Pour cela, ce travail doctoral se décline en quatre étapes :

- Vérifier la fiabilité et la reproductibilité de l'accéléromètre intégré dans la paire de lunettes pour détecter les principaux mouvements de la vie quotidienne (i.e., lever de chaise et marche)
- Recueillir les données biomécaniques à partir des lunettes connectées pour catégoriser la population âgée en différents groupes de performances physiques.
- Vérifier l'acceptabilité de la paire de lunettes connectées chez les personnes âgées et associer l'acceptabilité des lunettes avec les performances physiques des participants
- Évaluer l'impact d'un programme d'activité physique adaptée pour améliorer les capacités physiques des personnes âgées.

En ce qui concerne ces quatre étapes, quatre hypothèses de travail ont été formulées dans ce travail doctoral.

- Identifier un signal caractéristique avec l'accéléromètre des lunettes pour les deux mouvements évalués (i.e., lever de chaise et marche), ainsi qu'une concordance de l'accélération verticale maximale entre l'accéléromètre des lunettes et l'outil de référence (i.e., le système optoélectronique).
- Catégoriser les participants en différents groupes de performance physique à partir de paramètres fonctionnels et biomécaniques issus des lunettes lors de tests cliniques.

- Trouver une association entre l'acceptabilité de la paire de lunettes et les paramètres physiques évaluant le risque de chute et/ou la fragilité obtenus lors des tests fonctionnels.
- Un programme d'activité physique adaptée réalisé par visioconférence permet d'améliorer les résultats aux tests fonctionnels chez les personnes âgées par rapport à un groupe contrôle.

Pour répondre à ces quatre hypothèses, ce travail de recherche est divisé en cinq études.

**La première étude** de ce travail doctoral s'est centrée sur la fiabilité et la reproductibilité du mouvement du lever de chaise à travers le pic d'accélération maximale verticale et antéro-postérieure. Les données issues de notre outil ont été comparées à celles obtenues avec un outil de référence (i.e., système optoélectronique). **La seconde étude** est similaire à la première étude, mais celle-ci concernait la marche, et plus particulièrement les paramètres suivants : la durée des pas et la longueur des pas normalisée par la taille des membres inférieurs. Ces deux premières études visaient à valider le dispositif des lunettes connectées pour deux mouvements fondamentaux des activités de la vie quotidienne.

**La troisième étude** portait sur l'analyse de paramètres biomécaniques issues des lunettes (e.g., paramètres validés dans les deux études précédentes) lors de divers tests physiques en situation clinique (e.g., test de marche de 6 minutes) pour des personnes âgées. Une catégorisation (i.e., analyse non-supervisée) a été réalisée sur les paramètres obtenus pour séparer la population testée en différents groupes de niveaux de performance physique.

**La quatrième étude** s'est intéressée à l'acceptabilité des lunettes connectées pour la détection et la prévention de la chute, elle a été évaluée avec l'UTAUT2 (Unified Theory of Acceptance and Use of Technology). Cette étude était primordiale lors de l'utilisation d'une nouvelle technologie notamment pour une population âgée. Nous avons cherché également à savoir s'il existait une association entre l'acceptabilité de ces lunettes et le niveau de performance physique des personnes âgées.

**La cinquième étude** a analysé l'efficacité d'un programme d'activité physique adaptée de trois mois réalisé par visioconférence chez des personnes âgées. L'objectif du programme était de contrecarrer le déclin des capacités physiques des personnes âgées.

Enfin, le développement industriel d'un algorithme pour détecter les chutes et prévenir le déclin des capacités physiques à partir des données collectées par les lunettes est exposé.



# 2<sup>ème</sup> partie : Méthodologie générale



## 5.1. Participants

Au cours de ce travail doctoral, cinq études expérimentales ont été mises en place. Elles ont fait l'objet de deux recrutements différents : un pour les études 1 et 2, et un second pour les études 3, 4 et 5. Pour les deux premières études (i.e., validation de la paire de lunettes connectées pour le lever de chaise et la marche), des personnes jeunes et en bonne santé ont été recrutées parmi les stagiaires et le personnel du CHU de Cimiez. Les participants de l'étude 1 étaient les mêmes que ceux de l'étude 2. Tous les participants ont signé un consentement éclairé et le Règlement Général sur la Protection des Données. Pour les études 3, 4 et 5, les personnes âgées ont été recrutées par l'intermédiaire de l'Office Municipal Niçois des Séniors et de la base de données de la plateforme fragilité. Ces trois études ont été menées conformément à la Déclaration d'Helsinki révisée en 2013 et ont été examinées et approuvées par le Comité d'éthique pour la protection des personnes de la Méditerranée du Sud (numéro d'enregistrement : 2015\_A01188\_41). Toutes les personnes recrutées dans ce travail doctoral étaient volontaires pour participer aux études. Les caractéristiques des participants des cinq études mises en place sont représentées dans le Tableau 5.

**Tableau 5.** Caractéristiques des participants des différentes études (moyenne et écart-type)

|                               | <i>Etude 1</i> | <i>Etude 2</i> | <i>Etude 3</i> | <i>Etude 4</i> | <i>Etude 5</i> |
|-------------------------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
| <i>Nombre de participants</i> | 19             | 20             | 84             | 142            | 50             |
| <i>% de femmes</i>            | 52,6           | 50,0           | 70,2           | 72,5           | 68,0           |
| <i>Âge</i>                    | 26,4 ± 4,5     | 26,7 ± 4,6     | 74,2 ± 5,8     | 74,9 ± 6,5     | 73,2 ± 5,7     |
| <i>Taille (cm)</i>            | 172,7 ± 7,3    | 173,5 ± 8,8    | 165,7 ± 8,2    | 165,2 ± 8,3    | 165,6 ± 8,8    |
| <i>Poids (kg)</i>             | 67,2 ± 14,3    | 68,7 ± 15,4    | 69,0 ± 13,6    | 67,6 ± 14,1    | 69,8 ± 12,5    |
| <i>IMC (kg/m<sup>2</sup>)</i> | 22,4 ± 3,5     | 22,6 ± 3,6     | 25,1 ± 4,4     | 24,7 ± 4,6     | 25,4 ± 3,8     |

Pour être inclus dans les études 1 et 2, les participants devaient respecter les critères d'inclusions et d'exclusions suivants :

Critères d'inclusions :

- Avoir entre 20 et 35 ans
- Être capable de se lever d'une chaise sans l'aide des bras
- Être capable de marcher sans aide technique
- Être en bonne santé

Critères d'exclusions :

- Port de verres correcteurs
- Présence de problèmes fonctionnels et/ ou cognitifs

Les trois autres études de ce travail doctoral (Études 3, 4 et 5) avaient les mêmes critères d'inclusions et d'exclusions. Un critère d'exclusion supplémentaire était présent pour l'étude 4 (i.e., acceptabilité des lunettes connectées). Tous les critères sont présentés ci-dessous :

Critères d'inclusions :

- Être âgé de plus de 65 ans
- Être capable de marcher sans aide technique
- Avoir un médecin traitant identifié
- Être affilié ou bénéficiaire de la sécurité sociale
- Avoir signé le consentement éclairé

Critères d'exclusions :

- Être sous mesure de protection (tutelle, curatelle, privé de liberté, sauvegarde judiciaire)
- Avoir des complications orthopédiques qui ont un impact sur les activités de la vie quotidienne
- Présence de problèmes neurologiques
- Connaître les lunettes connectées pour la détection et la prévention de la chute (Étude 4)

## 5.2. Matériel utilisé

Dans ce travail de doctorat, nous avons utilisé différents outils dans les cinq études que nous avons mises en place. Ils sont détaillés ci-dessous.

### 5.2.1. Système opto-électronique

Le système opto-électronique est un outil de référence pour valider des systèmes utilisant des centrales inertielle (Giansanti et al., 2007). Ce système est couramment intégré dans les laboratoires d'analyse du mouvement. Pour une analyse précise, le système doit être calibré avant chaque session d'expérimentation. Le système utilisé dans nos études était l'OptiTrack (OptiTrack system, Naturalpoint, Inc., Corvallis, OR, USA) (Figure 22). Il se composait de six caméras opto-électroniques de type Prime 13 (Natural Point, Inc, Oregon, Etats-Unis) et de deux marqueurs réfléchissants de 16 mm, avec une fréquence d'échantillonnage de 52 Hz. Un marqueur réfléchissant a été positionné sur la branche droite de la paire de lunettes connectées, pour être le plus proche possible de l'accéléromètre. Un second a été positionné sur l'index droit du participant. Les caméras opto-électroniques ont

enregistré la position des deux marqueurs dans les trois plans de l'espace avec le logiciel Motive (OptiTrack Motive software, version 1.10). Avant d'exporter le fichier de données au format C3D, tous les marqueurs ont été labélisés.



**Figure 22.** Caméra OptiTrack

### *5.2.2. Tapis de marche Bertec*

Dans le cadre de notre étude 2, nous avons utilisé le tapis roulant Bertec (Bertec Corps., Columbus, OH, Etats-Unis) (Figure 23) pour faire marcher les participants à vitesse constante. Ce tapis est composé de deux bandes indépendantes (i.e., une pour le pied droit et une pour le pied gauche). Pendant toute cette étude, la vitesse du tapis de marche était fixée par l'examineur. Trois vitesses de marche ont été imposées à tous les participants de cette étude :  $0,72 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ,  $0,90 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  et  $1,1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Les participants commençaient à marcher sur le tapis à la vitesse imposée. Lorsque la vitesse était constante, la consigne était de marcher à la vitesse imposée en regardant devant soi et en restant dans une certaine zone du tapis dans le but de ne pas accélérer ni décélérer pendant toute la durée du test. Quand le participant était prêt, le clinicien a démarré l'enregistrement et la consigne de la « double tape » a été donnée (taper deux fois avec l'index droit sur la branche droite des lunettes), puis le participant devait marcher le plus naturellement possible pendant 40 secondes. Lorsque l'enregistrement était terminé, les participants passaient à la vitesse suivante. Pour toute l'analyse de la marche sur le tapis, les 30 premières secondes après la « double tape » sont utilisées.



**Figure 23.** Tapis de marche Bertec

### 5.2.3. *OptoGait*

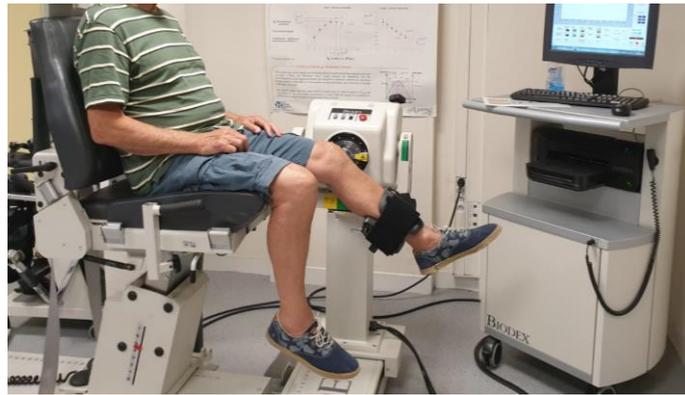
L'OptoGait est un système optométrique permettant de mesurer les paramètres spatio-temporels de la marche. Il se compose de deux bandes parallèles d'OptoGait (Microgate, Bolzano, Italie) pour former un couloir de marche. Dans notre travail, nous avons utilisé un couloir de marche de 10 mètres, où les deux bandes étaient espacées d'un mètre (Figure 24). Pour le test de marche de 10 mètres, le participant devait parcourir toute la distance de l'OptoGait en vitesse de confort. Pour le test de marche de 6 minutes, les participants devaient faire des allers-retours dans le couloir de l'OptoGait ; ils avaient pour instruction de faire demi-tour aux deux extrémités du couloir. Pour le premier test fonctionnel, la vitesse de marche était enregistrée avec l'OptoGait afin d'évaluer la fragilité des personnes. Pour le second test, la distance parcourue de marche était obtenue avec l'OptoGait.



**Figure 24.** OptoGait

### 5.2.4. *Ergomètre isocinétique*

L'ergomètre isocinétique utilisé pour notre travail est le Biodex (Biodex Medical Systems, Inc., Shirley, Ny). L'ergomètre isocinétique est considéré comme le gold standard pour mesurer objectivement la fonction musculaire (i.e., la force, la puissance et l'endurance) en milieu clinique et en recherche (Drouin et al., 2004). Il se compose d'un siège où la personne est assise et d'un dynamomètre (Figure 25). Pendant toute la durée du test, le participant est assis sur le siège dédié, et son centre du condyle fémoral latéral de sa jambe dominante est aligné avec l'axe de rotation du dynamomètre. La jambe du participant était attachée au bras de levier du dynamomètre à l'aide d'une sangle placée à 1 centimètre au-dessus de la malléole interne. L'évaluation musculaire de la cuisse a été effectuée en unilatéral sur la jambe dominante et avait pour objectif de mesurer la force maximale des muscles extenseurs du genou et la relation force vitesse lors de l'extension du genou. Pendant tout le test, le participant était encouragé verbalement par le clinicien.



**Figure 25.** Ergomètre isocinétique : Biodex

Avant le début de l'évaluation, il est demandé au participant de faire des extensions et flexions du genou pour se familiariser avec le mouvement et le matériel (i.e., Biodex). L'évaluation consistait à réaliser des extensions concentriques volontaires maximales à six vitesses angulaires différentes (i.e., 0,52, 1,04, 1,57, 2,09, 2,61, 3,14  $\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}$ ). Entre les différentes séries, le participant avait une minute de repos. Pour chaque vitesse, les participants devaient réaliser trois extensions et flexions. Le meilleur résultat (i.e., la force maximale) des trois essais d'extension pour chaque vitesse a été retenu pour l'étude 5. Les six forces maximales des extenseurs du genou permettent d'établir une relation linéaire de la force-vitesse de chaque participant. La force maximale théorique (TMAX pour  $\omega = 0$ ) et la vitesse angulaire maximale théorique ( $\omega\text{MAX}$  pour  $T = 0$ ) ont été déterminées en extrapolant la relation linéaire sur les axes y et x, respectivement. La relation puissance-vitesse angulaire ( $P-\omega$ ) a été déterminée à partir des valeurs de force maximale en utilisant une relation polynomiale du second ordre ( $P = a \times \omega^2 + b \times \omega + c$ , où a, b et c sont les coefficients de la régression polynomiale). La puissance maximale ( $P\text{MAX} = -\frac{b^2}{2a} + c$ ) et la vitesse angulaire optimale correspondante ont été calculées à partir de cette équation ( $\omega\text{OPT} = -\frac{b}{2a}$ ). Le traitement des données du dynamomètre isocinétique a été effectué avec le développement d'un script MATLAB (version R2018a, The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA).

#### *5.2.5. Lunettes connectées Ellicie Healthy*

L'outil utilisé dans toutes nos études (excepté l'étude 4) est une paire de lunettes connectées. Elles ont été présentées dans le chapitre 4 du cadre théorique. Pour les deux premières études, les données brutes des lunettes (i.e., accéléromètre et gyroscope) ont été enregistrées sur une application « Driver » (i.e., développée par l'entreprise) pour être sauvegardées sur le réseau de l'entreprise. Pour les études 3 et 5, les données brutes des lunettes

connectées ont été enregistrées sur le téléphone portable connecté via Bluetooth, pour ensuite être enregistrées localement.

Le matériel utilisé pour les cinq premières études de ce travail doctoral est présenté dans le Tableau 6.

**Tableau 6.** Matériel utilisé pour les différentes études

|  | <i>Etude 1</i> | <i>Etude 2</i> | <i>Etude 3</i> | <i>Etude 4</i> | <i>Etude 5</i> |
|--|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
| <i>Lunettes connectées</i>             | ×              | ×              | ×              |                | ×              |
| <i>OptiTrack</i>                       | ×              | ×              |                |                |                |
| <i>Tapis Bertec</i>                    |                | ×              |                |                |                |
| <i>Optogait</i>                        |                |                | ×              | ×              |                |
| <i>Ergomètre isocinétique (Biodex)</i> |                |                |                |                | ×              |

### 5.3. Déroulement des études

Les études 1 et 2 ont été réalisées avec les mêmes participants, et se sont déroulées lors des mêmes sessions de test. L'équipement utilisé pour ces tests était les lunettes connectées ainsi que le système opto-électronique (i.e., Étude 1 et 2) et le tapis Bertec (i.e., Étude 2). Un marqueur (i.e., opto-électronique) était positionné sur l'index de la main droite du participant et un marqueur sur la branche droite des lunettes. Les participants ont été évalués lors de deux sessions de tests identiques, séparées d'une semaine. Chaque session de test consistait en des mouvements de lever de chaise (Étude 1) et de marche (Étude 2). Pour le mouvement de lever de chaise, les participants devaient effectuer des mouvements de lever de chaise à partir d'une position de départ qui est la position assise sur une chaise sans accoudoirs. Tout au long du test, les participants devaient garder leurs bras croisés sur la poitrine et les pieds à plat au sol. Deux conditions de vitesse étaient données aux participants, d'abord la vitesse confort et ensuite la vitesse lente. Chaque vitesse a été réalisée avec et sans port d'un collier cervical. Pour chaque condition expérimentale, 15 répétitions ont été effectuées. Les participants ont donc effectué un total de 60 mouvements de lever de chaise. Pour le test de marche, les participants ont marché sur le tapis roulant Bertec à trois vitesses constantes (0,72 m.s<sup>-1</sup>, 0,90 m.s<sup>-1</sup> et 1,1 m.s<sup>-1</sup>). Pour chaque vitesse, les participants devaient marcher dans deux conditions expérimentales : avec et sans collier cervical. Ainsi, les participants devaient donc marcher dans 6 conditions expérimentales différentes au cours des deux sessions de test. Pour chaque condition expérimentale, les participants ont marché à la vitesse imposée pendant 40 secondes et ont reçu

pour instruction de marcher normalement en regardant droit devant eux. Pour garantir une vitesse constante, l'enregistrement commençait 10 secondes après que le tapis avait atteint la vitesse choisie. Avant le début de chaque test physique, les instructions ont été expliquées aux participants et l'expérimentateur s'est assuré de leur compréhension.

Les études 3, 4 et 5 avaient une partie commune de tests physiques. Tout d'abord, les critères d'inclusion et d'exclusion étaient vérifiées, puis les personnes âgées devaient signer le consentement éclairé afin d'être incluses dans l'étude. Une évaluation de leur fragilité et de leur historique de chute était réalisée au début de la session de test. Puis une batterie de tests physiques a été effectuée : force de préhension, test d'équilibre unipodal les yeux ouverts et les yeux fermés, test de 30 secondes de lever de chaise, test de 10 mètres de marche de confort dans l'OptoGait, test de marche de 6 minutes (réaliser des aller-retours dans le couloir de 10 mètres de l'OptoGait), test du Timed Up and Go en condition confort et rapide et le test musculaire sur le Biodex avec différentes vitesses. Les différents tests physiques permettent d'obtenir toutes les données pour ces trois études sur les personnes âgées. Lors de tous ces tests, les personnes âgées étaient équipées de la paire de lunettes connectées, qui devaient être ajustées derrière les oreilles au préalable.

Pour l'étude 3, les participants ont effectué cette batterie de tests au cours d'une seule visite en laboratoire. Pour cette étude, nous avons utilisé les données du test de 30 secondes de lever de chaise, du test de marche de 6 minutes et du test du Timed up and go en condition confort et rapide.

L'étude 4 avait pour objectif d'évaluer l'acceptabilité de la paire de lunettes connectées chez la population âgée. Les lunettes ont été présentées de manière standardisée à toutes les personnes âgées participant à cette étude (Figure 26).

Je vais vous présenter rapidement la paire de lunettes connectées, si vous avez des questions n'hésitez pas à me les poser.

Tout d'abord la paire de lunettes connectée ressemble à une **paire de lunette classique**. Elles ont **plusieurs formes et différentes couleurs**, vous pouvez mettre une **correction** visuelle ou non dessus. Elles sont équipées de plusieurs **capteurs** qui permettent **l'analyse du mouvement et du comportement**.

A quoi servent-elles ?

Elles servent tout simplement à **prendre soin du porteur**. Le port de ces lunettes connectées permet d'analyser les mouvements quotidiens pour mesurer le **risque et prévenir la chute**. Lorsqu'une chute est présente, ces lunettes permettent aussi **d'alerter vos proches** afin d'obtenir de l'aide.

Comment elles fonctionnent ?

Les lunettes se connectent au téléphone portable avec une **application mobile simple** d'utilisation et intuitive. Elle a été développée pour que toute personne novice au fonctionnement du téléphone puisse l'utiliser. Pour que les lunettes fonctionnent vous devez être connecté à **internet** à travers votre téléphone portable. Vous n'avez pas besoin d'autres matériels, juste la paire de lunette et un téléphone portable. Vous n'avez pas d'installation de matériel à faire, juste l'ajustement des lunettes comme des lunettes classiques.

Chargement des lunettes ?

**Un chargeur** est vendu avec la paire de lunette, il **s'aimante** sur la branche droite de la lunette. Ce chargeur vous sert également à allumer les lunettes.

Lors de l'utilisation des lunettes ou de l'application mobile, si vous avez un problème tel qu'il soit, un support technique est en place pour vous accompagner.

Combien elles coûtent ?

Les lunettes coûtent **289€**, une prise en charge par la mutuelle et la sécurité sociale est possible. Si vous voulez être pris en charge par une plateforme téléphonique lorsque vous avez chuté et demandé de l'aide, il vous faudra payer **21 €** par mois soit 10.50€ après crédit d'impôt.

**Figure 26.** Présentation de la paire de lunettes connectées qui ont pour objectif de détecter et de prévenir les chutes

Après cette présentation, les personnes âgées n'ont pu poser aucune question sur ce qui venait de leur être présenté. Elles ont ensuite été invitées à remplir le questionnaire de l'UTAUT2 adapté pour ce dispositif (Figure 27). Ce questionnaire était composé de 25 items répartis en huit construits : performance attendue, effort attendu, influence sociale, conditions facilitatrices, motivation hédonique, valeur marchande, habitude et intention comportementale. Chaque construit de l'UTAUT2 est mesuré par trois items, à l'exception de l'effort attendu qui comporte quatre items. Le questionnaire de l'UTAUT2 a été évalué sur une échelle de Likert en sept points où « 1 » signifie « pas du tout d'accord » et « 7 » signifie « tout à fait d'accord ». Après avoir rempli les 25 items, les participants pouvaient poser toutes leurs questions à l'examineur, puis après ils ont réalisé la batterie de tests physiques. Les tests physiques de cette étude étaient : le test de 10 mètres de marche, le test de marche de 6 minutes et le test de l'équilibre unipodal avec les yeux ouverts et les yeux fermés.

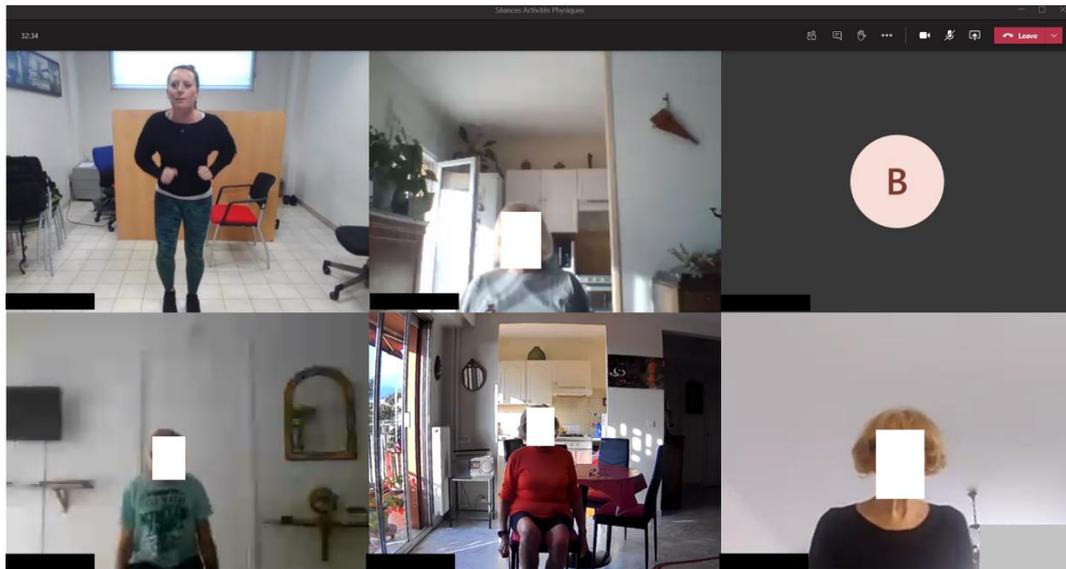
**Echelle de mesure de l'acceptabilité des TIC pour la santé**

Suite à la situation qui vient de vous être présentée, nous vous demandons de vous projeter dans cette situation. **Imaginez que vous portez les lunettes connectées permettant d'analyser les mouvements quotidiens pour mesurer le risque et prévenir la chute.** Pour chaque question, vous devez cocher la case correspondant à votre degré d'accord avec l'affirmation.

|    |  | Pas du tout d'accord  | Pas d'accord          | Plutôt pas d'accord   | Ni d'accord ni pas    | Plutôt d'accord       | D'accord              | Tout à fait d'accord  |
|----|--|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
|    |  | 1                     | 2                     | 3                     | 4                     | 5                     | 6                     | 7                     |
| 1  | Je trouverais les lunettes connectées utiles dans ma vie quotidienne.                                    | <input type="radio"/> |
| 2  | Apprendre comment utiliser les lunettes connectées serait facile pour moi.                               | <input type="radio"/> |
| 3  | Les personnes qui sont importantes pour moi penseraient que je devrais utiliser les lunettes connectées. | <input type="radio"/> |
| 4  | J'aurais les ressources nécessaires pour utiliser les lunettes connectées.                               | <input type="radio"/> |
| 5  | Utiliser les lunettes connectées serait amusant.   | <input type="radio"/> |
| 6  | Les lunettes connectées seraient à un prix raisonnable.  | <input type="radio"/> |
| 7  | L'utilisation des lunettes connectées deviendrait une habitude pour moi.                                 | <input type="radio"/> |
| 8  | J'aurais l'intention d'utiliser les lunettes connectées dans le futur.                                   | <input type="radio"/> |
| 9  | Utiliser les lunettes connectées m'aiderait à accomplir les choses plus rapidement.                      | <input type="radio"/> |
| 10 | Mon interaction avec les lunettes connectées serait claire et compréhensible.                            | <input type="radio"/> |
| 11 | Les personnes de mon entourage penseraient que je devrais utiliser les lunettes connectées.              | <input type="radio"/> |
| 12 | J'aurais les connaissances nécessaires pour utiliser les lunettes connectées.                            | <input type="radio"/> |
| 13 | Utiliser les lunettes connectées serait agréable.  | <input type="radio"/> |
| 14 | Les lunettes connectées auraient un bon rapport qualité-prix.  | <input type="radio"/> |
| 15 | Je serais « accro » à l'utilisation des lunettes connectées.   | <input type="radio"/> |
| 16 | J'essayerais d'utiliser les lunettes connectées dans ma vie quotidienne.                                 | <input type="radio"/> |
| 17 | Utiliser les lunettes connectées augmenterait ma productivité.   | <input type="radio"/> |
| 18 | Je trouverais les lunettes connectées faciles à utiliser.  | <input type="radio"/> |
| 19 | Les personnes dont l'avis compte pour moi souhaiteraient que j'utilise les lunettes connectées.          | <input type="radio"/> |
| 20 | Les lunettes connectées seraient compatibles avec les autres technologies que j'utilise.                 | <input type="radio"/> |
| 21 | Utiliser les lunettes connectées serait divertissant.  | <input type="radio"/> |
| 22 | Au prix actuel, les lunettes connectées vaudraient le coût.  | <input type="radio"/> |
| 23 | Je devrais utiliser les lunettes connectées.   | <input type="radio"/> |
| 24 | Je prévois d'utiliser fréquemment les lunettes connectées.   | <input type="radio"/> |
| 25 | Il serait facile pour moi de devenir habile dans l'utilisation des lunettes connectées.                  | <input type="radio"/> |

**Figure 27.** Questionnaire UTAUT2 : acceptabilité des lunettes connectées pour détecter et prévenir les chutes

Pour réaliser l'étude 5, les participants ont effectué la batterie de tests à deux reprises, avec un intervalle de temps de 3 mois. Les tests retenus pour cette étude étaient le test de force musculaire des membres inférieurs réalisé sur l'ergomètre isocinétique, le test du Timed up and Go en condition confort, le test de 30 secondes de lever de chaise, le test de marche de 6 minutes et le test d'équilibre unipodal les yeux ouverts et les yeux fermés. Pendant l'intervalle des trois mois, un programme d'activité physique adaptée (APA) a été proposé aux personnes âgées. Tout le programme d'APA a été réalisé par visioconférence (Figure 28). Il était encadré par une enseignante en activité physique adaptée.

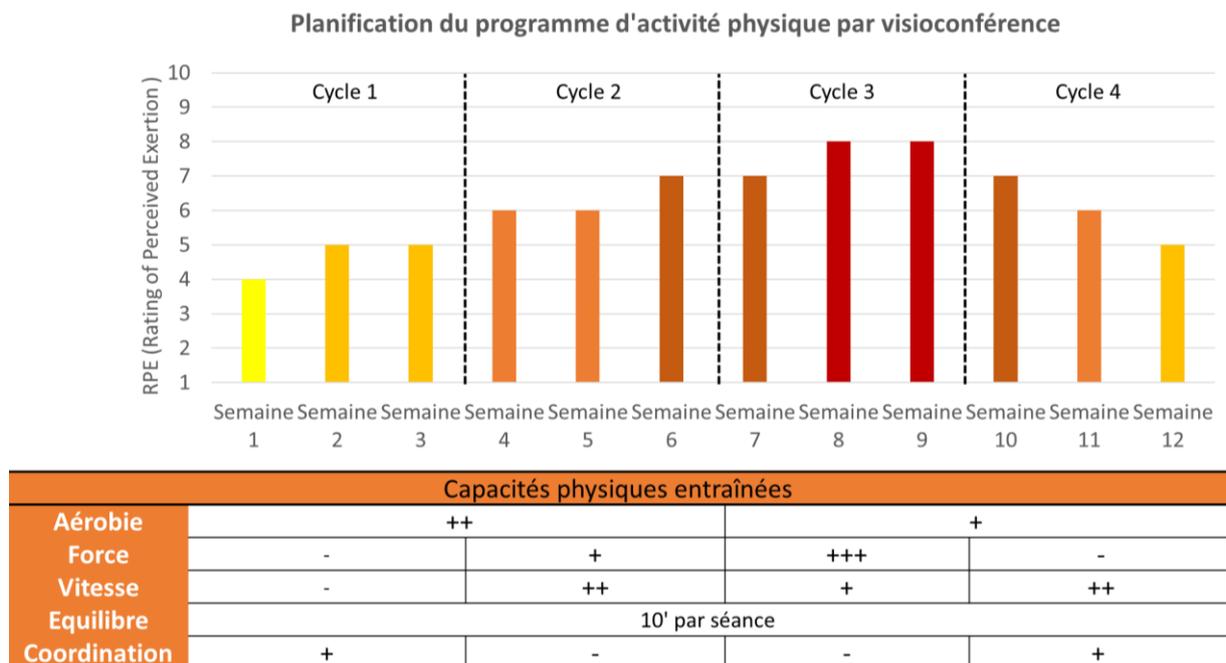


**Figure 28.** Exemple d'une séance d'activité physique adaptée en visioconférence

L'objectif de ce programme était de contrecarrer les effets négatifs du vieillissement musculaire en travaillant différentes composantes physiques. Il était composé d'aérobic, de travail de force, de vitesse, d'équilibre et de coordination. Toutes ces composantes ont été travaillées pendant les 12 semaines du programme d'APA à raison de 2 séances d'une heure par semaine. Les deux jours de séances étaient définis en début de cycle et ne devaient pas être deux jours consécutifs.

Tout au long du programme, chaque séance avait un objectif différent d'intensité relative selon le RPE (Rating of Perceived Exertion). Cette intensité était fixée par l'enseignant en APA et était progressive au cours des semaines pour atteindre une intensité de 8/9 lors de la 8<sup>ème</sup> et de la 9<sup>ème</sup> séance. A chaque fin de séance, le niveau perçu de la séance était demandé à chaque participant et ils devaient donner un RPE entre 0 et 10 (i.e., aucun effort et effort maximal respectivement). Le ressenti des participants permettait à l'enseignant en APA d'ajuster les séances suivantes pour atteindre l'intensité fixée. De plus, avant chaque séance

l'enseignant en APA récupérerait le niveau de fatigue de tous les participants, il était compris entre 0 et 5 (i.e., pas du tout fatigué et extrêmement fatigué, respectivement). La planification de ce programme APA est illustrée dans la Figure 29. Elle est composée de quatre cycles avec différents niveaux d'intensité. Un travail d'équilibre de 10 minutes était présent lors de toutes les séances d'APA. Comme les séances d'APA se déroulent par visioconférence, des bouteilles d'eau et/ou de conserves peuvent être utilisées pour être utilisé à la place des altères pour travailler la force musculaire. Chaque cycle intervient différemment sur les différentes composantes physiques. Le premier cycle vise à familiariser la personne âgée avec les séances d'APA et les différents mouvements qui seront répétés tout au long du programme. Les deux principales composantes de ce cycle sont l'aérobie et la coordination. Le deuxième cycle se concentre sur le travail de vitesse avec une intensité élevée ainsi qu'un travail de force. Dans le troisième cycle, l'accent est mis sur la force (i.e., renforcement musculaire) avec une intensité d'effort élevée ainsi qu'un travail de vitesse. Le quatrième et dernier cycle diminue en intensité (RPE) afin que la personne soit physiquement apte pour sa deuxième évaluation de la condition physique. Dans ce cycle, le travail est axé sur la vitesse et sur la coordination. Quatre exemples de séance d'APA sont présentés en annexe (i.e., une séance par cycle).



**Figure 29.** Planification des 12 semaines d'APA réalisée par visioconférence

Les différents tests effectués dans les 5 études de ce travail doctoral sont synthétisés dans le Tableau 7.

**Tableau 7.** Tests physiques réalisés pendant les différentes études

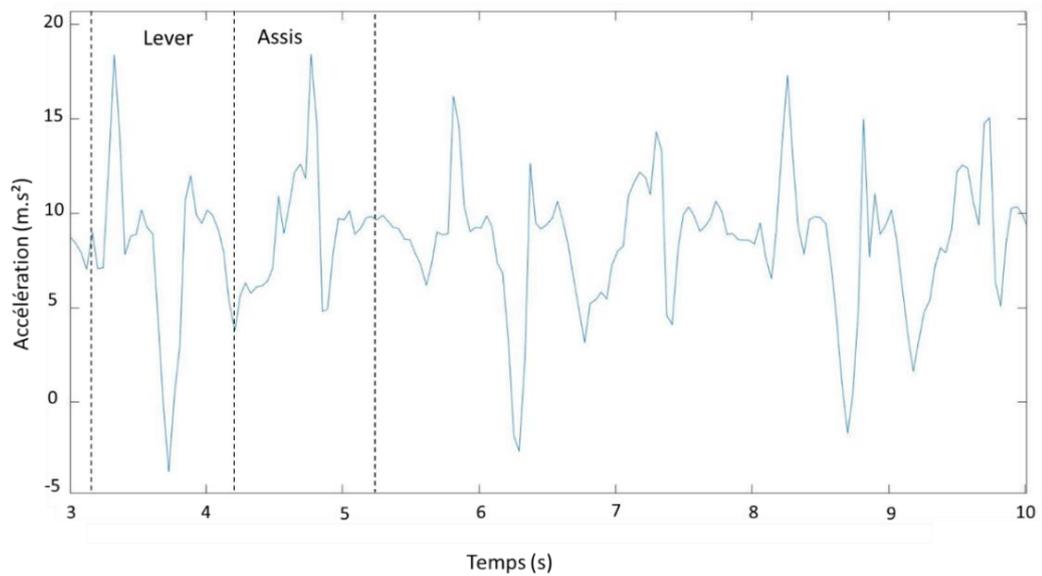
|   | <i>Etude 1</i> | <i>Etude 2</i> | <i>Etude 3</i> | <i>Etude 4</i> | <i>Etude 5</i> |
|---|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
| <i>15 levers de chaise</i>  | ×              |                |                |                |                |
| <i>Test de marche de 30 secondes</i>                              |                | ×              |                |                |                |
| <i>Questionnaire fragilité</i>                                    |                |                | ×              |                | ×              |
| <i>Questionnaire chute</i>  |                |                | ×              |                | ×              |
| <i>Test de 30 secondes de lever de chaise</i>                     |                |                | ×              |                | ×              |
| <i>Test de marche de 10 mètres</i>                                |                |                |                | ×              |                |
| <i>Test de marche de 6 minutes</i>                                |                |                | ×              | ×              | ×              |
| <i>Test du Timed up and go</i>                                    |                |                | ×              |                | ×              |
| <i>Equilibre unipodal</i>   |                |                |                | ×              | ×              |
| <i>Questionnaire UTAUT2</i>                                       |                |                |                | ×              |                |
| <i>Test de performance musculaire (force, puissance, vitesse)</i> |                |                |                |                | ×              |

Dans la dernière partie du cadre expérimental, le développement de deux algorithmes est présenté : la détection des chutes et la prévention du déclin des capacités physiques chez les personnes âgées. Le développement de ces deux algorithmes s’est fait en collaboration avec l’équipe algorithmique d’Ellicie-Healthy. Dans cette partie, j’ai contribué à la sélection des paramètres de risque de chute dans la littérature qui peuvent être analysés avec un accéléromètre au niveau de la tête.

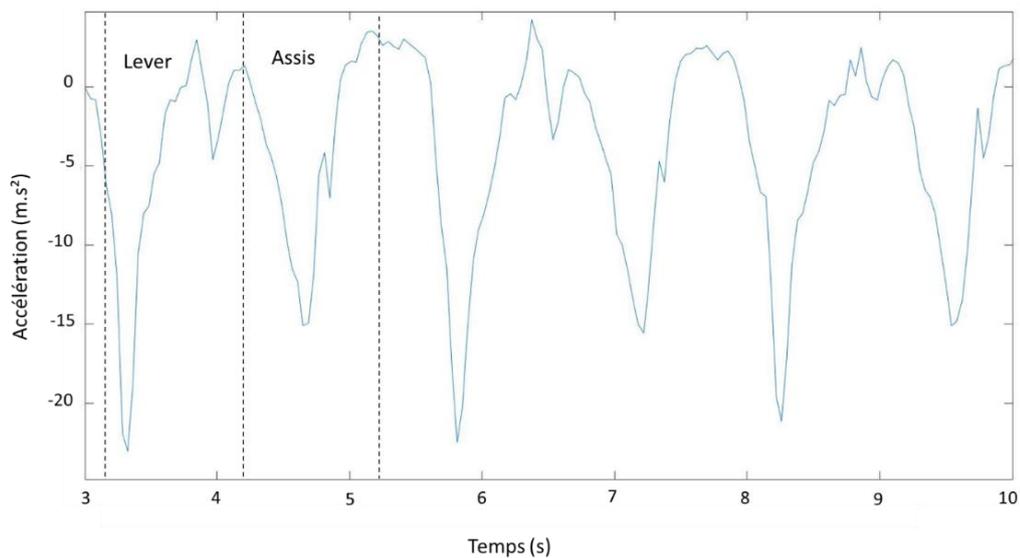
#### 5.4. Traitement des données

Pour les études 1 et 2, les données brutes des lunettes ont été enregistrées sur le réseau de l’entreprise grâce à l’application mobile « Driver ». Pour traiter toutes les données brutes des deux systèmes d’analyse, un programme sur Matlab (The MathWorks, Inc., Natick, MA, U.S.A., version R2018a) a été développé. Pour synchroniser les deux systèmes d’analyse (i.e., le système optoélectronique et les lunettes), un marqueur était positionné sur l’index droit du participant et un marqueur était positionné sur la branche droite des lunettes. Le participant devait taper deux fois sur la branche droite des lunettes avec son index droit. La distance entre ces deux marqueurs est calculée avec le système optoélectronique. La synchronisation entre les deux outils d’analyse se fait hors ligne et la position dans le temps de ces deux signaux a été enregistrée pour déterminer le début exact des deux évènements. Pour les deux études, l’accélération est comparée entre les deux outils d’analyse. L’accélération des lunettes est obtenue directement avec l’accéléromètre et pour le système optoélectronique elle est calculée

à partir de sa position. Nous avons observé que, pour le mouvement de lever de chaise et pour la marche, un signal signature de l'accélération est présent pour les données issues des lunettes mais également pour le marqueur positionné sur la branche droite. En ce qui concerne le lever de chaise, des patterns d'accélération de levers et d'assis de chaise sont présents. Lors de chaque lever de chaise, les pics d'accélération maximale verticale et antéro-postérieure sont récupérés pour les deux outils d'analyse afin d'être analysés dans l'étude 1 (Figure 30).



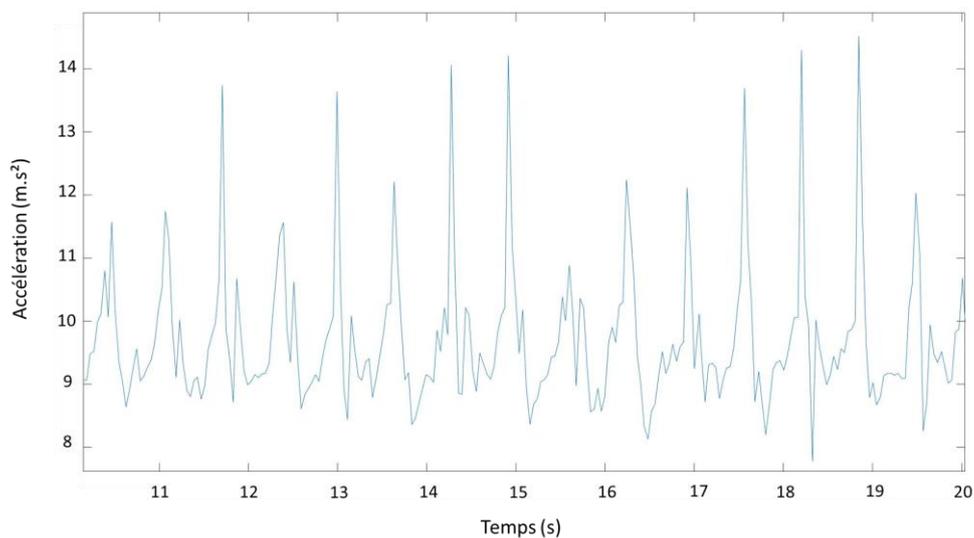
(A)



(B)

**Figure 30.** Accélération issue de la paire de lunettes connectées lors d'un mouvement de lever de chaise. A : accélération verticale, B : accélération antéro-postérieure

Pour l'étude 2, la marche a été analysée grâce à l'accélération verticale des deux outils de mesures (i.e., lunettes et système opto-électroniques). Un filtre Butterworth d'ordre 6 a été appliqué pour éliminer le bruit. Les accélérations verticales filtrées ont été interpolées pour obtenir le même nombre (i.e., 100) de points pour les deux signaux et pour chaque cycle de marche. Un seuil adaptatif a été établi pour déterminer les pas, puisqu'un pic d'accélération correspond à un pas. La durée et la longueur des pas de toutes les conditions expérimentales ont été calculées pour les deux outils d'analyse. Pour calculer la durée du pas, la différence de temps entre les pics consécutifs a été utilisée pour chaque pas enregistré (Figure 31). Pour la longueur des pas, une multiplication est effectuée entre la durée du pas et la vitesse de marche. La longueur des pas a été normalisée par la longueur des membres inférieurs de chaque participant.



**Figure 31.** Accélération issue de la paire de lunettes connectées lors de la marche

Pour les deux autres études expérimentales de ce travail doctoral (Études 3 et 5), les données brutes des lunettes connectées ont été enregistrées sur la base locale du téléphone portable grâce à une application développée par la start-up « Research ». Toutes les données brutes ont été traitées et analysées avec Matlab (The MathWorks, Inc., Natick, MA, U.S.A., version R2018a) afin d'en extraire les paramètres souhaités : durée des pas, longueur des pas, cadence de marche, distance totale de marche en 6 minutes, pic d'accélération verticale maximale lors des levers de chaise, nombre de lever de chaise en 30 secondes et le temps pour réaliser le Timed up and Go dans les deux conditions de vitesse. La vitesse de marche de confort est extraite directement de l'OptoGait et le temps de maintien en équilibre unipodal a été chronométré par le clinicien.

# 3<sup>ème</sup> partie : Cadre expérimental



## Étude 1 : Validation des lunettes connectées pour un mouvement de lever de chaise chez une population saine

### Publication :

**Hellec, J.**, Chorin, F., Castagnetti, A., & Colson, S. S. (2020). Sit-To-Stand Movement Evaluated Using an Inertial Measurement Unit Embedded in Smart Glasses—A Validation Study. *Sensors*, 20(18), 5019. <https://doi.org/10.3390/s20185019>

### Communication orale :

**Hellec, J.**, Chorin, F., Castagnetti, A., Colson, S. S. « Reproducibility and reliability of embedded inertial motion sensors integrated to smart eyeglasses during Sit to Stand test » In 1st International Conference on Human Interaction Emerging Technologies (IHIET) Université Côte d'Azur, Nice, August 2019



## Contexte de l'étude 1

L'instrumentation de cette paire de lunettes connectées est une innovation qui va permettre l'usage de celles-ci en situation écologique pour monitorer les mouvements quotidiens des personnes âgées. Une signature de signal accélérométrique est obtenue avec la paire de lunettes lors d'un mouvement de lever de chaise. Or, ces lunettes n'ont pas été validées pour évaluer ce mouvement. Cette étape de validation en laboratoire est impérative pour pouvoir utiliser ces lunettes en tant qu'outil d'analyse.

Cette étude 1 a pour objectif de valider l'accéléromètre intégré dans la paire de lunettes connectées chez des personnes jeunes et saines pour le mouvement de lever de chaise. Pour cela, nous analysons simultanément ce mouvement avec un outil de référence et les lunettes. L'outil de référence utilisé dans cette étude est le système opto-électronique, composé de caméras opto-électroniques et des marqueurs notamment un sur la branche droite des lunettes pour être au plus proche de l'accéléromètre. La fiabilité et la reproductibilité des données des lunettes sont évaluées sur l'axe vertical et antéro-postérieur. Une comparaison des pics d'accélération maximale verticale et antéro-postérieure entre les deux outils d'analyse est également effectuée.

Lors de cette étude de validation, les participants devaient se rendre deux fois au laboratoire pour étudier la reproductibilité des données intersession. Les deux sessions de tests étaient séparées d'une semaine. Au cours de chaque session, les participants ont été invités à réaliser 15 levers de chaise en vitesse confort et en vitesse lente. De plus, pour mieux contrôler les mouvements de la tête par rapport aux épaules, les participants devaient faire les séries de lever de chaise avec et sans collier cervical.



## Étude 1



Article

# Sit-To-Stand Movement Evaluated Using an Inertial Measurement Unit Embedded in Smart Glasses—A Validation Study

Justine Hellec <sup>1,2</sup> , Frédéric Chorin <sup>1,3</sup>, Andrea Castagnetti <sup>2</sup> and Serge S. Colson <sup>1,\*</sup>

<sup>1</sup> Université Côte d'Azur, LAMHESS, EUR HEALTHY, 06205 Nice, France; justine.hellec@univ-cotedazur.fr (J.H.); chorin.f@chu-nice.fr (F.C.)

<sup>2</sup> Ellcie Healthy, 06270 Villeneuve-Loubet, France; andrea.castagnetti@ellcie-healthy.com

<sup>3</sup> Université Côte d'Azur, CHU, Cimiez, Plateforme fragilité, 06000 Nice, France

\* Correspondence: serge.colson@univ-cotedazur.fr

Received: 18 July 2020; Accepted: 2 September 2020; Published: 4 September 2020



**Abstract:** Wearable sensors have recently been used to evaluate biomechanical parameters of everyday movements, but few have been located at the head level. This study investigated the relative and absolute reliability (intra- and inter-session) and concurrent validity of an inertial measurement unit (IMU) embedded in smart eyeglasses during sit-to-stand (STS) movements for the measurement of maximal acceleration of the head. Reliability and concurrent validity were investigated in nineteen young and healthy participants by comparing the acceleration values of the glasses' IMU to an optoelectronic system. Sit-to-stand movements were performed in laboratory conditions using standardized tests. Participants wore the smart glasses and completed two testing sessions with STS movements performed at two speeds (slow and comfortable) under two different conditions (with and without a cervical collar). Both the vertical and anteroposterior acceleration values were collected and analyzed. The use of the cervical collar did not significantly influence the results obtained. The relative reliability intra- and inter-session was good to excellent (i.e., intraclass correlation coefficients were between 0.78 and 0.91) and excellent absolute reliability (i.e., standard error of the measurement lower than 10% of the average test or retest value) was observed for the glasses, especially for the vertical axis. Whatever the testing sessions in all conditions, significant correlations ( $p < 0.001$ ) were found for the acceleration values recorded either in the vertical axis and in the anteroposterior axis between the glasses and the optoelectronic system. Concurrent validity between the glasses and the optoelectronic system was observed. Our observations indicate that the IMU embedded in smart glasses is accurate to measure vertical acceleration during STS movements. Further studies should investigate the use of these smart glasses to assess the STS movement in unstandardized settings (i.e., clinical and/or home) and to report vertical acceleration values in an elderly population of fallers and non-fallers.

**Keywords:** accelerometer; wearable sensors; vertical acceleration; reliability; chair rise test

## 1. Introduction

Sit-to-stand (STS) is a repeated movement of daily life with an average of 45 movements performed per day by adults [1]. This movement, requiring important muscular capacities [2], coordination and balance control is the prerequisite for all activities such as standing or walking [3]. For this reason, the STS movement, and its various forms of assessment (i.e., the duration to perform five [4] or ten [5] consecutive STS movements or the maximum number of STS movements performed in thirty seconds [6] or one minute [7]) is widely used to assess functional capacities of different populations in clinical settings [8,9]. In the literature, although the definition of the STS movement varies according to

the aim of the study, many factors (e.g., chair seat height, speed, position of feet, use of armrests or not, etc.) influence STS performance [10]. Consequently, many studies have attempted to gain insight into the STS movement through biomechanical analyses with various systems such as force plates, combined with or without optoelectronic systems [8,11–15], video analysis [16], goniometry [17,18], and more recently accelerometry [15,19–21]. The recent technological progress involving wearable sensors allows for a more comprehensive analysis of the biomechanical kinematic variables of STS in clinical settings [22], which could be used in place of expensive and time-consuming biomechanical laboratory evaluations [23]. In addition, this kind of technology can be easily used in everyday life and could provide useful information in various clinical settings to monitor STS activity.

Due to their small size and portability, triaxial accelerometers were the first devices to be used to monitor physical activity and/or everyday movements in different settings [8,24–26]. More recently, some studies have investigated the relevance of using smartphones with incorporated accelerometers in clinical settings [27] and more particularly for the assessment of the STS [2,28–31]. Many studies have therefore attempted to evaluate STS movements with either a single accelerometer or multiple accelerometers, both embedded and not embedded in smartphones, placed over different regions of the human body. For example, a single accelerometer was placed over the chest [32], at the lower lumbar back level [2,8,19,30] or at the hip level [15,21,24], or multiple sensors were positioned over the trunk [20]. To date, there is no consensus on the optimal position to place the sensors for analysis of STS and other movements, and the optimal position might depend on the purpose of the movement being investigated. For example, it has been reported that movement regularity during walking and running was highest with a sensor located around the seventh cervical vertebra in comparison to a pelvic placement [33]. Linderman et al., [26] have also suggested that a sensor located at the head level could provide better kinematic information of the risk of falls in comparison to sensors located at the hip and the trunk. Nevertheless, a recent study demonstrated that a sensor strapped around the waist region provided better sensitivity in fall detection than one strapped over the head [34]. The authors expected to obtain higher accuracy with the sensor over the head and argued that during voluntary simulated falls, the participants may stabilize their head more than during unintended falls. Consequently, the kinematic analysis of daily life movements with an accelerometer located at the head level remains poorly investigated.

In this context, the use of an accelerometer embedded in glasses could be a promising and innovative technology to assess everyday life movements and/or could be useful for health-related applications. For example, it is estimated, and likely underestimated, that more than sixty percent of the population worldwide wears glasses [35,36]. As people get older, the use of vision correction glasses increases as well, with more than sixty percent of individuals aged between 40 and 50 years wearing glasses and this percentage growing up to ninety percent for individuals aged 75 or more. Consequently, for a great part of the population worldwide, glasses are a part of everyday life and are a wearable object and many other types of glasses are used to protect eyes from the sun and/or during the practice of various physical activities. Including sensors in such common objects that are part of everyday life would allow clinicians and researchers to collect remotely various biomechanical data during walking, running or even during repetitive movements, such as the STS. Considering that: (i) the STS movement is a recurrent activity of daily life and, (ii) STS performance can be used as an indicator for detecting the onset of the decline in physical abilities in the elderly, the present study aimed at investigating the acceleration during an STS movement with an everyday life wearable sensor such as glasses. In fact, to the best of our knowledge, no study has yet measured acceleration during an STS movement with an accelerometer embedded in glasses.

Knowing this, the purpose of this study was to determine the intra-session and inter-session reliability of smart glasses incorporating a triaxial accelerometer during the STS movement and to evaluate its concurrent validity against optoelectronic measurements in healthy participants in laboratory conditions.

## 2. Materials and Methods

### 2.1. Participants

Nineteen healthy adults without any known functional or cognitive impairments volunteered to participate in the study (9 men and 10 women; age:  $26.4 \pm 4.5$  years old, height  $172.7 \pm 7.3$  cm, body mass:  $67.2 \pm 14.3$  kg, BMI:  $22.4 \pm 3.5$  kg/m<sup>2</sup>; values are means and standard deviations). To be included, participants had to be able to stand up from a chair without the use of the arms, aged between 20 and 35 years, and without optical correction. The study was reviewed and approved by the South Mediterranean Protection of Persons Ethics Committee (registration number: 2015-A01188-41) and was conducted according to the Declaration of Helsinki revised in 2013. All participants were informed about the experimental procedures and informed written consent was provided prior to the study.

### 2.2. Study Design

This single-group repeated-measures study was conducted in a biomechanics laboratory (Frailty Platform) of the University Hospital Center in Nice (France). Participants attended the laboratory for two separate identical testing sessions, separated by one week. Each testing session was composed of STS movements performed in two speed conditions (i.e., comfort and slow). In addition, each speed was performed with and without the use of a cervical collar. For each experimental condition, fifteen repetitions were performed. Hence, the participants performed a total of 60 STS movements during each testing session. Participants were instructed to perform the STS from a starting position seated on a standardized chair (45 cm height from the floor) without armrests, arms folded across the chest without any obvious compensatory movement and keeping their feet on the floor during the test. The experimenter made sure that the instructions were fully understood by allowing practice trials before starting the testing session. During all the testing sessions, the participants wore the glasses without any optical correction.

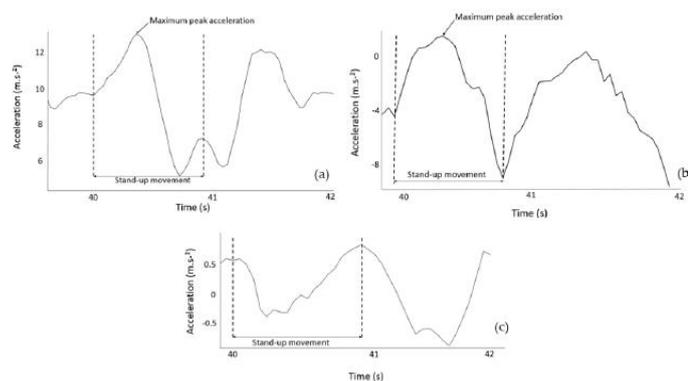
### 2.3. Apparatus, Data Collection and Analysis

Testing was carried out in a laboratory equipped with a Bertec instrumented treadmill (Bertec Corporation, Columbus, OH, USA) and six optoelectronic cameras (OptiTrack system, Naturalpoint, Inc., Corvallis, OR, USA). The portable inertial measurement unit (IMU) was embedded into the right arm of the smart glasses (Ellicie-Healthy, Villeneuve-Loubet, France). The IMU system is a microelectromechanical system (MEMS) LSM6DS3-TR ( $2.5 \times 3 \times 0.83$  mm) [23]. This sensor is equipped with 3D-accelerometer and 3D-gyroscope. The orientation of the axes of the accelerometer embedded in the glasses is represented in Figure 1. The vertical axis of the glasses accelerometer was aligned with the gravitational axis while the participant was standing or sitting. In both positions, the accelerometer of the IMU recorded the gravitational acceleration (g) in the vertical axis. The range of measure of the IMU was  $\pm 2$  g. A reflective kinematic marker was positioned on the right arm of the glasses in order to be as close as possible to the IMU. The orientation of the axes of the glasses kinematic marker is also represented in Figure 1. Another kinematic marker was positioned on the right-hand first finger of the participant. This marker was used to implement a synchronization procedure between both devices that acquire data simultaneously. The synchronization procedure involves the participant hitting the right branch of the glasses with his/her first finger. With a kinematic marker on the participant's finger and by measuring the distance between the marker on the finger and the marker that was placed on the right branch of the glasses, it was possible to create a specific and easily detectable pattern in the optoelectronic signals. A similar pattern appeared in the acceleration measured by the IMU of the glasses, due to the effect of tapping with the finger near the accelerometer. During the offline synchronization procedure, the position in time of these two patterns was detected (i.e., one for the IMU signal of the glasses and the other one in the optoelectronic signal). This procedure allows us to determine the exact timestamp of the two events. Time alignment between the two signals was achieved by synchronizing these two events for all analyses.



**Figure 1.** Position of the reflective marker on the right arm of the glasses and axes of the accelerometer and reflective marker.

Raw IMU data recorded by the glasses were streamed via Bluetooth to a smartphone application (Driver by Ellcie-Healthy, Villeneuve-Loubet, France, Version 8.8) while kinematic data were recorded with the OptiTrack Motive software (Version 1.10). All data were analyzed using a Matlab program (The Mathworks, INC.; Natick, MA, USA, version R2018a). The raw acceleration of the IMU was directly provided by the accelerometer set at a sampling frequency of 26 Hz. Since the signal was recorded at a low frequency, filtering was not required. The maximum peak acceleration could be clearly identified in the raw signal with the synchronization procedure described previously. Moreover, during an STS movement there is no impact of the feet with the ground, such as during walking, which implies that few artifacts could influence the STS accelerometer signal. The acceleration signal was investigated during the transition from the initial seated position to the final standing position of the movement. The maximal acceleration values on both the vertical and anteroposterior axes were retained for the analysis (Figure 2). For the OptiTrack system, the position of the kinematic marker placed on the right branch of the glasses was derived twice to first compute the velocity of this marker and second, the acceleration. A moving average filter with a window length of five samples was applied to the derived signal to filter out noise and spurious events that can be generated by the derivation computation.



**Figure 2.** Acceleration signals from the glasses during a sit-to-stand movement in comfort speed without cervical collar on the three different axes: (a) vertical, (b) anteroposterior, and (c) mediolateral. Graphs a and b show the maximum acceleration peaks during the stand-up movement.

#### 2.4. Statistical Analysis

Statistical analysis was performed with Statistica software (StatSoft, version 8.0, Tulsa, OK, USA). A three-layered approach was used in this study [37]. The Shapiro–Wilk test confirmed the normality

of the data distribution. For each variable, a two-factor ANOVA with repeated measures (i.e., with or without cervical collar  $\times$  intra- and inter-session) was performed to assess the systematic error within the fifteen trials and across both testing sessions. When necessary Bonferroni post-hoc tests were used to identify specific mean differences. The significance level was set to  $p < 0.05$  and the effect size was computed from partial eta-squared values ( $\eta^2p$ ). The relative reliability of each variable across the trials within each testing session was assessed using intraclass correlation coefficients (ICC) with a 95% confidence interval. Test-retest reliability between both testing sessions was computed from the average values of the fifteen trials recorded during each session. ICC values less than 0.5, between 0.5 and 0.75, between 0.75 and 0.90 and greater than 0.90 were considered to have bad, moderate, good and excellent reliability, respectively [38]. The variability of each variable was assessed with the coefficient of variation (CV) to give information on the data stability between individuals rather than between trials [39]. The acceptability threshold was set at 10% [40]. The standard error of measurement (SEM), which is unaffected by inter-subject variability, was considered as an absolute reliability index [37]. SEM values smaller than 10% of the average test or retest value were considered to indicate excellent absolute reliability and minimal detectable change values with a confidence level of 95% (MDC95) were provided. Concurrent validity was first examined with the Pearson correlation coefficient ( $r$ ). Then, Bland–Altman graphs with 95% limits of agreement were plotted to compare the maximal acceleration values of both systems [41].

### 3. Results

#### 3.1. Reproducibility Intra- and Inter-Session of the Glasses and the Optoelectronic System

Importantly, no significant effect of the cervical collar was noted whatever the testing session and/or speed condition. Mean acceleration values of the IMU embedded in the glasses and the optoelectronic system are presented in Table 1 for both axes and for different experimental conditions.

For the acceleration recorded in the vertical axis, a significant interaction was found for the comfort speed measured with the glasses;  $F(14,504) = 1.82, p < 0.05, \eta^2p = 0.05$ . Post-hoc analyses revealed that the first trial of the condition with the cervical collar was smaller than the other fourteen trials ( $0.001 < p < 0.05$ ) for both sessions. No significant difference was observed for the slow speed for the glasses ( $p > 0.05$ ). No significant differences were noted for either the comfort or the slow speed for the acceleration values measured with the optoelectronic system ( $p > 0.05$ ).

In the anteroposterior axis, a significant interaction (i.e., within  $\times$  between sessions) was found for the slow speed with the glasses;  $F(14,504) = 1.90, p < 0.05, \eta^2p = 0.05$ . Pooled acceleration values of the first trial were smaller than the other fourteen trials, as well as some other trials between them ( $0.001 < p < 0.05$ ) for both the condition with and without the cervical collar. A significant time effect (i.e., intra-session) was also observed for the comfort speed with the glasses [ $F(14,504) = 15.99, p < 0.001, \eta^2p = 0.31$ ] as well as for both the comfort [ $F(14,504) = 5.27, p < 0.001, \eta^2p = 0.36$ ] and slow [ $F(14,504) = 5.03, p < 0.001, \eta^2p = 0.12$ ] speed for the optoelectronic system. Mainly, pooled acceleration values of the first trial were smaller than the other trials and occasionally some trials between them ( $0.001 < p < 0.05$ ).

#### 3.2. Reliability Intra- and Inter-Session of the Glasses and the Optoelectronic System

The intra-session values of the ICC, SEM, MDC95 and CV of the accelerometer embedded in the glasses and the optoelectronic system are presented in Table 1 for both the vertical and the anteroposterior axes. For the glasses, all ICC values were between 0.78 and 0.91 indicating good to excellent reliability for the vertical axis. In the anteroposterior axis, values ranged from 0.70 to 0.89, indicating moderate to good reliability. The kinematic analysis of the optoelectronic system provided ICC values ranging from 0.84 to 0.94 and from 0.78 to 0.90 for the vertical and the anteroposterior axes, respectively.

**Table 1.** Mean acceleration values, intraclass correlation coefficient (95% confidence interval), standard error of the measurement, minimum detectable change and coefficient of variation (%) measured with the eyeglasses and the kinematic system (OptiTrack) during fifteen sit-to-stand movements for both sessions.

| Glasses          | Mean Acceleration Value (Standard Error) in $m \cdot s^{-2}$ |              | Intraclass Correlation Coefficient (95% Confidence Interval) |                  |                  | Standard Error of the Measurement |           |             | Minimum Detectable Change |           |             | Coefficient of Variation (%) |           |             |
|------------------|--|--------------|--|------------------|------------------|-----------------------------------|-----------|-------------|---------------------------|-----------|-------------|------------------------------|-----------|-------------|
|                  | Session 1  | Session 2    | Session 1  | Session 2        | Test-Retest      | Session 1                         | Session 2 | Test-Retest | Session 1                 | Session 2 | Test-Retest | Session 1                    | Session 2 | Test-Retest |
|                  |  |              |  |                  |                  |                                   |           |             |                           |           |             |                              |           |             |
| <b>Glasses</b>   |  |              |  |                  |                  |                                   |           |             |                           |           |             |                              |           |             |
| <b>VA</b>        |  |              |  |                  |                  |                                   |           |             |                           |           |             |                              |           |             |
| Comfort WCC      | 14.65 (1.65)   | 14.63 (1.19) | 0.88 (0.79–0.94)   | 0.86 (0.76–0.93) | 0.87 (0.69–0.95) | 0.60                              | 0.53      | 0.52        | 1.65                      | 1.46      | 1.44        | 5.17                         | 5.33      | 1.44        |
| Comfort CC       | 13.29 (1.70)   | 13.49 (1.04) | 0.90 (0.82–0.95)   | 0.78 (0.66–0.89) | 0.83 (0.61–0.93) | 0.59                              | 0.61      | 0.60        | 1.63                      | 1.70      | 1.66        | 6.12                         | 5.79      | 1.66        |
| Slow WCC         | 13.13 (1.74)   | 12.97 (1.72) | 0.89 (0.81–0.95)   | 0.91 (0.85–0.96) | 0.75 (0.46–0.90) | 0.61                              | 0.54      | 0.87        | 1.68                      | 1.49      | 2.41        | 4.71                         | 4.63      | 2.41        |
| Slow CC          | 11.94 (1.68)   | 11.71 (1.35) | 0.91 (0.84–0.96)   | 0.90 (0.83–0.95) | 0.63 (0.25–0.84) | 0.53                              | 0.46      | 0.92        | 1.47                      | 1.27      | 2.56        | 4.84                         | 4.65      | 2.56        |
| <b>APA</b>       |  |              |  |                  |                  |                                   |           |             |                           |           |             |                              |           |             |
| Comfort WCC      | 2.50 (0.99)  | 2.65 (0.94)  | 0.72 (0.58–0.85)   | 0.70 (0.55–0.84) | 0.45 (0.01–0.74) | 0.47                              | 0.55      | 0.73        | 1.24                      | 1.51      | 2.01        | 37.61                        | 53.32     | 2.01        |
| Comfort CC       | 1.76 (0.85)  | 2.12 (1.21)  | 0.79 (0.66–0.89)   | 0.88 (0.79–0.94) | 0.51 (0.08–0.78) | 0.36                              | 0.75      | 0.76        | 1.01                      | 2.08      | 2.11        | 59.84                        | 33.06     | 2.11        |
| Slow WCC         | 2.01 (0.99)  | 1.80 (1.19)  | 0.80 (0.69–0.90)   | 0.82 (0.71–0.91) | 0.60 (0.21–0.82) | 0.42                              | 0.48      | 0.70        | 1.17                      | 1.16      | 1.93        | 53.45                        | 56.88     | 1.93        |
| Slow CC          | 1.24 (1.12)  | 1.20 (1.28)  | 0.78 (0.66–0.89)   | 0.89 (0.81–0.95) | 0.67 (0.32–0.86) | 0.40                              | 0.48      | 0.70        | 1.11                      | 1.32      | 1.94        | 33.32                        | 64.35     | 1.94        |
| <b>OptiTrack</b> |  |              |  |                  |                  |                                   |           |             |                           |           |             |                              |           |             |
| <b>VA</b>        |  |              |  |                  |                  |                                   |           |             |                           |           |             |                              |           |             |
| Comfort WCC      | 4.85 (1.46)  | 4.95 (1.04)  | 0.90 (0.83–0.95)   | 0.84 (0.74–0.92) | 0.92 (0.81–0.97) | 0.50                              | 0.47      | 0.36        | 1.38                      | 1.30      | 1.00        | 13.77                        | 11.99     | 1.00        |
| Comfort CC       | 4.95 (1.64)  | 5.31 (1.42)  | 0.92 (0.86–0.96)   | 0.87 (0.79–0.94) | 0.72 (0.40–0.88) | 0.49                              | 0.59      | 0.81        | 1.37                      | 1.55      | 2.26        | 18.53                        | 17.67     | 2.26        |
| Slow WCC         | 3.27 (1.54)  | 2.74 (1.47)  | 0.87 (0.78–0.94)   | 0.94 (0.89–0.97) | 0.72 (0.40–0.88) | 0.51                              | 0.37      | 0.76        | 1.42                      | 1.03      | 2.10        | 19.31                        | 19.18     | 2.10        |
| Slow CC          | 3.14 (1.31)  | 2.88 (1.61)  | 0.84 (0.74–0.92)   | 0.92 (0.86–0.96) | 0.59 (0.21–0.82) | 0.57                              | 0.47      | 0.93        | 1.57                      | 1.31      | 2.57        | 19.11                        | 21.91     | 2.57        |
| <b>APA</b>       |  |              |  |                  |                  |                                   |           |             |                           |           |             |                              |           |             |
| Comfort WCC      | 2.77 (0.80)  | 2.95 (0.77)  | 0.79 (0.68–0.90)   | 0.80 (0.68–0.90) | 0.94 (0.85–0.98) | 0.43                              | 0.41      | 0.20        | 1.18                      | 1.14      | 0.55        | 17.67                        | 16.26     | 0.55        |
| Comfort CC       | 2.85 (0.68)  | 3.01 (0.61)  | 0.79 (0.66–0.89)   | 0.78 (0.66–0.89) | 0.70 (0.37–0.87) | 0.38                              | 0.38      | 0.37        | 1.05                      | 1.04      | 1.02        | 17.88                        | 18.05     | 1.02        |
| Slow WCC         | 1.93 (0.75)  | 1.73 (0.76)  | 0.83 (0.73–0.92)   | 0.90 (0.82–0.95) | 0.74 (0.45–0.89) | 0.36                              | 0.27      | 0.39        | 0.99                      | 0.74      | 1.09        | 23.54                        | 22.72     | 1.09        |
| Slow CC          | 1.93 (0.78)  | 1.79 (0.78)  | 0.82 (0.71–0.92)   | 0.82 (0.71–0.91) | 0.86 (0.68–0.95) | 0.36                              | 0.36      | 0.30        | 1.01                      | 1.01      | 0.82        | 21.55                        | 24.14     | 0.82        |

Values in bold indicate excellent absolute reliability (i.e., SEM value smaller than 10% of the average test or retest value). Abbreviations: WCC, without cervical collar; CC, with cervical collar; APA, anteroposterior axis; VA, vertical axis.

SEM values of both systems were within the same range of values. Excellent absolute reliability (i.e., SEM smaller than 10% of the average test or retest value) was observed for the acceleration values of the vertical axis recorded with the glasses for all testing conditions (Table 1). Excellent absolute reliability was also observed for the optoelectronic system for the different conditions (Table 1).

The CV values of the acceleration measured with the glasses in the vertical axis were found to be of relatively small amplitude (i.e., less than 6.12%) whereas the CV values of the anteroposterior axis were between 37.61% and 64.35%. The CV values of the optoelectronic system ranged between 11.99% and 24.14% for both axes.

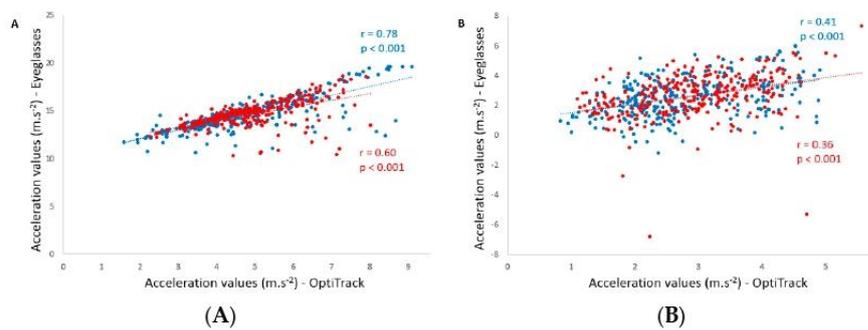
3.3. Concurrent Validity of the Glasses against the Optoelectronic System

Concurrent validity between the acceleration values of the IMU embedded in the glasses and the acceleration values computed from the kinematic analysis are displayed in Table 2. Significant Pearson correlations were found for both testing sessions in all conditions ( $p < 0.001$ ). The coefficients ranged between 0.37 and 0.94 for the vertical axis and were between 0.36 and 0.61 for the anteroposterior axis. Figure 3 depicts an example of the correlations observed for the vertical and anteroposterior axes during comfort speed without the cervical collar. Bland–Altman plots were drawn for each condition and Figure 4 shows all the conditions performed without the cervical collar.

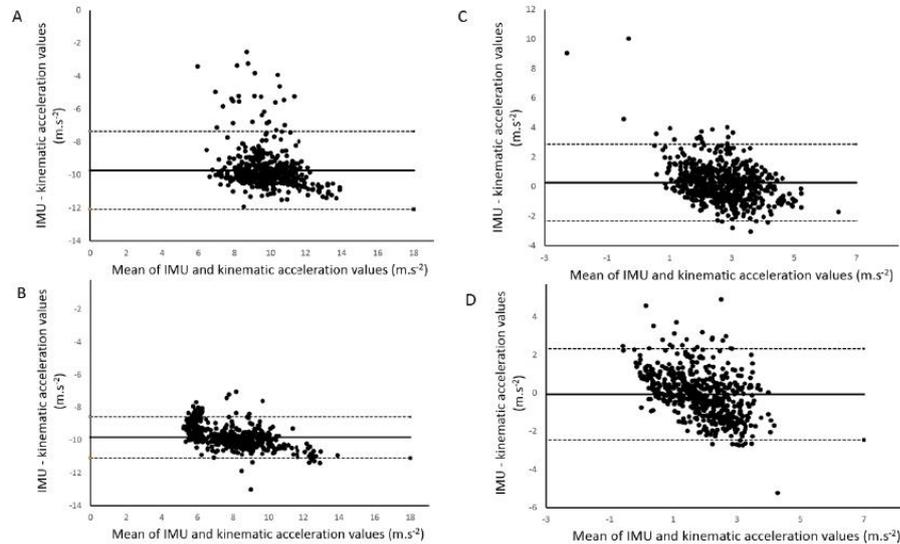
**Table 2.** Concurrent validity of the acceleration values obtained from the glasses compared to the OptiTrack.

|             | Pearson Correlation (r) |           |          | Bland-Altman           |             |             |
|-------------|-------------------------|-----------|----------|------------------------|-------------|-------------|
|             | Session 1               | Session 2 | Global   | Bias (Mean Difference) | Lower Limit | Upper Limit |
| VA          |                         |           |          |                        |             |             |
| Comfort WCC | 0.78 ***                | 0.60 ***  | 0.72 *** | -9.73                  | -12.10      | -7.35       |
| Comfort CC  | 0.62 ***                | 0.37 ***  | 0.52 *** | -8.29                  | -11.30      | -5.29       |
| Slow WCC    | 0.94 ***                | 0.94 ***  | 0.94 *** | -9.84                  | -11.12      | -8.56       |
| Slow CC     | 0.76 ***                | 0.80 ***  | 0.76 *** | -8.84                  | -10.89      | -6.79       |
| APA         |                         |           |          |                        |             |             |
| Comfort WCC | 0.41 ***                | 0.36 ***  | 0.38 *** | 0.28                   | -2.33       | 2.88        |
| Comfort CC  | 0.43 ***                | 0.61 ***  | 0.53 *** | 0.97                   | -1.24       | 3.18        |
| Slow WCC    | 0.42 ***                | 0.48 ***  | 0.46 *** | -0.07                  | -2.46       | 2.31        |
| Slow CC     | 0.54 ***                | 0.43 ***  | 0.48 *** | 0.64                   | -1.84       | 3.12        |

\*\*\* indicates significant correlation between systems ( $p < 0.001$ ). Abbreviations: WCC, without cervical collar; CC, with cervical collar; APA, anteroposterior axis; VA, vertical axis.



**Figure 3.** Pearson’s correlation of the acceleration values measured for the vertical (panel A) and anteroposterior (panel B) axes during comfort speed without the cervical collar for the first (blue dots) and the second (red dots) session.



**Figure 4.** Bland–Altman plots for the acceleration values recorded without the cervical collar for the vertical axis (panel **A**, comfort speed; panel **B**, slow speed) and for the anteroposterior axis (panel **C**, comfort speed; panel **D**, slow speed), showing the differences between the two systems (i.e., inertial measurement unit (IMU) embedded in the glasses and kinematic analysis of the OptiTrack) against the mean of the two systems. The solid horizontal lines represent the estimated bias and the dashed lines represent the 95% limits of agreement.

#### 4. Discussion

To our knowledge, this is the first study to validate the use of an accelerometer embedded in smart glasses for measuring acceleration during an STS movement. Reliability and concurrent validity of acceleration values recorded with the glasses were evaluated for the vertical and anteroposterior axes for two different movement speeds (i.e., comfort and slow) and two conditions of head stabilization (i.e., with or without the cervical collar). Relative reliability intra- and inter-session was good to excellent, especially for the vertical axis. In addition, excellent absolute reliability was observed for the glasses in the vertical axis. Finally, concurrent validity of the glasses against the kinematic data obtained from a motion capture system was demonstrated.

In a sample population of healthy adults, vertical acceleration values, recorded with the motion capture system from the reflective marker located on the arm of the glasses, are consistent with acceleration values of the center of mass during the STS movement reported in previous studies [20]. Similarly, the acceleration values obtained with our glasses agree with those recorded with a motion sensor located at the hip in young healthy participants during an STS movement [21]. Importantly, the use of a cervical collar did not significantly influence acceleration values, suggesting that assessing the STS movement without head stabilization is feasible. In addition, during the comfort speed with the cervical collar, we observed that the acceleration value of the first trial was smaller than the other trials for both sessions. This observation was also true for the first trial during comfort speed without the cervical collar, but only with respect to the third and the fifth trials. Taken together, these observations suggest that even if the participants were familiarized with the movement, they may still need at least one trial to perform correctly when the testing session starts. In fact, it was recently reported that a minimum of two trials were required to obtain excellent test-retest reliability of the acceleration during normal speed STS in young adults [21]. Nonetheless, the relative reliability of the glasses across the fifteen trials within each testing session was excellent for almost all the conditions (i.e.,  $0.86 < ICC < 0.91$ ;

Table 1). Only the second testing session for the comfort speed with cervical collar condition showed a smaller ICC value of 0.78. These observations, combined with a coefficient of variation less than 7%, indicate that the measurement of the vertical acceleration with the glasses is highly reliable and reproducible. Moreover, we also observed that the SEM for all testing conditions and sessions was smaller than 10%, indicating excellent absolute reliability [37]. The relative reliability of the glasses was similar to the acceleration values obtained from the kinematic analysis, even though the coefficient of variation was greater than 12% for the latter. In addition, with comparable SEM, the kinematic analysis had lower absolute reliability than the glasses. Consequently, the use of glasses to assess vertical acceleration during the STS movement is highly reliable.

Test-retest evaluation of the vertical acceleration across the two testing sessions shows good reliability for almost all testing conditions (i.e., ICC > 0.75; Table 1), since only the slow speed with the cervical collar exhibited a moderate ICC value of 0.63. The ICC values of the kinematic analysis were within the same range, with smaller values than the glasses. In addition, the SEM was less than 10%, indicating excellent absolute reliability for the glasses, which was not the case for the kinematic analysis. Our test-retest ICCs of the vertical acceleration values were comparable to or higher than values reported during STS at normal speed in young adults [21]. It is also worth mentioning that the test-retest ICC values obtained here are consistent with other studies assessing the kinematic variables or scores of the STS movement with different systems in young adults [18,42].

Concurrent validity between the glasses and the kinematic analysis was investigated for all conditions within and between testing sessions. Strong to very strong correlations were found between systems for the slow speed condition whereas weak to strong correlations were observed for the comfort speed within testing sessions (Table 2). Indeed, similar to the abovementioned ICC values, the second testing session for the comfort speed with the cervical collar condition showed a weak correlation. However, the most important observation was that the highest coefficients of correlation for each speed were systematically found for the condition without head stabilization, as is performed in everyday life (Figure 3). For these two conditions, test-retest measures exhibited strong to very strong correlations. Although more variable in the comfort speed condition, another interesting result is the higher vertical acceleration values measured with the eyeglasses compared to the acceleration obtained from the kinematic analysis. In fact, Bland–Altman analyses did not suggest a systematic bias in the measurements between systems when acceleration values are increasing. The only “bias” that could be observed is related to the uncorrected gravitational acceleration measured with the glasses compared to the kinematic analysis. Knowing this, we can conclude that both systems are comparable in the measurement of vertical acceleration.

In this study, the acceleration values measured in the anteroposterior axis were also investigated. Both the glasses and the kinematic analysis had moderate to good reliability within each testing session for all conditions. Although the reliability of the glasses for this axis is acceptable, the coefficients of variation are larger than the ones obtained from the kinematic analysis. Nevertheless, the kinematic analysis did not show excellent absolute reliability either, for this axis, and the coefficients of variation were greater than 16%. In addition, although they are within the same range of values, SEM values were greater than 10%, indicating that excellent absolute reliability was not obtained for this axis. ICC values of the acceleration for the test-retest evaluation were even worse for the glasses. Concurrent validity of the glasses against the kinematic analysis was moderate according to the coefficient of correlation. However, Bland–Altman plots emphasized that no bias was found between the systems and the limits of agreement were within the same range of values observed for the vertical acceleration. Taken together, these results suggest that caution should be taken when investigating acceleration values of the head in the anteroposterior axis during STS movements, especially with glasses.

It is extremely difficult to compare our results with previous studies since no study has directly investigated acceleration during an STS movement from an IMU located at the head level against a motion capture system in young healthy adults. However, a recent study highlighted that maximal vertical acceleration measured at the hip with a motion sensor in older adults had adequate accuracy and

concurrent validity against a standard laboratory method in which vertical acceleration was determined from force plate's measurements [14]. These authors have reported a strong association between the motion sensor and force plate methods for vertical hip acceleration. Although measurement systems and methods differ, we observed a similar level of association in the present study for vertical acceleration measured at the head. Consequently, investigating vertical acceleration during human movements, such as the STS with an IMU embedded in glasses, seems promising.

Some limitations of the study should be considered. The main methodological limitation concerns the absence of a calibration procedure between the global reference frame of the optoelectronic system and the local reference frame of the IMU embedded in the glasses. Although this procedure is important to accurately compare the acceleration values recorded by the two systems (i.e., to render the two measurements fully consistent and comparable), it was not performed in the present study since it does not reflect the "real" use of the glasses in daily life. Indeed, in ecological conditions each individual may wear the glasses differently (i.e., due to individual's anatomical landmarks, the branches of the glasses might not be strictly perpendicular to the gravitational acceleration) and subtle head movements could also be realized during STS movements and/or any kind of daily life movement. Even if a possible bias could have influenced the results of the present investigation due to the absence of a calibration procedure, the best absolute reliability of the acceleration values recorded here was found for the glasses during STS movements performed without the cervical collar, hence reflecting daily life conditions. Additionally, this study did not investigate different sensor locations nor attempt to validate the vertical acceleration measured with the glasses against other biomechanical variables such as the vertical acceleration derived from force plate recordings. Since the measurements were done in a laboratory environment, it would now be interesting to assess the STS movement in unstandardized settings (i.e., clinical and/or at home) reflecting daily life conditions. Finally, although the STS movement is relevant to assess functional status in various clinical settings, only young healthy adults were enrolled in the study, so the reliability and the accuracy validity of the glasses should be investigated in the elderly and health-compromised populations.

## 5. Conclusions

The investigation of everyday movements with inertial sensors has recently gained in popularity. STS is widely used to assess functional status in different populations. The objective of this study was to validate the use of an IMU embedded in glasses for the evaluation of the STS movement. The IMU embedded in glasses is reproducible and valid for vertical acceleration measurements. Knowing that this movement is automatized in most individuals, its use in everyday life is promising as well as in clinical settings. Indeed, with a simple everyday object, it is therefore possible to analyze the STS movement instantaneously in a clinical setting or gait laboratory without time-consuming signal processing and/or remotely at home through the smartphone application associated with the glasses. In an ecological situation, with such continuous remote recording of STS movements of daily life, it could be possible to detect a potential decline in physical capacities and, for example, prevent the risk of falls in the elderly. Future work should determine vertical acceleration values obtained with the glasses in an elderly population of fallers and non-fallers.

**Author Contributions:** J.H., F.C., A.C. and S.S.C. were involved in the conceptualization, data collection, and data analysis of the study as well as writing—original draft preparation, reviewing, editing and approval of the final version of the manuscript. With the help of J.H., F.C. and A.C. funding acquisition was supervised by S.S.C. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

**Funding:** This research was supported by la Fondation MAIF (<https://www.fondation-maif.fr/>) and la Région SUD Provence Alpes Côte d'Azur (<https://www.maregionsud.fr/>).

**Acknowledgments:** The authors are grateful to the volunteers for their participation.

**Conflicts of Interest:** The authors declare no conflict of interest.

## References

- Bohannon, R.W. Daily Sit-to-Stands Performed by Adults: A Systematic Review. *J. Phys. Ther. Sci.* **2015**, *27*, 939–942. [[CrossRef](#)]
- Cerrito, A.; Bichsel, L.; Radlinger, L.; Schmid, S. Reliability and Validity of a Smartphone-Based Application for the Quantification of the Sit-to-Stand Movement in Healthy Seniors. *Gait Posture* **2015**, *41*, 409–413. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Janssen, W.G.M.; Bussmann, J.B.J.; Horemans, H.L.D.; Stam, H.J. Analysis and Decomposition of Accelerometric Signals of Trunk and Thigh Obtained during the Sit-to-Stand Movement. *Med. Biol. Eng. Comput.* **2005**, *43*, 265–272. [[CrossRef](#)]
- Guralnik, J.M.; Simonsick, E.M.; Ferrucci, L.; Glynn, R.J.; Berkman, L.F.; Blazer, D.G.; Scherr, P.A.; Wallace, R.B. A Short Physical Performance Battery Assessing Lower Extremity Function: Association with Self-Reported Disability and Prediction of Mortality and Nursing Home Admission. *J. Gerontol.* **1994**, *49*, M85–M94. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Csuka, M.; McCarty, D.J. Simple Method for Measurement of Lower Extremity Muscle Strength. *Am. J. Med.* **1985**, *78*, 77–81. [[CrossRef](#)]
- Jones, C.J.; Rikli, R.E.; Beam, W.C. A 30-s Chair-Stand Test as a Measure of Lower Body Strength in Community-Residing Older Adults. *Res. Q. Exerc. Sport* **1999**, *70*, 113–119. [[CrossRef](#)]
- Koufaki, P.; Mercer, T.H.; Naish, P.F. Effects of Exercise Training on Aerobic and Functional Capacity of End-Stage Renal Disease Patients. *Clin. Physiol. Funct. Imaging* **2002**, *22*, 115–124. [[CrossRef](#)]
- Zijlstra, A.; Mancini, M.; Lindemann, U.; Chiari, L.; Zijlstra, W. Sit-Stand and Stand-Sit Transitions in Older Adults and Patients with Parkinson's Disease: Event Detection Based on Motion Sensors versus Force Plates. *J. Neuroeng. Rehabil.* **2012**, *9*, 75. [[CrossRef](#)]
- Millington, P.J.; Myklebust, B.M.; Shambes, G.M. Biomechanical Analysis of the Sit-to-Stand Motion in Elderly Persons. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **1992**, *73*, 609–617.
- Janssen, W.G.; Bussmann, H.B.; Stam, H.J. Determinants of the Sit-to-Stand Movement: A Review. *Phys. Ther.* **2002**, *82*, 866–879. [[CrossRef](#)]
- Kralj, A.; Jaeger, R.J.; Muni, M. Analysis of Standing up and Sitting down in Humans: Definitions and Normative Data Presentation. *J. Biomech.* **1990**, *23*, 1123–1138. [[CrossRef](#)]
- Pai, Y.-C.; Rogers, M.W. Speed Variation and Resultant Joint Torques during Sit-to-Stand. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **1991**, *72*, 881–885. [[CrossRef](#)]
- Chorin, F.; Cornu, C.; Beaune, B.; Frère, J.; Rahmani, A. Sit to Stand in Elderly Fallers vs Non-Fallers: New Insights from Force Platform and Electromyography Data. *Aging Clin. Exp. Res.* **2016**, *28*, 871–879. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Regterschot, G.R.H.; Zhang, W.; Baldus, H.; Stevens, M.; Zijlstra, W. Accuracy and Concurrent Validity of a Sensor-Based Analysis of Sit-to-Stand Movements in Older Adults. *Gait Posture* **2016**, *45*, 198–203. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Hellmers, S.; Fudickar, S.; Lau, S.; Elgert, L.; Diekmann, R.; Bauer, J.; Hein, A. Measurement of the Chair Rise Performance of Older People Based on Force Plates and IMUs. *Sensors* **2019**, *19*, 1370. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Shukla, B.K.; Jain, H.; Vijay, V.; Yadav, S.K.; Mathur, A.; Hewson, D.J. A Comparison of Four Approaches to Evaluate the Sit-to-Stand Movement. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* **2020**, *28*, 1317–1324. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Shepherd, R.B.; Gentile, A.M. Sit-to-Stand: Functional Relationship between Upper Body and Lower Limb Segments. *Hum. Mov. Sci.* **1994**, *13*, 817–840. [[CrossRef](#)]
- Pourahmadi, M.R.; Ebrahimi Takamjani, I.; Jaberzadeh, S.; Sarrafzadeh, J.; Sanjari, M.A.; Bagheri, R.; Jannati, E. Test-Retest Reliability of Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Analysis in People with and without Chronic Non-Specific Low Back Pain. *Musculoskelet. Sci. Pract.* **2018**, *35*, 95–104. [[CrossRef](#)]
- Millor, N.; Lecumberri, P.; Gómez, M.; Martínez-Ramírez, A.; Izquierdo, M. An Evaluation of the 30-s Chair Stand Test in Older Adults: Frailty Detection Based on Kinematic Parameters from a Single Inertial Unit. *J. Neuroeng. Rehabil.* **2013**, *10*, 86. [[CrossRef](#)]
- Zijlstra, W.; Bisseling, R.W.; Schlumbohm, S.; Baldus, H. A Body-Fixed-Sensor-Based Analysis of Power during Sit-to-Stand Movements. *Gait Posture* **2010**, *31*, 272–278. [[CrossRef](#)]

21. Regterschot, G.R.H.; Zhang, W.; Baldus, H.; Stevens, M.; Zijlstra, W. Test-Retest Reliability of Sensor-Based Sit-to-Stand Measures in Young and Older Adults. *Gait Posture* **2014**, *40*, 220–224. [CrossRef]
22. Giansanti, D.; Maccioni, G. Physiological Motion Monitoring: A Wearable Device and Adaptive Algorithm for Sit-to-Stand Timing Detection. *Physiol. Meas.* **2006**, *27*, 713–723. [CrossRef]
23. Janssen, W.G.M.; Bussmann, J.B.J.; Horemans, H.L.D.; Stam, H.J. Validity of Accelerometry in Assessing the Duration of the Sit-to-Stand Movement. *Med. Biol. Eng. Comput.* **2008**, *46*, 879–887. [CrossRef]
24. Regterschot, G.R.H.; Folkersma, M.; Zhang, W.; Baldus, H.; Stevens, M.; Zijlstra, W. Sensitivity of Sensor-Based Sit-to-Stand Peak Power to the Effects of Training Leg Strength, Leg Power and Balance in Older Adults. *Gait Posture* **2014**, *39*, 303–307. [CrossRef]
25. Yang, C.-C.; Hsu, Y.-L. A Review of Accelerometry-Based Wearable Motion Detectors for Physical Activity Monitoring. *Sensors* **2010**, *10*, 7772–7788. [CrossRef]
26. Lindemann, U.; Hock, A.; Stuber, M.; Keck, W.; Becker, C. Evaluation of a Fall Detector Based on Accelerometers: A Pilot Study. *Med. Biol. Eng. Comput.* **2005**, *43*, 548–551. [CrossRef]
27. Ozdalga, E.; Ozdalga, A.; Ahuja, N. The Smartphone in Medicine: A Review of Current and Potential Use Among Physicians and Students. *J. Med. Internet Res.* **2012**, *14*, e128. [CrossRef]
28. Ruiz-Cárdenas, J.D.; Rodríguez-Juan, J.J.; Smart, R.R.; Jakobi, J.M.; Jones, G.R. Validity and Reliability of an iPhone App to Assess Time, Velocity and Leg Power during a Sit-to-Stand Functional Performance Test. *Gait Posture* **2018**, *59*, 261–266. [CrossRef]
29. Roldán Jiménez, C.; Bennett, P.; Ortiz García, A.; Cuesta Vargas, A.I. Fatigue Detection during Sit-To-Stand Test Based on Surface Electromyography and Acceleration: A Case Study. *Sensors* **2019**, *19*, 4202. [CrossRef]
30. Galán-Mercant, A.; Cuesta-Vargas, A.I. Differences in Trunk Accelerometry Between Frail and Nonfrail Elderly Persons in Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Transitions Based on a Mobile Inertial Sensor. *JMIR Mhealth Uhealth* **2013**, *1*, e21. [CrossRef]
31. Orange, S.T.; Metcalfe, J.W.; Liefieith, A.; Jordan, A.R. Validity of Various Portable Devices to Measure Sit-to-Stand Velocity and Power in Older Adults. *Gait Posture* **2020**, *76*, 409–414. [CrossRef] [PubMed]
32. Ganea, R.; Paraschiv-Ionescu, A.; Büla, C.; Rochat, S.; Aminian, K. Multi-Parametric Evaluation of Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Transitions in Elderly People. *Med. Eng. Phys.* **2011**, *33*, 1086–1093. [CrossRef] [PubMed]
33. Rabuffetti, M.; Scalera, G.; Ferrarin, M. Effects of Gait Strategy and Speed on Regularity of Locomotion Assessed in Healthy Subjects Using a Multi-Sensor Method. *Sensors* **2019**, *19*, 513. [CrossRef] [PubMed]
34. Özdemir, A. An Analysis on Sensor Locations of the Human Body for Wearable Fall Detection Devices: Principles and Practice. *Sensors* **2016**, *16*, 1161. [CrossRef] [PubMed]
35. GlassesCrafter.com. Available online: <http://www.glassescrafter.com/information/percentage-population-wears-glasses.html> (accessed on 17 June 2020).
36. Epsilon. Available online: <https://www.epsilon.insee.fr/jspui/bitstream/1/23534/1/er881.pdf> (accessed on 17 June 2020).
37. Weir, J.P. Quantifying Test-Retest Reliability Using the Intraclass Correlation Coefficient and the SEM. *J. Strength Cond. Res.* **2005**, *19*, 231.
38. Koo, T.K.; Li, M.Y. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J. Chiropr. Med.* **2016**, *15*, 155–163. [CrossRef]
39. Knutson, L.M.; Soderberg, G.L.; Ballantyne, B.T.; Clarke, W.R. A Study of Various Normalization Procedures for within Day Electromyographic Data. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **1994**, *4*, 47–59. [CrossRef]
40. Atkinson, G.; Nevill, A.M. Statistical Methods for Assessing Measurement Error (Reliability) in Variables Relevant to Sports Medicine. *Sports Med.* **1998**, *26*, 217–238. [CrossRef]
41. Bland, J.M.; Altman, D.G. Statistical Methods for Assessing Agreement between Two Methods of Clinical Measurement. *Lancet* **1986**, *1*, 307–310. [CrossRef]
42. Yamako, G.; Chosa, E.; Totoribe, K.; Fukao, Y.; Deng, G. Quantification of the Sit-to-Stand Movement for Monitoring Age-Related Motor Deterioration Using the Nintendo Wii Balance Board. *PLoS ONE* **2017**, *12*, e0188165. [CrossRef]



## Synthèse de l'étude 1

L'étude 1 avait pour objectif de valider l'accéléromètre intégré dans la paire de lunettes connectées pour le mouvement de lever de chaise. Pour cela, les pics d'accélération maximale verticale et antéro-postérieure ont été enregistrés pendant les différentes séries et sessions du test de lever de chaise. Nous avons observé un pic maximal vertical plus faible pour la première répétition par rapport aux autres répétitions. Ce qui implique que même si la personne est familiarisée avec le mouvement, elle a besoin d'au moins deux essais pour retrouver son mouvement habituel.

La fiabilité intra session des pics d'accélération maximale lors de chaque lever est bonne à excellente sur les deux axes d'analyse. Lors de toutes les conditions de test, elle est comprise entre 0,86 et 0,91 pour le coefficient de corrélation intra classe, avec de meilleurs résultats pour l'axe vertical. Excepté pour la seconde session de test en condition confort, ce coefficient est modéré lorsque la personne est équipée d'un collier cervical ( $ICC = 0,78$ ). La fiabilité intersession des différentes conditions de test est bonne, avec un coefficient de corrélation intra classe supérieure à 0,75 excepté pour la vitesse faible avec un collier cervical, sa fiabilité est alors modérée ( $ICC = 0,63$ ). La fiabilité intra et intersession est similaire entre les deux axes d'analyse, tout en ayant de meilleurs résultats pour l'axe vertical. La reproductibilité des données intra et intersession est excellente pour les différentes conditions de tests, sur l'axe vertical le coefficient de variation est de 7%. Une bonne concordance entre les deux outils d'analyse est présente pour toutes les conditions de test, absence de biais systématique entre le système opto-électronique et les lunettes, même si la gravité intervient dans la mesure sur l'axe vertical. Le collier cervical n'a pas d'impact sur l'accélération des lunettes connectées lors de ce mouvement, ce qui implique que son port peut être affranchi pour les prochaines études de ce travail doctoral.

L'accéléromètre intégré dans les lunettes connectées permet d'analyser le mouvement de lever de chaise, notamment le pic d'accélération maximale verticale. Ce paramètre physique va être évalué et pris en compte dans l'étude 3 de ce travail doctoral pour caractériser les profils biomécaniques des personnes âgées lors de tests cliniques.



## Étude 2 : Validation des lunettes connectées pour la marche chez une population saine

### Publication :

**Hellec, J.**, Chorin, F., Castagnetti, A., Guérin, O., & Colson, S. S. (2022). Smart Eyeglasses : A Valid and Reliable Device to Assess Spatiotemporal Parameters during Gait. *Sensors*, 22(3), 1196. <https://doi.org/10.3390/s22031196>



## Contexte de l'étude 2

L'étude 1 nous a permis de valider l'accéléromètre intégré dans la branche droite de la paire de lunettes connectées pour le mouvement de lever de chaise. Le second mouvement quotidien récurrent chez les personnes âgées est la marche. Le signal accélérométrique vertical issu des lunettes a bien une signature caractéristique lors de cette action motrice, or elles ne sont pas encore validées pour l'évaluer. Cette étude vise alors à valider l'accéléromètre des lunettes connectées pour deux paramètres spatio-temporels de la marche chez des personnes jeunes en bonne santé.

Les paramètres évalués dans cette étude sont la durée de pas et la longueur de pas normalisée par la taille des membres inférieurs des participants. Afin de les obtenir, les participants devaient marcher sur un tapis roulant à vitesse fixe pendant 40 secondes, seules les 30 premières secondes ont été utilisées pour l'analyse. Différentes vitesses de marche étaient fixées lors de deux sessions de tests séparées d'une semaine. Comme dans l'étude 1, les participants devaient marcher avec et sans collier cervical.

Tous les tests se sont déroulés en condition de laboratoire avec un système opto-électronique enregistrant le déplacement d'un marqueur positionné sur la branche droite des lunettes pour être au plus proche de l'accéléromètre. La fiabilité et la reproductibilité intra et intersession des lunettes sont évaluées pour les deux paramètres spatio-temporels. Une comparaison entre les deux outils d'analyse pour toutes les conditions de test est réalisée.



## Étude 2



Article

## Smart Eyeglasses: A Valid and Reliable Device to Assess Spatiotemporal Parameters during Gait

Justine Hellec<sup>1,2,\*</sup>, Frédéric Chorin<sup>1,3</sup>, Andrea Castagnetti<sup>4</sup>, Olivier Guérin<sup>5</sup> and Serge S. Colson<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Université Côte d'Azur, LAMHES, EUR HEALTHY, 06205 Nice, France; chorin.f@chu-nice.fr (F.C.); serge.colson@univ-cotedazur.fr (S.S.C.)

<sup>2</sup> Elcie Healthy, 06600 Antibes, France

<sup>3</sup> Université Côte d'Azur, CHU, Cimiez, Plateforme Fragilité, 06000 Nice, France

<sup>4</sup> Université Côte d'Azur, LEAT UMR 7248, 06410 Biot, France; andrea.castagnetti@univ-cotedazur.fr

<sup>5</sup> Université Côte d'Azur, IRCAN, 06107 Nice, France; guerin.o@chu-nice.fr

\* Correspondence: justine.hellec@univ-cotedazur.fr

**Abstract:** The study aims to determine the validity and reproducibility of step duration and step length parameters measured during walking in healthy participants using an accelerometer embedded in smart eyeglasses. Twenty young volunteers participated in two identical sessions comprising a 30 s gait assessment performed at three different treadmill speeds under two conditions (i.e., with and without a cervical collar). Spatiotemporal parameters (i.e., step duration and step length normalized by the lower limb length) were obtained with both the accelerometer embedded in smart eyeglasses and an optoelectronic system. The relative intra- and inter-session reliability of step duration and step length computed from the vertical acceleration data were excellent for all experimental conditions. An excellent absolute reliability was observed for the eyeglasses for all conditions and concurrent validity between systems was observed. An accelerometer incorporated in smart eyeglasses is accurate to measure step duration and step length during gait.

**Keywords:** wearable sensor; accelerometer; reproducibility; reliability; validity; spatiotemporal parameters

**Citation:** Hellec, J.; Chorin, F.; Castagnetti, A.; Guérin, O.; Colson, S.S. Smart Eyeglasses: A Valid and Reliable Device to Assess Spatiotemporal Parameters during Gait. *Sensors* **2022**, *22*, 1196. <https://doi.org/10.3390/s22031196>

Academic Editor: Marco Iosa

Received: 11 January 2022

Accepted: 2 February 2022

Published: 4 February 2022

**Publisher's Note:** MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



**Copyright:** © 2022 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

### 1. Introduction

Human gait is a complex functional ability that is acquired in childhood and progressively executed automatically in everyday life. People younger than 65 years old walk an average of 9800 steps per day, while this number reduces to 6500 steps for people older than 65 years [1]. As gait ability decreases with aging, gait analysis has been used as a biomarker for longevity [2], fall risk [3,4] and general health [5]. Numerous clinical tests exist (e.g., the 6 min walk test, the incremental shuttle walking test, the 10 m walk test), but during these clinical assessments, the spatiotemporal gait parameters are not routinely measured. However, the recording of spatiotemporal parameters is important to detect the risk of fall or frailty in elderly people [6], especially step duration [5,7] and step length [8,9]. Advanced age leads to a modification of the spatiotemporal parameters during walking [10]. Although the development of pressure walkways [11] or optical systems [12] permits the assessment of spatiotemporal gait parameters in or outside a laboratory environment, wireless and wearable technology has emerged recently.

Various wearable sensors, namely Inertial Measurement Units (IMUs), have been progressively implemented to assess gait [13,14], not only in laboratory settings [7], but also in ecological conditions [15–18]. The advantages of these sensors are numerous: low cost, small in size, lightweight, usable in everyday environments and do not require time-consuming analyses [4]. For these reasons, the number of studies conducted is increasing at an exponential rate, and recent reviews have summarized the relevance of IMUs for

gait analysis in healthy adults [19], the elderly [4,20,21] and in various health-compromised populations [22–25]. While many gait analysis parameters have been considered, a recent systematic review and meta-analysis emphasized that, amongst others, spatiotemporal parameters, such as step duration and step length, measured with IMUs, have excellent and good validity, respectively [19,26,27].

During gait analysis, the IMUs were placed at the lower back (e.g., lumbar vertebrae, sacrum or pelvis), but other locations from the foot to the head were used (e.g., ankle, shank, knee, thigh, hip, wrist, elbow, upper back, sternum, shoulder [21,28]). The lower back is mainly used for convenience (i.e., “non-intrusive” long-term use) and to approximate the center of mass of the body. To discriminate fallers and non-fallers through the recording of spatiotemporal parameters during gait analysis, some authors placed an accelerometer at the level of the head [7,21]. This placement provided better kinematic information of the risk of fall compared to hip and trunk locations [29]. Considering that most elderly people wear glasses during activities of daily living, placing an IMU in such a non-intrusive wearable object of daily life could be a technological innovation enabling gait analysis. For example, in France, more than 90% of people aged 60 years old and over wear glasses and this percentage is about 40% for people aged as young as 20 to 50 years old [30]. Consequently, gait assessment with an IMU located at the head level seems promising for the quantification of spatiotemporal parameters in both laboratory and ecological conditions for clinical and research purposes. Although previously used for the assessment of the maximum vertical acceleration peak during the sit-to-stand movement [31], to our knowledge, no study has assessed spatiotemporal parameters of gait with an IMU embedded in glasses.

Therefore, the aim of this study is to evaluate the intra- and inter-session reliability, reproducibility, and concurrent validity of step duration and step length recorded with an IMU embedded in smart glasses in comparison with an optoelectronic system in young and healthy participants in a laboratory environment.

## 2. Materials and Methods

### 2.1. Participants

Twenty healthy adults volunteered (10 men and 10 women) to participate in the study (age  $26.7 \pm 4.6$  years old; height:  $173.5 \pm 8.8$  cm; body mass:  $68.7 \pm 15.4$  kg; BMI:  $22.6 \pm 3.6$  kg/m<sup>2</sup>; and lower limb length:  $93.3 \pm 4.5$  cm; mean and standard deviation). For each participant, lower limb length was measured between the greater trochanter and the external malleolus for each side, and the average of both limbs was calculated. Inclusion criteria were being aged between 20 and 35 years old, being able to walk without a walking aid, having no optical correction, not having any known cognitive disorder, the absence of neuromuscular injury of the lower limbs in the last 12 months and voluntary participation. The experimental procedures were explained to the participants, and they gave their written informed consent before beginning the study. This study was conducted according to the Declaration of Helsinki revised in 2013 and was approved by the South Mediterranean Protection of Persons Ethics Committee (registration number: 2015-A01188-41).

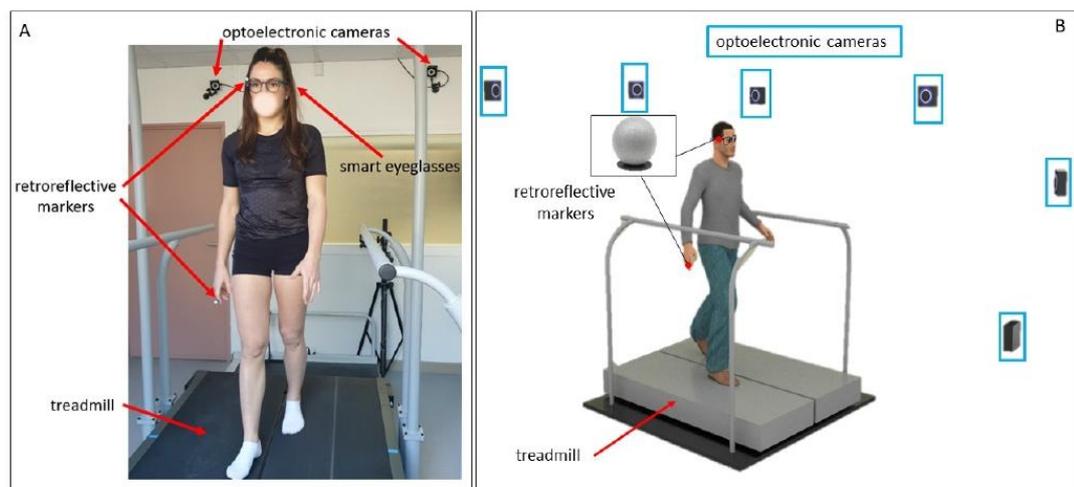
### 2.2. Study Design

This single-group repeated-measures study was conducted in a gait analysis laboratory (Frailty Platform/Plateforme fragilité) at the University Hospital Center in Nice (France). Participants attended the laboratory on two separate identical testing sessions, separated by one week. During each testing session, participants walked on an instrumented treadmill (Bertec Corporation, Columbus, OH, U.S.A.) at three constant imposed speeds (i.e., low at 0.72 m/s, moderate at 0.90 m/s and high at 1.1 m/s). For each speed, participants had to walk in two experimental conditions (i.e., with or without the use of a cervical collar). Participants then performed six different experimental conditions during

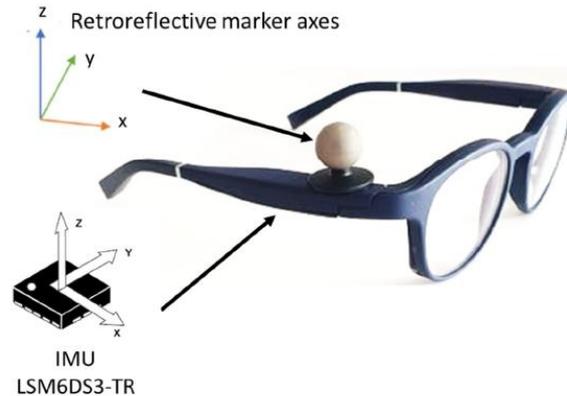
each session and the order of the conditions was randomized. For each experimental condition, participants walked at the selected speed for 30 s and were instructed to walk normally while looking straight ahead. The treadmill was switched on 10 s before the acquisition, to guarantee a constant speed during the 30 s of measurement. During all the testing sessions, the participants wore glasses without any optical correction.

### 2.3. Apparatus, Data Collection

The gait analysis laboratory was equipped with six optoelectronic cameras (OptiTrack system, Natural Point, Inc., Corvallis, OR, U.S.A.), which served as the reference measurement system. Along with a photograph of a participant during a testing session, a schematic representation of the equipment used in this study is shown in Figure 1. The eyeglasses are embedded with an IMU on the right temple. The IMU system (LSM6DS3-TR;  $2.5 \times 3 \times 0.83$  mm) includes a 3D accelerometer (range:  $\pm 2$  g; sensitivity:  $0.061$  mg/LSB; noise:  $90 \mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$ ) and 3D gyroscope (range:  $250^\circ/\text{s}$ ; sensitivity:  $0.088$   $\text{m}^\circ/\text{s}/\text{LSB}$ ; noise:  $5 \text{m}^\circ/\text{s}/\sqrt{\text{Hz}}$ ) was set at a sampling frequency of 26 Hz. A retroreflective marker was positioned close to the IMU (on the right temple of the smart eyeglasses; Figure 2). For both systems, the vertical axis represented the gravitational axis while participants were standing. An additional retroreflective marker was placed on the participant's right index finger. This marker was used to synchronize both systems in order to acquire simultaneous data. Participants had to tap the right arm of the eyeglasses with their right index finger. This produced a specific detectable pattern that was easily identified in the optoelectronic signal by measuring the distance between the two retroreflective markers. The accelerometer of the IMU recorded a separate detectable pattern when the eyeglasses were tapped. The synchronization was then performed offline by determining the exact timestamps of the two measurements of this event. For all analyses, the optoelectronic and IMU signals were synchronized by aligning the two timestamps of this event.



**Figure 1.** Participant walking on the treadmill with the equipment set up (A) and 3D schematic representation of the gait analysis laboratory (B).

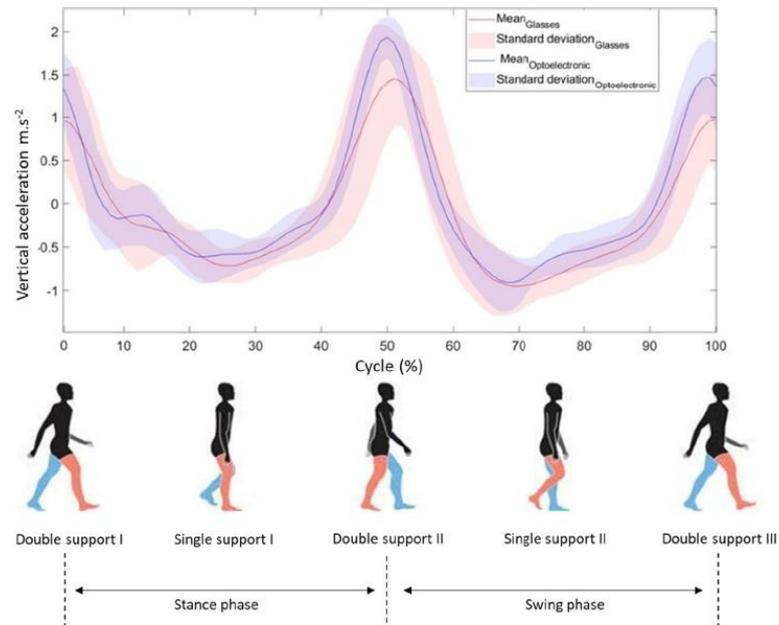


**Figure 2.** Position of the retroreflective marker on the right arm of the glasses and axes of the IMU and retroreflective marker.

The vertical acceleration measurements recorded by the IMU of the eyeglasses were sent to a smartphone application (Driver by Ellcie-Healthy, Antibes, France, Version 8.8) through a Bluetooth connection. The OptiTrack motive software (Naturalpoint, Inc., Corvallis, OR, USA, Version 1.10) was used to record the retroreflective marker position. To obtain the vertical acceleration of the retroreflective marker, the marker position was derived twice. All data recorded with both systems was processed with a MATLAB program (The MathWorks, Inc., Natick, MA, U.S.A., version R2018a). The acquisition frequencies were 26 Hz and 52 Hz for the eyeglasses and the OptiTrack, respectively.

#### 2.4. Analysis

For both recorded vertical accelerations (i.e., eyeglasses and optoelectronic system), a 6th order Butterworth filter was applied to suppress the noise. Filtered vertical accelerations were interpolated to obtain the same number (i.e., 100) of points for both signals (i.e., eyeglasses and optoelectronic) and for each gait cycle. From these signals, the different gait steps were identified and a cross-correlation on both vertical accelerations was applied to synchronize both systems. Figure 3 displays a gait cycle of the data acquired and processed for the two systems (i.e., OptiTrack and eyeglasses). A gait cycle is composed of two steps, each of which is characterized by a peak of acceleration in the vertical axis. The signals obtained from the optoelectronic system and the IMU embedded in the eyeglasses were similar. Step duration and step length of the gait were determined from the peak acceleration of both systems. To calculate step duration, the time difference between consecutive peaks was used for each recorded step. For all experimental conditions, step length was obtained by multiplying step duration by walking speed. Step length was normalized by the lower limb length of each participant. Step duration and step length normalized by the lower limb length were compared between both systems for all steps recorded during all experimental conditions.



**Figure 3.** Acceleration signals from the glasses and optoelectronic system during gait cycle in 0.90 m/s speed without a cervical collar for one participant (red and blue colors indicate the right and the left lower limb, respectively).

### 2.5. Statistics

Statistical software (StatSoft, Version 8.0, Tulsa, OK, U.S.A.) was used for statistical analysis. The normality of the data distribution was confirmed by the Shapiro–Wilk test. A two-factor ANOVA with repeated measures (i.e., with or without a cervical collar  $\times$  intra- and inter-session) for each variable was realized in order to assess the systematic errors within the number of steps of each speed, respectively. The effect size was calculated from partial eta-squared values ( $\eta^2p$ ) and the significance level was set to  $p < 0.05$ . To identify the specific mean differences, a Bonferroni post hoc test was performed. Moreover, intraclass correlation coefficients (ICCs: 1–k [32]) with 95% confidence intervals were calculated to evaluate the relative reliability of the step duration and step length within each experimental condition. ICCs greater than 0.90 indicate an excellent reliability, ICCs between 0.75 to 0.90 represent good reliability, ICCs between 0.5 and 0.75 are considered as a moderate reliability, while ICCs below 0.5 reflect poor reliability [33]. We first calculated the average values of each parameter over the 30 s period of each experimental condition. To evaluate the data variability between the participants across each test session, a coefficient of variation (CV) was calculated for each variable. The acceptability threshold of this coefficient was set to 10% [34]. The absolute reliability index was calculated as the standard error of measurement (SEM) [35]. This value was not impacted by the inter-subject variability. An excellent absolute variability was achieved when the SEM values were less than 10% of the average test or retest values. The minimal detectable change values at the confidence level of 95% were calculated (MDC95). To assess construct and concurrent validity, we used the Pearson’s correlation coefficient ( $r$ ) and Bland–Altman graph with 95% limits of agreement. The plots present comparisons between the measurements of step duration and step length using the two tools [36].

### 3. Results

#### 3.1. Intra- and Inter-Session Reproducibility of Step Duration and Step Length Measured with the Glasses and Optoelectronic System

The mean values of step duration and step length normalized by the lower limb length are presented in Tables 1 and 2, respectively, for both systems (i.e., glasses and OptiTrack) for all experimental conditions.

**Table 1.** Mean step duration values, intraclass correlation coefficient (95% confidence interval), standard error of the measurement, minimum detectable change and coefficient of variation (%) measured with the optoelectronic system (OptiTrack) and the eyeglasses during 30 s of gait for both sessions.

|                   | Mean Step Duration<br>(Standard Error) in s |               | Intraclass Correlation Coefficient<br>(95% Confidence Interval) |                     | Standard Error of the<br>Measurement |           | Minimum Detectable<br>Change |           | Coefficient of Variation<br>(%) |           |
|-------------------|---|---------------|---|---------------------|--------------------------------------|-----------|------------------------------|-----------|---------------------------------|-----------|
|                   | Session 1                                   | Session 2     | Session 1   | Session 2           | Session 1                            | Session 2 | Session 1                    | Session 2 | Session 1                       | Session 2 |
| <b>Eyeglasses</b> |   |               |   |                     |                                      |           |                              |           |                                 |           |
| 0.72 WCC          | 0.684 (0.048)                               | 0.676 (0.041) | 0.975 (0.948–0.986)   | 0.970 (0.976–0.994) | 0.008                                | 0.028     | 0.023                        | 0.013     | 7.034                           | 6.118     |
| 0.72 CC           | 0.681 (0.049)                               | 0.682 (0.047) | 0.955 (0.974–0.993)   | 0.987 (0.969–0.992) | 0.008                                | 0.010     | 0.022                        | 0.005     | 7.218                           | 6.987     |
| 0.90 WCC          | 0.605 (0.037)                               | 0.601 (0.034) | 0.979 (0.940–0.984)   | 0.959 (0.945–0.985) | 0.005                                | 0.007     | 0.015                        | 0.019     | 6.179                           | 5.719     |
| 0.90 CC           | 0.587 (0.040)                               | 0.593 (0.038) | 0.979 (0.963–0.990)   | 0.993 (0.929–0.981) | 0.006                                | 0.003     | 0.016                        | 0.009     | 6.754                           | 6.402     |
| 1.1 WCC           | 0.557 (0.044)                               | 0.552 (0.034) | 0.949 (0.911–0.976)   | 0.950 (0.912–0.977) | 0.010                                | 0.025     | 0.028                        | 0.021     | 7.838                           | 6.101     |
| 1.1 CC            | 0.554 (0.042)                               | 0.544 (0.036) | 0.975 (0.956–0.988)   | 0.936 (0.888–0.970) | 0.007                                | 0.009     | 0.018                        | 0.008     | 7.539                           | 6.568     |
| <b>OptiTrack</b>  |   |               |   |                     |                                      |           |                              |           |                                 |           |
| 0.72 WCC          | 0.689 (0.030)                               | 0.681 (0.031) | 0.981 (0.966–0.991)   | 0.991 (0.984–0.996) | 0.004                                | 0.011     | 0.012                        | 0.008     | 4.373                           | 4.456     |
| 0.72 CC           | 0.688 (0.032)                               | 0.684 (0.030) | 0.985 (0.956–0.988)   | 0.982 (0.921–0.979) | 0.004                                | 0.004     | 0.011                        | 0.003     | 4.632                           | 4.380     |
| 0.90 WCC          | 0.605 (0.016)                               | 0.601 (0.016) | 0.994 (0.989–0.997)   | 0.993 (0.988–0.997) | 0.001                                | 0.001     | 0.004                        | 0.004     | 2.726                           | 2.654     |
| 0.90 CC           | 0.588 (0.018)                               | 0.594 (0.016) | 0.995 (0.990–0.997)   | 0.993 (0.988–0.997) | 0.001                                | 0.001     | 0.004                        | 0.004     | 3.214                           | 2.731     |
| 1.1 WCC           | 0.555 (0.015)                               | 0.553 (0.013) | 0.987 (0.978–0.994)   | 0.992 (0.986–0.996) | 0.002                                | 0.001     | 0.005                        | 0.003     | 2.709                           | 2.292     |
| 1.1 CC            | 0.547 (0.013)                               | 0.545 (0.013) | 0.994 (0.990–0.997)   | 0.992 (0.986–0.996) | 0.001                                | 0.001     | 0.003                        | 0.003     | 2.486                           | 2.309     |

Abbreviations: WCC, without a cervical collar; CC, with a cervical collar; and 0.72, 0.90 and 1.1 represent the treadmill speeds in m/s. Values in bold represent the SEM values less than 10% of the average test value.

**Table 2.** Mean step length normalized by the lower limb length, intraclass correlation coefficient (95% confidence interval), standard error of the measurement, minimum detectable change and coefficient of variation (%) measured with the optoelectronic system (OptiTrack) and the eyeglasses during 30 s of gait for both sessions.

|                   | Mean Step Length<br>(Standard Error) (a.u) |               | Intraclass Correlation Coefficient<br>(95% Confidence Interval) |                     | Standard Error of the<br>Measurement |           | Minimum Detectable<br>Change |           | Coefficient of Variation<br>(%) |           |
|-------------------|--|---------------|---|---------------------|--------------------------------------|-----------|------------------------------|-----------|---------------------------------|-----------|
|                   | Session 1                                  | Session 2     | Session 1   | Session 2           | Session 1                            | Session 2 | Session 1                    | Session 2 | Session 1                       | Session 2 |
| <b>Eyeglasses</b> |  |               |   |                     |                                      |           |                              |           |                                 |           |
| 0.72 WCC          | 0.541 (0.038)                              | 0.535 (0.033) | 0.970 (0.948–0.986)   | 0.987 (0.976–0.994) | 0.007                                | 0.004     | 0.018                        | 0.011     | 7.034                           | 6.118     |
| 0.72 CC           | 0.539 (0.039)                              | 0.540 (0.037) | 0.975 (0.956–0.988)   | 0.955 (0.921–0.979) | 0.006                                | 0.008     | 0.017                        | 0.022     | 7.218                           | 6.987     |
| 0.90 WCC          | 0.585 (0.036)                              | 0.581 (0.033) | 0.979 (0.964–0.990)   | 0.984 (0.972–0.993) | 0.005                                | 0.004     | 0.014                        | 0.012     | 6.179                           | 5.719     |
| 0.90 CC           | 0.567 (0.038)                              | 0.574 (0.037) | 0.983 (0.970–0.992)   | 0.977 (0.961–0.990) | 0.005                                | 0.006     | 0.014                        | 0.015     | 6.754                           | 6.402     |
| 1.1 WCC           | 0.659 (0.053)                              | 0.652 (0.040) | 0.972 (0.951–0.987)   | 0.975 (0.956–0.988) | 0.009                                | 0.006     | 0.009                        | 0.006     | 7.838                           | 6.101     |
| 1.1 CC            | 0.656 (0.049)                              | 0.643 (0.042) | 0.985 (0.974–0.993)   | 0.968 (0.944–0.985) | 0.006                                | 0.008     | 0.006                        | 0.008     | 7.539                           | 6.568     |
| <b>OptiTrack</b>  |  |               |   |                     |                                      |           |                              |           |                                 |           |
| 0.72 WCC          | 0.545 (0.024)                              | 0.539 (0.024) | 0.981 (0.966–0.991)   | 0.991 (0.984–0.996) | 0.003                                | 0.002     | 0.009                        | 0.007     | 4.373                           | 4.456     |
| 0.72 CC           | 0.545 (0.025)                              | 0.540 (0.037) | 0.985 (0.974–0.993)   | 0.982 (0.969–0.992) | 0.003                                | 0.003     | 0.008                        | 0.009     | 4.632                           | 4.380     |
| 0.90 WCC          | 0.585 (0.016)                              | 0.581 (0.015) | 0.996 (0.993–0.998)   | 0.996 (0.994–0.998) | 0.001                                | 0.001     | 0.003                        | 0.003     | 2.726                           | 2.654     |
| 0.90 CC           | 0.569 (0.018)                              | 0.575 (0.016) | 0.996 (0.993–0.998)   | 0.996 (0.993–0.998) | 0.001                                | 0.001     | 0.003                        | 0.003     | 3.214                           | 2.731     |
| 1.1 WCC           | 0.655 (0.018)                              | 0.654 (0.015) | 0.993 (0.988–0.997)   | 0.997 (0.994–0.999) | 0.001                                | 0.001     | 0.004                        | 0.002     | 2.709                           | 2.292     |
| 1.1 CC            | 0.647 (0.016)                              | 0.644 (0.015) | 0.997 (0.994–0.998)   | 0.996 (0.993–0.998) | 0.001                                | 0.001     | 0.003                        | 0.003     | 2.486                           | 2.309     |

Abbreviations: WCC, without a cervical collar; CC, with a cervical collar; and 0.72, 0.90 and 1.1 represent the treadmill speeds in m/s. Values in bold represent the SEM values less than 10% of the average test value.

For the IMU embedded in the glasses, no significant interaction ( $p > 0.05$ ) was observed for step duration whatever the session and the speed considered: low,  $F(37,1406) = 1.24$ ,  $\eta^2p = 0.03$ ; moderate,  $F(42,1596) = 0.95$ ,  $\eta^2p = 0.02$  and high,  $F(43,1634) = 1.14$ ,  $\eta^2p = 0.03$ . Similarly, no significant interaction ( $p > 0.05$ ) was observed for step length whatever the session and the speed considered: low,  $F(37,1406) = 1.24$ ,  $\eta^2p = 0.03$ ; moderate,  $F(42,1596) = 0.93$ ,  $\eta^2p = 0.02$  and high,  $F(43,1634) = 1.18$ ,  $\eta^2p = 0.03$ .

For the optoelectronic system, no significant interaction ( $p > 0.05$ ) was noted during low speed (e.g.,  $F(37,1406) = 0.76$ ,  $\eta^2p = 0.02$  for both step duration and step length) and moderate speed (e.g., step duration,  $F(42,1596) = 0.71$ ,  $\eta^2p = 0.02$  and step length,  $F(42,1596) = 0.71$ ,  $\eta^2p = 0.02$ ). For the highest speed, a significant cervical collar  $\times$  intra- and inter-session interaction was found for both the step duration ( $F(43,1634) = 1.45$ ,  $p < 0.05$ ,  $\eta^2p = 0.04$ ) and step length ( $F(43,1634) = 1.46$ ,  $p < 0.05$ ,  $\eta^2p = 0.04$ ). However, the Bonferroni post hoc analysis did not highlight any significant difference.

### 3.2. Intra- and Inter-Session Reliability of the Glasses and the Optoelectronic System

Intra-session values of ICC, SEM, MDC95 and CV of step duration and step length are, respectively presented in Tables 1 and 2 for both the glasses and the optoelectronic system.

For the glasses, the ICC values of step duration were higher than 0.936 for both sessions and for the three speeds, which indicates an excellent reliability. The ICC values of the data obtained with the optoelectronic system were higher than 0.981 for both sessions, representing an excellent reliability, too. All ICC values of the step length normalized by the lower limb length, recorded with the glasses, were higher than 0.955 for both sessions, indicating an excellent reliability. An excellent reliability was also observed for the optoelectronic system, with ICC values higher than 0.981 for both sessions.

The SEM values of the step duration and step length (Tables 1 and 2, respectively) were smaller than 10% of the average test value for both systems. Hence, an excellent absolute reliability of both systems was observed for both parameters (i.e., temporal and spatial) in all experimental conditions.

The CV values were between 5.719% and 7.838% for the glasses for the step duration and step length normalized by the lower limb length for both testing sessions. For the optoelectronic system, the CV values were between 2.292 and 4.632%. All CV values were less than 10%, indicating a low variability.

Inter-session values of ICC, SEM and MDC95 of the step duration and step length recorded by the glasses and optoelectronic system are displayed in Table 3. For both parameters, an excellent absolute reliability of both systems was found, with SEM values less than 10% of the average retest value for both systems.

**Table 3.** Test–retest of the spatiotemporal parameters of the eyeglasses and OptiTrack system without a cervical collar for the three tested speeds. A: step duration and B: step length normalized by the lower limb length.

| (A)           |  |                                   |                           |
|---------------|--|-----------------------------------|---------------------------|
| Step Duration | Intraclass Correlation Coefficient (95% Confidence Interval) | Standard Error of the Measurement | Minimum Detectable Change |
| Eyeglasses    |  |                                   |                           |
| 0.72          | 0.311 (0.174–0.522)  | 0.023                             | 0.063                     |
| 0.90          | 0.854 (0.669–0.940)  | 0.009                             | 0.024                     |
| 1.1           | 0.654 (0.297–0.851)  | 0.014                             | 0.038                     |
| OptiTrack     |  |                                   |                           |
| 0.72          | 0.573 (0.186–0.806)  | 0.017                             | 0.047                     |
| 0.90          | 0.884 (0.730–0.952)  | 0.004                             | 0.010                     |
| 1.1           | 0.934 (0.841–0.973)  | 0.005                             | 0.015                     |
| (B)           |  |                                   |                           |
| Step Length   | Intraclass Correlation Coefficient (95% Confidence Interval) | Standard Error of the Measurement | Minimum Detectable Change |
| Eyeglasses    |  |                                   |                           |
| 0.72          | 0.570 (0.410–0.749)  | 0.018                             | 0.049                     |

|           |                     |              |       |
|-----------|---------------------|--------------|-------|
| 0.90      | 0.923 (0.816–0.969) | <b>0.006</b> | 0.017 |
| 1.1       | 0.484 (0.065–0.758) | <b>0.018</b> | 0.049 |
| OptiTrack |                     |              |       |
| 0.72      | 0.573 (0.186–0.806) | <b>0.013</b> | 0.037 |
| 0.90      | 0.937 (0.849–0.975) | <b>0.003</b> | 0.007 |
| 1.1       | 0.970 (0.926–0.739) | <b>0.002</b> | 0.007 |

Abbreviations: 0.72, 0.90 and 1.1 represent the treadmill speed in m/s. Values in bold represent the SEM values less than 10% of the average retest value.

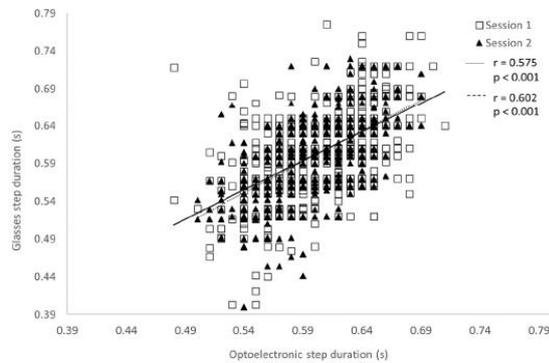
### 3.3. Concurrent Validity of Intra- and Inter-Session Reliability of the Glasses and the Optoelectronic System

The concurrent validity between the step duration measured with the glasses and the OptiTrack system is presented in Table 4. For all experimental conditions, significant Pearson's correlations were observed ( $p < 0.001$ ) for both systems and for both parameters. These coefficients were between 0.326 and 0.715 for the step duration, and between 0.364 and 0.736 for the step length. Figures 4 and 5 present the correlations between the two systems for the step duration and step length, respectively, at the moderate speed (0.90 m/s) without a cervical collar. Bland–Altman plots were drawn for all experimental conditions. Figure 6 displays an example of Bland–Altman plots for the step duration during moderate speed without a cervical collar.

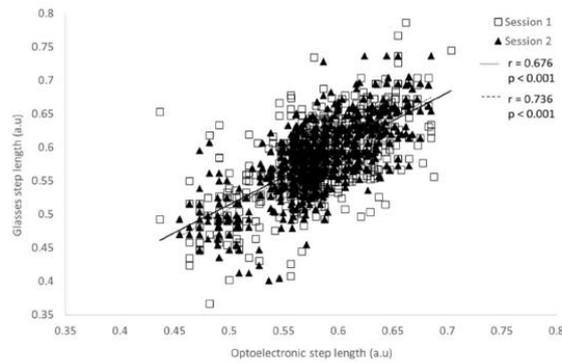
**Table 4.** Concurrent validity of the spatiotemporal parameters between the glasses and the optoelectronic system.

|               | Pearson's Correlation (r) |           |           | Bland–Altman              |             |             |
|---------------|---------------------------|-----------|-----------|---------------------------|-------------|-------------|
|               | Session 1                 | Session 2 | Global    | Bias<br>(Mean Difference) | Lower Limit | Upper Limit |
| Step Duration |                           |           |           |                           |             |             |
| 0.72 WCC      | 0.368 ***                 | 0.715 *** | 0.563 *** | 0.005                     | −0.115      | 0.124       |
| 0.72 CC       | 0.556 ***                 | 0.538 *** | 0.545 *** | 0.005                     | −0.111      | 0.121       |
| 0.90 WCC      | 0.575 ***                 | 0.602 *** | 0.588 *** | 0.000                     | −0.079      | 0.078       |
| 0.90 CC       | 0.452 ***                 | 0.587 *** | 0.503 *** | 0.001                     | −0.099      | 0.101       |
| 1.1 WCC       | 0.326 ***                 | 0.503 *** | 0.393 **  | 0.000                     | −0.095      | 0.095       |
| 1.1 CC        | 0.483 ***                 | 0.496 *** | 0.488 **  | −0.004                    | −0.095      | 0.088       |
| Step Length * |                           |           |           |                           |             |             |
| 0.72 WCC      | 0.364 ***                 | 0.714 *** | 0.563 *** | 0.004                     | −0.091      | 0.094       |
| 0.72 CC       | 0.554 ***                 | 0.535 *** | 0.545 *** | 0.004                     | −0.088      | 0.096       |
| 0.90 WCC      | 0.676 ***                 | 0.736 *** | 0.706 *** | 0.000                     | −0.076      | 0.075       |
| 0.90 CC       | 0.681 ***                 | 0.699 *** | 0.689 *** | 0.001                     | −0.084      | 0.086       |
| 1.1 WCC       | 0.509 ***                 | 0.654 *** | 0.560 *** | −0.001                    | −0.116      | 0.114       |
| 1.1 CC        | 0.632 ***                 | 0.628 *** | 0.628 *** | −0.004                    | 0.106       | −0.115      |

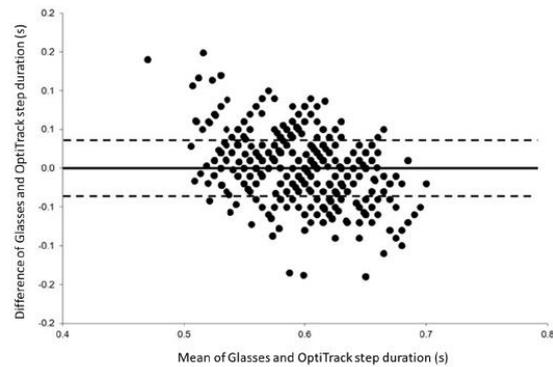
Abbreviations: WCC, without a cervical collar; CC, with a cervical collar; and 0.72, 0.90 and 1.1 represent the treadmill speeds in m/s. \*, Normalized by the lower limb length. \*\*  $p$ -values correlation less than 0.05. \*\*\*,  $p$ -values correlation less than 0.001.



**Figure 4.** Pearson’s correlation of the step duration measured with the optoelectronic system and the glasses during the 30 s of gait at 0.90 m/s without a cervical collar for both test sessions.



**Figure 5.** Pearson’s correlation of the step length normalized by the lower limb length measured with the optoelectronic system and the glasses during 30 s of gait at 0.90 m/s without a cervical collar for both test sessions.



**Figure 6.** Bland-Altman plots of the step duration recorded without a cervical collar during the moderate speed condition (i.e., 0.90 m/s) for both testing sessions showing the differences between the glasses and OptiTrack against the mean of the two systems. The solid horizontal line represents the estimated bias, and the dashed lines represent the 95% limits of agreement.

#### 4. Discussion

In this original study, a retroreflective marker was placed close to an IMU embedded in the right temple of smart eyeglasses to measure two major spatiotemporal parameters of gait. The step duration and step length were computed from the maximum vertical acceleration recorded at three different walking speeds and for two conditions of head stabilization (i.e., with or without a cervical collar) (Tables 1 and 2). The reproducibility and reliability between the measurements were excellent for both systems whatever the experimental condition considered. In addition, excellent absolute reliability was observed for the step duration and step length recorded with the glasses. Lastly, the concurrent validity of the smart eyeglasses against the optoelectronic system was verified.

In healthy adults, the values of the step duration and step length recorded with both the glasses and the optoelectronic system were in agreement with the values previously observed in the literature when measured with wearable sensors [37–39]. For example, our step duration values observed on the treadmill at the highest speed were similar to those previously measured with an accelerometer located at the lumbar level in young adults during level walking at a self-selected pace of ~1.4 m/s [39]. Whatever the measurement system (i.e., glasses or OptiTrack), the step duration and step length assessed were reproducible for both the intra- and inter-session for all experimental speed conditions (i.e., low, moderate and high speed). More importantly, no difference was observed between trials realized with and without a cervical collar. Consequently, measuring the step duration and step length during gait without head stabilization is feasible and reproducible with an IMU embedded in the glasses.

In addition to the reproducibility, the relative reliability of the glasses to measure the step duration (Table 1) and step length (Table 2) was excellent for all experimental conditions and both testing sessions. Indeed, the ICC values were between 0.936 and 0.993 for the step duration and between 0.955 and 0.987 for the step length. Moreover, the coefficient of variation was less than 8% for the glasses and less than 5% for the kinematic data, whatever the experimental condition. The SEM of the glasses was less than 10% of the mean for all speed conditions and for the measures realized with and without a cervical collar, representing an excellent absolute reliability [35], both intra- and inter-session. The SEM and absolute reliability of the optoelectronic system were similar to the values obtained with the glasses. Taken together, all these observations indicate that the measurement of step duration and step length is highly reliable and reproducible. Although these results could in part be ascribable to the constant speed imposed by the treadmill, our study also demonstrates that the vertical acceleration measured by the IMU embedded in the glasses can be used to determine step duration and step length.

Depending on the walking speed, the test–retest reliability of the spatiotemporal parameters between the two testing sessions was poor-to-excellent for the eyeglasses ( $0.311 < \text{ICC} < 0.923$ ; Table 3) and moderate-to-excellent for the optoelectronic system ( $0.573 < \text{ICC} < 0.970$ ; Table 3). Although, the relative reliability differed according to the speed, the SEM was less than 10%, indicating excellent absolute reliability for both the glasses and the optoelectronic system. The test–retest ICC values found for the glasses were comparable to or less than the values measured with other wearable sensors during level walking at self-selected speed [26,38]. Although the participants were familiarized with the experimental conditions, one possible reason could be related to the use of a treadmill and/or to the low speed influencing the gait patterns. Nevertheless, excellent absolute reliability was observed, suggesting that the glasses could be used to assess step duration and step length of gait in ecological situations.

The concurrent validity of the IMU embedded in the glasses and the optoelectronic system was determined for all experimental conditions and for both testing sessions. Significant weak-to-strong correlations were found between systems for all speeds during both conditions of head stabilization. A better correlation was generally observed for the moderate speed (i.e., 0.90 m/s) without a cervical collar (Table 4) for both the step duration and step length. Although in agreement with previous studies [37,40–42], which placed

the accelerometer around the waist of the participants, we observed slightly lower correlation values than these studies. Bland–Altman plots were drawn for each experimental condition, and no systematic bias was present between the two systems. Consequently, both the glasses and the optoelectronic system are comparable to measure step duration and step length during gait assessment at different speeds.

This study has some limitations. First, only healthy and young participants were included in the present study. This was a necessary first step to validate the suitability of the glasses for the assessment of the step duration and step length before their application to older participants. Second, in our study, we adapted the threshold of the peak of each gait acquisition to prevent the incorrect identification of steps [42]. Third, gait analysis was realized in a laboratory setting and, in particular, the participants had to walk on a treadmill with an imposed constant speed. This experimental condition is far from daily life locomotion. The gait step length was obtained from the constant imposed speed of the treadmill, but in an ecological situation, gait speed is not known, unless a GPS (Global Positioning System) is integrated in the glasses. Another approach could use the inverted pendulum model [43] to extract spatiotemporal parameters from the acceleration signal [44–46]. Associated with the implementation of algorithms based on the vertical acceleration signal recorded from an IMU [45–47], the step length can be estimated and the eyeglasses could be used in ecological conditions. In this context, the daily life walking of elderly people could be monitored and, with the help of machine learning techniques, the variability of spatiotemporal parameters, providing an indicator of the risk of falling [48], could be assessed as well. Thus, elderly people wearing smart eyeglasses could be screened during daily life for risk of falling purposes and feel safer since this device already includes an alert application in case of falling.

A strength of the study was that the use of the glasses, an object of everyday life for most of the population, allowed step recognition from the acceleration measured on the vertical axis, whatever the face morphology of the participant and even if the glasses were not perfectly adjusted.

## 5. Conclusions

Gait analysis with wearable sensors has recently gained prominence, in both ecological and clinical conditions. The aim of this study was to validate an IMU embedded in the branch of eyeglasses to analyze gait in healthy participants. Overall, our results indicate that step duration and step length measured with the glasses are reproducible and valid. In future studies, step duration and step length will be investigated in both clinical and ecological settings and specifically in older populations to determine the reference values as measured by the eyeglasses. Given that the vertical acceleration recorded from an accelerometer positioned at head level can be used to (i) discriminate fallers and non-fallers through the recording of spatiotemporal parameters [7] and (ii) compute the variability of spatiotemporal parameters through machine learning techniques [41,46], the use of our eyeglasses seems to be a promising “non-intrusive” real life device to detect falls and/or to identify a potential decline in gait ability.

**Author Contributions:** Conceptualization, J.H., F.C., A.C. and S.S.C.; methodology, J.H., F.C. and S.S.C.; software, J.H. and A.C.; validation, J.H., F.C. and S.S.C.; formal analysis, J.H.; investigation, J.H., F.C., A.C. and S.S.C.; data curation, J.H. and S.S.C.; writing—original draft preparation, J.H.; writing—review and editing, J.H., F.C. and S.S.C.; supervision, O.G. and S.S.C.; project administration, S.S.C. and O.G.; funding acquisition, S.S.C.. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

**Funding:** This research was supported by la Fondation MAIF (<https://www.fondation-maif.fr/> (accessed on 31 January 2022)) and la Région SUD Provence Alpes Côte d’Azur (<https://www.maregionsud.fr/> (accessed on 31 January 2022)).

**Institutional Review Board Statement:** The study was conducted according to the guidelines of the Declaration of Helsinki and was approved by the South Mediterranean Protection of Persons Ethics Committee (registration number: 2015-A01188-41).

**Informed Consent Statement:** Informed consent was obtained from all subjects involved in the study. Written informed consent has been obtained from the patient(s) to publish this paper.

**Data Availability Statement:** The data that support the findings of this study are available on request to the authors.

**Acknowledgments:** The authors are grateful to the volunteers for their participation.

**Conflicts of Interest:** Justine Hellec is employed by the company producing the eyeglasses to realize a Ph.D. thesis. The other authors declare no conflicts of interest.

## References

- Bohannon, R.W. Number of Pedometer-Assessed Steps Taken Per Day by Adults: A Descriptive Meta-Analysis. *Phys. Ther.* **2007**, *87*, 1642–1650. <https://doi.org/10.2522/ptj.20060037>.
- Studenski, S.; Perera, S.; Patel, K.; Rosano, C.; Faulkner, K.; Inzitari, M.; Brach, J.; Chandler, J.; Cawthon, P.; Connor, E.B.; et al. Gait Speed and Survival in Older Adults. *JAMA* **2011**, *305*, 50–58. <https://doi.org/10.1001/jama.2010.1923>.
- Tinetti, M.E.; Speechley, M.; Ginter, S.F. Risk Factors for Falls among Elderly Persons Living in the Community. *N. Engl. J. Med.* **1988**, *319*, 1701–1707. <https://doi.org/10.1056/NEJM198812293192604>.
- Patel, M.; Pavic, A.; Goodwin, V.A. Wearable Inertial Sensors to Measure Gait and Posture Characteristic Differences in Older Adult Fallers and Non-Fallers: A Scoping Review. *Gait Posture* **2020**, *76*, 110–121. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.10.039>.
- Lord, S.; Galna, B.; Verghese, J.; Coleman, S.; Burn, D.; Rochester, L. Independent Domains of Gait in Older Adults and Associated Motor and Nonmotor Attributes: Validation of a Factor Analysis Approach. *J. Gerontol. Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.* **2013**, *68*, 820–827. <https://doi.org/10.1093/gerona/gls255>.
- Ritt, M.; Schüle, S.; Lubrich, H.; Bollheimer, L.C.; Sieber, C.C.; Gassmann, K.-G. High-Technology Based Gait Assessment in Frail People: Associations between Spatio-Temporal and Three-Dimensional Gait Characteristics with Frailty Status across Four Different Frailty Measures. *J. Nutr. Health Aging* **2017**, *21*, 346–353. <https://doi.org/10.1007/s12603-016-0764-4>.
- Latt, M.D.; Menz, H.B.; Fung, V.S.; Lord, S.R. Acceleration Patterns of the Head and Pelvis During Gait in Older People With Parkinson's Disease: A Comparison of Fallers and Nonfallers. *J. Gerontol. Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.* **2009**, *64*, 700–706. <https://doi.org/10.1093/gerona/glp009>.
- Aminian, K.; Najafi, B.; Büla, C.; Leyvraz, P.-F.; Robert, Ph. Spatio-Temporal Parameters of Gait Measured by an Ambulatory System Using Miniature Gyroscopes. *J. Biomech.* **2002**, *35*, 689–699. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(02\)00008-8](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00008-8).
- Galna, B.; Lord, S.; Rochester, L. Is Gait Variability Reliable in Older Adults and Parkinson's Disease? Towards an Optimal Testing Protocol. *Gait Posture* **2013**, *37*, 580–585. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.09.025>.
- Hageman, P.A.; Blanck, D.J. Comparison of Gait of Young Women and Elderly Women. *Phys. Ther.* **1986**, *66*, 1382–1387. <https://doi.org/10.1093/ptj/66.9.1382>.
- McDonough, A.L.; Batavia, M.; Chen, F.C.; Kwon, S.; Ziai, J. The Validity and Reliability of the GAITRite System's Measurements: A Preliminary Evaluation. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **2001**, *82*, 419–425. <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.19778>.
- Lienhard, K.; Schneider, D.; Maffioletti, N.A. Validity of the Optogait Photoelectric System for the Assessment of Spatiotemporal Gait Parameters. *Med. Eng. Phys.* **2013**, *35*, 500–504. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2012.06.015>.
- Culhane, K.M.; O'Connor, M.; Lyons, D.; Lyons, G.M. Accelerometers in Rehabilitation Medicine for Older Adults. *Age Ageing* **2005**, *34*, 556–560. <https://doi.org/10.1093/ageing/afi192>.
- Tao, W.; Liu, T.; Zheng, R.; Feng, H. Gait Analysis Using Wearable Sensors. *Sensors* **2012**, *12*, 2255–2283. <https://doi.org/10.3390/s120202255>.
- Brodie, M.A.D.; Beijer, T.R.; Canning, C.G.; Lord, S.R. Head and Pelvis Stride-to-Stride Oscillations in Gait: Validation and Interpretation of Measurements from Wearable Accelerometers. *Physiol. Meas.* **2015**, *36*, 857–872. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/36/5/857>.
- Van Schooten, K.S.; Pijnappels, M.; Rispens, S.M.; Elders, P.J.M.; Lips, P.; van Dieën, J.H. Ambulatory Fall-Risk Assessment: Amount and Quality of Daily-Life Gait Predict Falls in Older Adults. *J. Gerontol. Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.* **2015**, *70*, 608–615. <https://doi.org/10.1093/gerona/glu225>.
- Chigateri, N.G.; Kerse, N.; Wheeler, L.; MacDonald, B.; Klenk, J. Validation of an Accelerometer for Measurement of Activity in Frail Older People. *Gait Posture* **2018**, *66*, 114–117. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.08.024>.
- 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**, *55*, 265–280. <https://doi.org/10.23736/S1973-9087.18.05306-6>.

19. Kobsar, D.; Charlton, J.M.; Tse, C.T.F.; Esculier, J.-F.; Graffos, A.; Krowchuk, N.M.; Thatcher, D.; Hunt, M.A. Validity and Reliability of Wearable Inertial Sensors in Healthy Adult Walking: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J. Neuro Eng. Rehabil.* **2020**, *17*, 62. <https://doi.org/10.1186/s12984-020-00685-3>.
20. Rucco, R.; Sonriso, A.; Liparoti, M.; Ferraioli, G.; Sorrentino, P.; Ambrosiano, M.; Baselice, F. Type and Location of Wearable Sensors for Monitoring Falls during Static and Dynamic Tasks in Healthy Elderly: A Review. *Sensors* **2018**, *18*, 1613. <https://doi.org/10.3390/s18051613>.
21. Bet, P.; Castro, P.C.; Ponti, M.A. Fall Detection and Fall Risk Assessment in Older Person Using Wearable Sensors: A Systematic Review. *Int. J. Med. Inform.* **2019**, *130*, 103946. <https://doi.org/10.1016/j.ijmedinf.2019.08.006>.
22. Kobsar, D.; Masood, Z.; Khan, H.; Khalil, N.; Kiwan, M.Y.; Ridd, S.; Tobis, M. Wearable Inertial Sensors for Gait Analysis in Adults with Osteoarthritis—A Scoping Review. *Sensors* **2020**, *20*, 7143. <https://doi.org/10.3390/s20247143>.
23. De Oliveira Gondim, I.T.G.; de Souza, C. de C. B.; Rodrigues, M.A.B.; Azevedo, I.M.; de Sales Coriolano, M. das G. W.; Lins, O.G. Portable Accelerometers for the Evaluation of Spatio-Temporal Gait Parameters in People with Parkinson's Disease: An Integrative Review. *Arch. Gerontol. Geriatr.* **2020**, *90*, 104097. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2020.104097>.
24. Brognara, L.; Palumbo, P.; Grimm, B.; Palmerini, L. Assessing Gait in Parkinson's Disease Using Wearable Motion Sensors: A Systematic Review. *Diseases* **2019**, *7*, 18. <https://doi.org/10.3390/diseases7010018>.
25. Vienne, A.; Barrois, R.P.; Buffat, S.; Ricard, D.; Vidal, P.-P. Inertial Sensors to Assess Gait Quality in Patients with Neurological Disorders: A Systematic Review of Technical and Analytical Challenges. *Front. Psychol.* **2017**, *8*, 817. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2017.00817>.
26. Byun, S.; Han, J.W.; Kim, T.H.; Kim, K.W. Test-Retest Reliability and Concurrent Validity of a Single Tri-Axial Accelerometer-Based Gait Analysis in Older Adults with Normal Cognition. *PLoS ONE* **2016**, *11*, e0158956. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0158956>.
27. Geerse, D.J.; Coolen, B.; Roerdink, M. Quantifying Spatiotemporal Gait Parameters with HoloLens in Healthy Adults and People with Parkinson's Disease: Test-Retest Reliability, Concurrent Validity, and Face Validity. *Sensors* **2020**, *20*, 3216. <https://doi.org/10.3390/s20113216>.
28. Howcroft, J.; Kofman, J.; Lemaire, E.D. Review of Fall Risk Assessment in Geriatric Populations Using Inertial Sensors. *J. Neuro. Eng. Rehabil.* **2013**, *10*, 91. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-10-91>.
29. Lindemann, U.; Hock, A.; Stuber, M.; Keck, W.; Becker, C. Evaluation of a Fall Detector Based on Accelerometers: A Pilot Study. *Med. Biol. Eng. Comput.* **2005**, *43*, 548–551. <https://doi.org/10.1007/BF02351026>.
30. Drees. Available online: <https://drees.solidarites-sante.gouv.fr/sites/default/files/2020-10/er881.pdf> (accessed on 21 January 2022).
31. Hellec, J.; Chorin, F.; Castagnetti, A.; Colson, S.S. Sit-To-Stand Movement Evaluated Using an Inertial Measurement Unit Embedded in Smart Glasses—A Validation Study. *Sensors* **2020**, *20*, 5019. <https://doi.org/10.3390/s20185019>.
32. McGraw, K.O.; Wong, S.P. Forming Inferences About Some Intraclass Correlation Coefficients. *Psychol. Methods* **1996**, *1*, 30.
33. Koo, T.K.; Li, M.Y. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J. Chiropr. Med.* **2016**, *15*, 155–163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>.
34. Atkinson, G.; Nevill, A.M. Statistical Methods For Assessing Measurement Error (Reliability) in Variables Relevant to Sports Medicine. *Sports Med.* **1998**, *26*, 217–238. <https://doi.org/10.2165/00007256-199826040-00002>.
35. Weir, J.P. Quantifying Test-Retest Reliability Using the Intraclass Correlation Coefficient and the SEM. *J. Strength Cond. Res.* **2005**, *19*, 231–240. <https://doi.org/10.1519/15184.1>.
36. Bland, J.M.; Altman, D.G. Statistical Methods for Assessing Agreement between Two Methods of Clinical Measurement. *Lancet* **1986**, *8*, 307–10.
37. Silsupadol, P.; Prupetkaew, P.; Kamnardsiri, T.; Lugade, V. Smartphone-Based Assessment of Gait During Straight Walking, Turning, and Walking Speed Modulation in Laboratory and Free-Living Environments. *IEEE J. Biomed. Health Inform.* **2020**, *24*, 1188–1195. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2019.2930091>.
38. Hartmann, A.; Luzzi, S.; Murer, K.; de Bie, R.A.; de Bruin, E.D. Concurrent Validity of a Trunk Tri-Axial Accelerometer System for Gait Analysis in Older Adults. *Gait Posture* **2009**, *29*, 444–448. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.11.003>.
39. Kobsar, D.; Olson, C.; Paranjape, R.; Hadjistavropoulos, T.; Barden, J.M. Evaluation of Age-Related Differences in the Stride-to-Stride Fluctuations, Regularity and Symmetry of Gait Using a Waist-Mounted Tri-Axial Accelerometer. *Gait Posture* **2014**, *39*, 553–557. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.09.008>.
40. Furrer, M.; Bichsel, L.; Niederer, M.; Baur, H.; Schmid, S. Validation of a Smartphone-Based Measurement Tool for the Quantification of Level Walking. *Gait Posture* **2015**, *42*, 289–294. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.06.003>.
41. Zijlstra, W.; Hof, A.L. Assessment of Spatio-Temporal Gait Parameters from Trunk Accelerations during Human Walking. *Gait Posture* **2003**, *18*, 1–10. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00190-X](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00190-X).
42. Micó-Amigo, M.E.; Kingma, I.; Ainsworth, E.; Walgaard, S.; Niessen, M.; van Lummel, R.C.; van Dieën, J.H. A Novel Accelerometry-Based Algorithm for the Detection of Step Durations over Short Episodes of Gait in Healthy Elderly. *J. Neuro Eng. Rehabil.* **2016**, *13*, 38. <https://doi.org/10.1186/s12984-016-0145-6>.
43. Zijlstra, W.; Hof, A.L. Displacement of the pelvis during human walking: Experimental data and model predictions. *Gait Posture* **1997**, *6*, 249–262. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(97\)00021-0](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)00021-0).

44. González, R.C.; Alvarez, D.; López, A.M.; Alvarez, J.C. Ambulatory estimation of mean step length during unconstrained walking by means of COG accelerometry. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng.* **2009**, *12*, 721–726. <https://doi.org/10.1080/10255840902896000>.
45. Zijlstra, A.; Zijlstra, W. Trunk-acceleration based assessment of gait parameters in older persons: A comparison of reliability and validity of four inverted pendulum based estimations. *Gait Posture* **2013**, *38*, 940–944. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.04.021>.
46. Lueken, M.; Loeser, J.; Weber, N.; Bollheimer, C.; Leonhardt, S.; Ngo, C. Model-Based Step Length Estimation Using a Pendant-Integrated Mobility Sensor. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* **2021**, *29*, 2655–2665. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2021.3133535>.
47. Zhao, Q.; Zhang, B.; Wang, J.; Feng, W.; Jia, W.; Sun, M. Improved method of step length estimation based on inverted pendulum model. *Int. J. Distrib. Sens. Netw.* **2017**, *13*, 155014771770291. <https://doi.org/10.1177/1550147717702914>.
48. Vergheze, J.; Holtzer, R.; Lipton, R.B.; Wang, C. Quantitative Gait Markers and Incident Fall Risk in Older Adults. *J. Gerontol. Series A Biol. Sci. Med. Sci.* **2009**, *64*, 896–901. <https://doi.org/10.1093/gerona/glp033>.

## Synthèse de l'étude 2

Cette étude 2 avait pour objectif de valider la paire de lunettes connectées pour le mouvement de marche chez des personnes jeunes. Elle s'est focalisée sur deux paramètres spatio-temporels de la marche : durée des pas et longueur des pas normalisée par la taille des membres inférieurs. Ces paramètres ont été évalués dans différentes conditions de test : trois vitesses de marche, avec et sans collier cervical.

La fiabilité et la reproductibilité intra session des deux paramètres sont excellentes pour les deux outils d'analyses et ce pour toutes les conditions de test. Le coefficient de corrélation intra classe des lunettes est compris entre 0,936 et 0,993 pour la durée des pas et entre 0,955 et 0,987 pour la longueur des pas. Le coefficient de variation pour toutes ces données est faible (inférieur à 8%). Toutes ces données signifient que l'accéléromètre des lunettes pour ces deux paramètres de marche est fiable et reproductible. En ce qui concerne la fiabilité intersession des lunettes, elle oscille entre faible à excellente ( $0,311 < ICC < 0,923$ ) pour la durée des pas ainsi que la longueur des pas. Cet écart de fiabilité peut être expliqué par une familiarisation de marche sur le tapis, ainsi que des vitesses de marche imposées qui étaient plus faibles qu'une vitesse de confort pour des personnes jeunes. La comparaison entre les deux outils d'analyse est vérifiée, elle présente les meilleurs résultats lors des conditions modérées sans collier cervical et ce pour les deux paramètres spatio-temporels. Le collier cervical ne semble pas impacter le comportement de la personne lors de cette action motrice.

La durée des pas ainsi que la longueur des pas normalisée par la taille des membres inférieurs peuvent être analysées par l'accéléromètre embarqué dans la branche droite des lunettes connectées. Ces deux paramètres spatio-temporels vont être utilisés pour évaluer la marche des personnes âgées en situation clinique dans l'étude 3 de ce travail doctoral.



## Étude 3 : Caractérisation des profils biomécaniques des personnes âgées en fonction de leurs performances physiques

### Publication :

**Hellec, J.**, Chorin, F., Jaafar, A., Guérin, O., Colson, S. S. A clustering-based approach on functional and biomechanical parameters recorded with a pair of smart eyeglasses in elderly to determine physical performance groups (en cours de soumission)

### Communication orale :

**Hellec, J.**, Chorin, F., Caquineau, C., Colson, S. S. « Clustering » des performances physiques des personnes âgées grâce au recueil de données biomécaniques issues d'une paire de lunettes instrumentées. 10<sup>ème</sup> congrès francophone, Fragilité du sujet âgé, prévention de la perte d'autonomie, Toulouse, Juin 2022



## Contexte de l'étude 3

Les deux premières études nous ont permis de valider la paire de lunettes connectées pour l'analyse du mouvement de lever de chaise et de la marche. Dans l'étude 3, les lunettes sont utilisées comme outil de mesure de ces deux mouvements quotidiens lors de différents tests fonctionnels (i.e., test de 30 secondes de lever de chaise, test de marche de 6 minutes et le test du Timed Up and Go en condition confort et rapide) chez des personnes âgées.

Les performances physiques lors des principaux mouvements quotidiens diminuent avec l'avancée en âge. Cela peut engendrer des conséquences néfastes pour les personnes âgées, notamment des chutes et une fragilité. Les personnes âgées peuvent être considérées comme « chuteuses », à risque de chute ou fragiles. Pour être qualifiées de chuteuses, elles attestent d'avoir chuté au moins une fois au cours de l'année passée. Cette définition est basée sur une déclaration de la personne âgée, qui peut être subjective (e.g., oubli d'avoir chuté). Le risque de chute peut être évalué par différents tests cliniques. Des seuils de performance physique sont fixés pour chaque test, mais ils peuvent varier selon les études et l'âge de la personne. De plus, lors de ces tests cliniques les personnes sont soit à risque de chute soit sans risque, une absence de risque de chute intermédiaire est présente. D'autre part, la fragilité des personnes âgées est couramment évaluée avec le phénotype de fragilité de Fried. Cette échelle se compose de trois questions qui peuvent être subjectives et de deux tests physiques (i.e., vitesse de marche de confort et force de préhension). Etant donné la grande subjectivité de cette échelle, il est nécessaire d'évaluer la fragilité ou l'état physique de la personne âgée par des tests cliniques objectifs.

Dans cette étude, nous évaluons l'effet d'être chuteur ou fragile sur les sept paramètres physiques et fonctionnels recueillis lors des quatre tests fonctionnels. Nous catégorisons les personnes âgées en différents groupes de performance physique grâce à une analyse non-supervisée (i.e., K-means) basée sur différents paramètres fonctionnels et biomécaniques issus des lunettes connectées lors de tests cliniques.



### Étude 3

## A clustering-based approach on functional and biomechanical parameters recorded with a pair of smart eyeglasses in elderly to determine physical performance groups.

**Background:** An older adult is generally categorized as: i) a "faller" when he/she reports having fallen at least once in the past year and, ii) "frail" when he/she meets at least three criteria of Fried's frailty phenotype. Falls and frailty status are often associated with a decline in physical functional capacities and multifactorial assessment is highly recommended in the literature rather than a categorization based on a single definition.

**Objectives:** Categorizing an elderly population into different physical performance groups through an unsupervised analysis based on the functional and biomechanical parameters measured with an accelerometer integrated in a pair of connected smart eyeglasses.

**Methods:** Eighty-four independent elderly people over the age of sixty-five performed three functional tests: i) 30-second Sit-to-Stand test, ii) six-minute walk test, and iii) 3-meter Timed-Up and Go (TUG) test in comfort and fast condition. The acceleration data measured from the smart eyeglasses was processed to obtain seven functional and biomechanical parameters: number of Sit-to-Stand, maximal vertical acceleration values during STS movements, total walking distance, step duration and length, time to complete the TUG in both conditions. First, we compared the parameters measured between the different fallers and frailty groups with supervised analyses. Second, we categorized participants into different physical performance groups through an unsupervised analysis and we examined the distribution of the fallers and frailty status in the newly created groups.

**Results:** The accelerometer integrated into the smart eyeglasses allowed us to identify and evaluate seven functional and biomechanical parameters during the main movements of daily life. Only one of the seven parameters (i.e., step length) differed between fallers and non-fallers. Regarding frailty, all seven parameters did not differ between frail and pre-fragile subjects. Using an unsupervised analysis, we categorized our population into three distinct physical performance groups (i.e., low, intermediate, and high). The seven parameters were useful to discriminate the low and high physical performance groups. Four of the measured parameters discriminated the three levels of physical performance. In addition, the low physical performance group had a higher proportion of frail participants compared to the other two groups. The percentage of individuals who had fallen in the past twelve months was not significantly different between the three groups.

**Conclusions:** The categorizations of fallers and frailty classically used in the literature were not satisfactory to characterize our population with the measured parameters. The seven functional and biomechanical parameters were different between the three physical performance groups independently of the faller and frailty status. These results are promising for monitoring activities of daily living in the elderly to prevent the decline of physical capacities.

**Keywords:** clustering, physical performance, functional and biomechanical parameters, smart eyeglasses, older people

## Introduction

The progressive decline in most of the physiological systems associated with aging impacts negatively the health and well-being of the elderly. The musculoskeletal system is a major determinant of reduced functional physical capacities, which could lead to frailty and/or falls. Frailty is defined as "a physiological vulnerability related to the intrinsic aging of the person" [1] and affects ~18% of the elderly population in Europe [2]. The World Health Organization [3] defined a fall as "an event which results in a person coming to rest inadvertently on the ground or floor or other lower level". This phenomenon affects one third of the persons over the age of 65 [4,5] and fifty percent over the age of 85 [6–9]. The consequences of frailty or falls are damaging for the elderly impairing their quality of life and eventually leading to loss of autonomy or even dependence [10]. The consequences are also economic with higher medical costs for frail and fallers elderly [11–13] making frailty and falls major public health concerns.

Although distinct status, there is recent evidence that falls are associated with the frailty in the elderly [14,15] and both frailty and falls should be assessed in people aged 60 years and over. Frailty status is generally evaluated with the physical frailty phenotype consisting of three questions (i.e., unintentional weight loss, general fatigue, physical activity level) and two measures of functional physical capacities (i.e., grip strength, walking speed) [11]. The incidence of falls can be assessed by a simple question like "have you fallen in the last 12 months?"[16]. To provide a more objective characterization of the person concerning its risk of falling, this question can be associated with the measure of functional physical capacities through different clinical tests reproducing daily-life movements. For example, among these tests, the 30-s Sit-to-Stand (STS) test measures lower limbs muscle strength and endurance [17], the six-minute walk test (6MWT) assesses the walking capacities of the elderly [18] and the Timed Up and Go (TUG) test was developed to evaluate functional mobility [19]. Although these tests have been used to discriminate fallers from non-faller [20–23], it is extremely challenging to precisely determine if an elderly person is at risk of falling using a simple test [24]. Consequently, multifactorial fall risk assessment is highly recommended in the literature [21,22,25].

Due to the high complexity and non-linearity characterizing clinical status of individuals, an alternative approach was recently used to categorize the frailty or fall status of older adults from multifactorial measures [26,27]. This approach is based on unsupervised clustering analysis aiming at identifying similarity in clinical outcomes within a population. For

example, blood analyses (e.g., total cholesterol, fasting glucose, haemoglobin, haematocrit ) and both waist and arm circumferences were measured based on their to better categorize frailty of an elderly population [26]. Similarly, the risk of falling categorization was determined from different clinical tests (i.e., TUG, functional reach test, handgrip strength) and cardiovascular data (e.g., systolic and diastolic blood pressure variability ratio, heart rate variability ratio) [27]. The authors obtained four groups of physical performance levels that were associated with different levels of fall risk. Considering the non-linearity in frailty development [26] as well as faller status [27] observed, this approach seems more relevant to categorize the elderly population according to different physical performance levels.

Nowadays, the emergence of wearable technologies [28] allows the monitoring of daily-life movements from inertial measurement units (IMUs) acquiring data from accelerometers and gyroscopes integrated into everyday objects (e.g., watch, smartphone...). IMUs have the advantage of being small size, low-cost, portable and user-friendly [29]. Some disadvantages can include stigma for fall detection assessment [30,31] and non-consensus on IMUs placement. Although most of the studies placed the IMUs close to the body center of mass or at the wrist [32], some studies have suggested that head-level placement improves movement accuracy for fall detection compared to wrist [33] or hip and trunk [34] placements. In this context, connected smart eyeglasses have been developed and validated to monitor Sit-to-Stand movements and spatiotemporal parameters during walking in healthy young participants [35,36]. Moreover, the acceptability of these eyeglasses for fall detection assessment in older adults seems higher than other devices (i.e., watch, necklace) [37]. However, to date, these eyeglasses have not been used to assess the functional physical capacities of an elderly population.

Therefore, the purpose of this study was to assess functional physical capacities (i.e., 30-s STS test, 6MWT and TUG test) of an elderly population with the use of smart eyeglasses. The first objective of this study was to assess the influence of frailty and fall definitions on selected functional and biomechanical parameters measured with the eyeglasses. The second objective was to characterize the population through a clustering approach based on these parameters. We hypothesized that participants would be categorized in different physical performance group levels independently of their frailty or faller status.

## Methods

### 2.1 Participants

This study included 84 volunteer participants (25 men and 59 women; aged  $74.17 \pm 5.80$  years, height  $165.70 \pm 8.22$  cm; body mass  $68.93 \pm 13.55$  kg; body mass index  $25.07 \pm 4.40$  kg/m<sup>2</sup>; mean  $\pm$  standard deviation). Inclusion criteria: aged 65 years and over, able to walk without any aid (e.g., canes, walkers) and autonomous in daily living activities. Participants were informed of the experimental procedures. They provided signed written consent before the inclusion. This study was approved by the South Mediterranean Protection of Persons Ethics Committee (registration number: 2015\_A01188\_41) and conducted according to the revised Declaration of Helsinki of 2013.

### 2.2 Experimental design

Participants were required to attend the laboratory (Plateforme fragilité, University Hospital Center in Nice, France) on a single occasion. To evaluate the fall history, a clinician asks to the participant: “Have you fallen in the last 12 months?”. Participants were considered fallers if their answer was “yes” [38]. Frailty status was determined from the Fried’s frailty phenotype [11], participants were classified as robust, pre-frail and frail. Older adults were considered frail when they had at least three of five frailty criteria (unintentional body mass loss, muscle weakness, general fatigue, slowed walking speed, and low physical activity). Three functional physical capacities tests were performed in the same order for all participants: i) the 30-second Sit-to-Stand (STS) test, ii) the 6-minute walk test (6MWT) and, iii) the 3-meter Timed-Up and Go (TUG) test. The tests were realized when the participants had fully understood the instructions of each test to ascertain a correct realization of each test (e.g., a demonstration was done by the experimenter and practice trials could be performed by the participants). During all tests, participants were equipped with smart eyeglasses without correction (Ellicie-Healthy, Antibes, France). The experimenter had to adjust eyeglasses on the nose and behind the ears of the participant and controlled that he/she had clearly understood the instructions before the test. Before the beginning of each test, participants had to maintain a static position for 10 seconds to clearly detect the onset of motion from the accelerometer signal.

### 2.3 Apparatus, data collection

The smart eyeglasses used in this study embedded an IMU (Inertial Measurement Unit; LSM6DS3-TR;  $2.5 \times 3 \times 0.83$  mm) integrating an accelerometer and a gyroscope in the right branch (Figure 1). The inertial units are 3-dimensional and are oriented forward with the anterior-posterior axis y, towards the left with the medio-lateral axis x and upward with the

vertical axis z. The range of measurement was set at  $\pm 8g$  for the accelerometer and  $\pm 250^\circ/s$  for the gyroscope. The sampling rate of the IMU was 26 Hz. Eyeglasses were connected to a smartphone (Samsung A5) through a Bluetooth connection. Raw data from both the accelerometer and the gyroscope were sent to the mobile application (Research, Ellcie-Healthy, Antibes, France) and were saved on the smartphone. Data was processed offline with MATLAB scripts (The Mathworks, INC.; Natick, MA, USA, version R2018a) created in order to obtain the different parameters of interest for each test.



**Figure 1.** Placement of the IMU in the branch of the smart eyeglasses

During the 30-second STS test, participants had to realize maximum STS movements with the arms crossed on the chest from a starting sitting position on a chair (standard height of 45 centimeters without armrests). During the test, two parameters were measured with the smart eyeglasses: i) the total number of STS (complete movement [39]) and, ii) the average of the maximal vertical acceleration values recorded during STS movements [35].

During the 6MWT, participants had to cover the greatest distance without running in a 10-meter shuttle. Beside the total distance [18], two previously validated spatiotemporal parameters were obtained with the smart eyeglasses [36]. First, step duration was calculated from each step represented by the temporal difference between two consecutive maximal vertical acceleration peaks. Second, step length deducted from step duration and the number of steps realized in each 10 meters. The average of all step durations and all step lengths computed was used for statistical analyses.

The 3-meter TUG test consisted in standing up from the standardized 45-cm chair, walking 3 meters, turning round, walking back the 3 meters, and sitting down on the chair. This test was realized in two conditions: i) at a comfortable paced walking speed and, ii) at fast as possible walking speed without running. In both conditions tests, the ground is flat without obstacles. The smart eyeglasses recorded the total time to complete the test thanks to the accelerometer detecting when the participant stands up and when he/she sits down at the end of the test.

## 2.4 Statistical analysis

With the different physical tests, seven functional and biomechanical parameters from the smart eyeglasses were obtained in our elderly population (i.e., number of STS, maximal vertical acceleration during the STS, distance covered during the 6MWT, average step duration during the 6MWT, average step length during the 6MWT, TUG time in comfort condition, TUG time in fast condition). A Shapiro-Wilk test was used to analyze the normality of data distribution. Participants were allocated in two groups depending on the answer to fall history (i.e., fallers and non-fallers). The same procedure was done for the frailty phenotype, with participants divided into three groups (i.e., robust, pre-frail and frail). We first compared the seven functional and biomechanical parameters between the faller and non-faller groups and second, between the three frailty groups. Between-group comparisons were done with one-way ANOVAs for normal data distribution and with Mann-Whitney U tests (two groups) or Kruskal-Wallis tests (three groups) for non-normally distributed data. Effect size of the ANOVAs was estimated from partial eta square ( $\eta^2_p$ ) values and considered as small when  $\sim 0.01$ , medium when  $\sim 0.06$  and large when  $\geq 0.14$ . Post-hoc Tuckey HSD test for unequal sample sizes was used for mean comparisons. These analyses were performed to test the first objective of this study regarding the influence of frailty and faller status on the seven functional and biomechanical parameters. Fall history proportion was compared with k proportions tests between frailty phenotypes.

The second objective was to create physical performance groups from the seven functional and biomechanical parameters derived from the smart eyeglasses. An unsupervised analysis was performed to determine the optimal number of clusters and to allocate the participants to the different groups of physical performance. First, a clustering algorithm was created in Python (version 2.7.18) based on K-means (unsupervised analysis) [27]. Second, the optimal number of clusters was identified from the maximum silhouette coefficient score [40]. For cluster determination, the centroids in each group were randomized, with each participant assigned to the closest centroid by calculating the Euclidean distance. The randomization was refined during the analysis to create centroids that were the most spaced in terms of distance from each other and to have the smallest distance between participants in the same group to centroids [27]. Participants were then assigned to different distinct groups of physical performance based on the coefficient score and a performance equation was obtained through linear regression of the functional and biomechanical parameters. Demographic data and the seven functional and biomechanical parameters of the performance groups created were

analyzed with one-way ANOVAs for normal data distribution and with Kruskal-Wallis tests for non-normally distributed data. Sex, fall history and Fried's phenotype proportions were compared with k proportions tests between the different performance groups. Statistica (Statsoft, version 8.0 Tulsa, OK, USA) and XLSTAT (Addinsoft, version 2022.1, Paris, France) softwares were used for analyses and the significance level was set at  $P < 0.05$ . Throughout the manuscript, unless specified, data are expressed as mean  $\pm$  standard deviation in the tables and figures.

## Results

### 3.1 Fall history groups

Thirty-four participants constituted the faller group (age  $74.50 \pm 5.94$  years; height  $166.00 \pm 8.26$  cm; body mass  $70.61 \pm 14.20$  kg; 24 females and 10 males) and 50 participants composed the non-faller group (age  $73.95 \pm 5.76$  years; height  $165.50 \pm 8.27$  cm; body mass  $67.79 \pm 13.11$  kg; 34 females and 16 males). Except for the average step length ( $F(1,82) = 4.24$ ,  $P < 0.05$ ,  $\eta^2_p = 0.05$ ), no significant difference between groups was observed for all the other variables (Table 1). Post hoc analysis indicated that the average step length in the faller group tended to be shorter than in the non-faller group ( $P = 0.06$ ).

**Table 1.** Functional and biomechanical parameters obtained in the faller and in the non-faller groups based on fall history analysis.

|   | Faller group       | Non-faller group   | P value     |
|---|--------------------|--------------------|-------------|
| <i>STS: Number in 30s</i>   | $10.82 \pm 3.42$   | $11.10 \pm 3.44$   | 0.72        |
| <i>STS: Average maximal vertical acceleration (<math>m.s^{-2}</math>)</i> | $13.02 \pm 2.15$   | $12.84 \pm 2.04$   | 0.69        |
| <i>6MWT: Distance covered (m)</i>   | $410.36 \pm 80.69$ | $441.35 \pm 70.93$ | 0.07        |
| <i>6MWT: Average step duration (s)</i>                                    | $0.48 \pm 0.04$    | $0.48 \pm 0.05$    | 0.56        |
| <i>6MWT: Average step length (m)</i>                                      | $0.65 \pm 0.12$    | $0.71 \pm 0.12$    | <b>0.04</b> |
| <i>TUG: Time comfort (s)</i>  | $8.87 \pm 1.54$    | $9.08 \pm 1.73$    | 0.55        |
| <i>TUG: Time fast (s)</i>   | $7.27 \pm 1.74$    | $7.06 \pm 1.77$    | 0.54        |

p-value in bold represent a significant difference between fallers and non-fallers group

### 3.2 Frailty phenotype groups

Based on Fried's frailty phenotype, twenty-four participants were robust (age  $72.90 \pm 5.87$  years; height  $164.29 \pm 7.96$  cm; body mass  $65.63 \pm 10.68$  kg; 20 females and 4 males), forty-five were pre-frail (aged  $73.75 \pm 5.67$  years; height  $166.00 \pm 8.64$  cm; body mass  $71.34 \pm 15.15$  kg; 29 females and 16 males) and the remaining 15 participants were frail (age  $77.48 \pm 5.20$  years old, height  $167.07 \pm 7.48$  cm; body mass  $67.00 \pm 11.74$  kg; 9 females and 6 males). According to the frailty phenotype, the proportion of fallers was 60%, 42.2% and 25% in the

frail, pre-frail and robust groups, respectively. No significant difference was found for the proportion of fallers between groups ( $\chi^2 = 4.82$ ,  $P = 0.09$ ).

Significant differences were observed for the number of STS performed ( $F(2,81) = 8.30$ ,  $P < 0.001$ ,  $\eta^2p = 0.17$ ), the average maximal vertical acceleration during the STS ( $F(2,81) = 7.30$ ,  $P < 0.01$ ,  $\eta^2p = 0.15$ ), the total distance covered ( $F(2,81) = 5.75$ ,  $P < 0.01$ ,  $\eta^2p = 0.12$ ) and the average step length ( $F(2,81) = 3.61$ ,  $P < 0.05$ ,  $\eta^2p = 0.08$ ) during the 6MWT (Table 2). The TUG time in fast condition also significantly differed ( $H(2) = 7.45$ ,  $P = 0.024$ ). The robust group performed a higher number of STS ( $P < 0.01$ ), reached a greater average maximal vertical acceleration during the STS ( $P < 0.01$ ), walked a longer distance during the 6MWT ( $P = 0.01$ ) with wider average step length ( $P < 0.05$ ) than the frail group, and realized the TUG faster in in fast condition ( $P = 0.02$ ).

The average step duration ( $F(2,81) = 2.14$ ,  $P = 0.12$ ,  $\eta^2p = 0.05$ ) and TUG time during comfort condition ( $F(2,81) = 2.74$ ,  $P = 0.07$ ,  $\eta^2p = 0.06$ ) did not differ significantly between groups. Although a significant effect was note for age ( $F(2,81) = 3.31$ ,  $P < 0.05$ ,  $\eta^2p = 0.08$ ), post hoc analysis did not underline significant differences between groups.

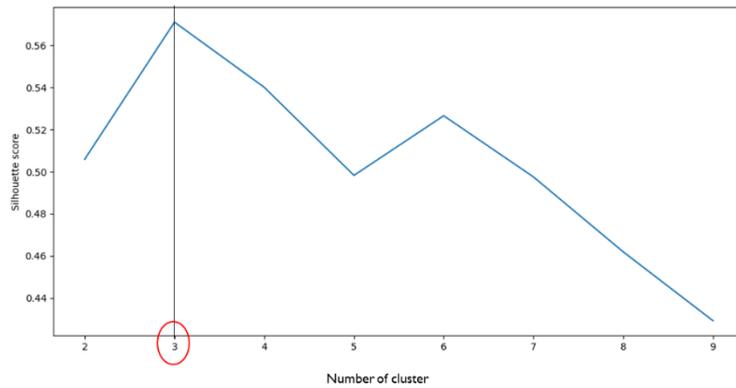
**Table 2.** Functional and biomechanical parameters obtained in the robust, pre-frail and frail groups based on Fried's frailty phenotype.

|  | Robust group     | Pre-frail group | Frail group    |
|--|------------------|-----------------|----------------|
| <i>STS: Number in 30s</i>  | 12.79 ± 3.12**   | 10.82 ± 2.79    | 8.60 ± 4.12    |
| <i>STS: Average maximal vertical acceleration (m.s<sup>-2</sup>)</i> | 13.95 ± 1.27**   | 12.82 ± 2.13    | 11.53 ± 2.17   |
| <i>6MWT: Distance covered (m)</i>                                    | 452.76 ± 73.39** | 434.21 ± 64.04  | 374.25 ± 91.33 |
| <i>6MWT: Average step duration (s)</i>                               | 0.48 ± 0.05      | 0.48 ± 0.04     | 0.50 ± 0.04    |
| <i>6MWT: Average step length (m)</i>                                 | 0.72 ± 0.10*     | 0.69 ± 0.12     | 0.62 ± 0.15    |
| <i>TUG: Time comfort (s)</i>   | 8.39 ± 1.36      | 9.14 ± 1.81     | 9.54 ± 1.34    |
| <i>TUG: Time fast (s)</i>  | 6.64 ± 1.44*     | 7.11 ± 1.74     | 8.09 ± 1.95    |

\* and \*\*, indicates a significant difference between the robust and the frail groups ( $P < 0.05$  and  $P < 0.01$ , respectively).

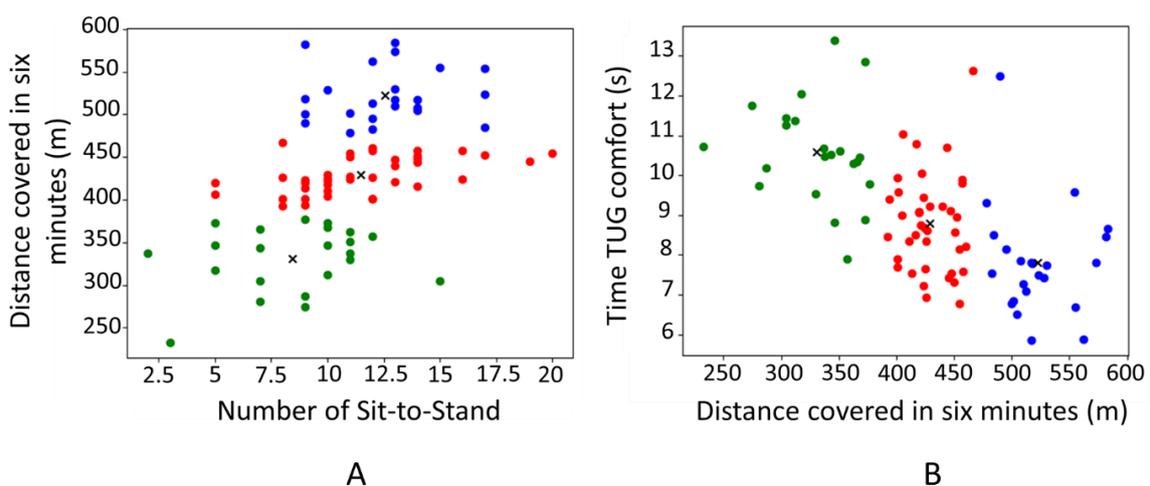
### 3.3 Physical performance groups

To classify participants into different groups, the optimal number of clusters was first determined through the maximum silhouette score coefficient (Figure 2). The K-means clustering algorithm was performed to achieve the best clustering performance with the adjustment of the centroids. The recommended number of clusters for the population included in this study and the seven functional and biomechanical variables analyzed was three, which allowed us to create three distinct groups.



**Figure 2.** Graph of silhouette method to determine the optimal number of clusters for the seven functional and biomechanical variables.

To illustrate this classification in the Figure 3, two examples of the participants' distribution in the three performance groups is provided for: i) the distance covered during the 6MWT with the maximum number of STS and, ii) the time to complete the TUG in comfort condition with the distance covered during the 6MWT. The participants allocated to the green group covered a short distance during the 6MWT, performed a low number of STS, and needed a longer time to complete the TUG in comfort condition. The participants in the blue group performed more STS than the other two groups, covered a greater distance during the 6MWT and completed the TUG in comfort condition more rapidly. Finally, the participants in the red group had intermediate values between the two other groups. A level of physical performance was then assigned for the three groups as follows: i) the green group “low physical performance - LPP”, ii) the red group “intermediate physical performance - IPP” and, iii) the blue group “high physical performance - HPP”.



**Figure 3.** K-means clustering of the three clusters. Representation of the physical performance between the distance covered in 6 minutes and the number of Sit-to-Stand (A) and between the TUG time in comfort condition and the distance covered in 6 minutes (B). Green dots for the low physical performance group - LPP, red for the intermediate physical performance group - INT and blue dots for the high physical performance - HPP group. Black crosses represent the centroids of each group.

### 3.3.1. Characteristics of the three performance groups

After the clustering procedure, the three physical performance groups were compared regarding demographic data, fall history and Fried's phenotype.

Significant age differences were found between groups ( $F(2,81) = 15.91$ ,  $P < 0.001$ ,  $\eta^2p = 0.28$ ). HPP participants were younger than the IPP and LPP participants were ( $P < 0.001$ ; Table 3). No significant difference was present between IPP and LPP groups ( $P = 0.27$ ). Height ( $F(2,81) = 2.03$ ,  $P = 0.14$ ), body mass ( $F(2,81) = 0.02$ ,  $P = 0.98$ ) and the proportion of male and female ( $\chi^2 = 1.57$ ,  $P = 0.46$ ) were not different between groups. The percentage of fallers in the last 12 months did not significantly differ between the three groups ( $\chi^2 = 0.54$ ,  $P = 0.76$ ). Regarding frailty phenotype, while no difference was found for the proportion of robust ( $\chi^2 = 3.83$ ,  $P = 0.15$ ) and pre-frail ( $\chi^2 = 3.46$ ,  $P = 0.18$ ) participants between groups, the proportion of frail participants significantly differed ( $\chi^2 = 10.82$ ,  $P = 0.004$ ). The LPP group had a higher proportion of frail participants compared to both the IPP and HPP groups (Table 3).

**Table 3.** Distribution, demographic data, fall history and Fried's phenotype of participants in the low physical performance (LPP) intermediate physical performance (IPP) and high physical performance (HPP) groups.

|                       | LPP             | IPP                 | HPP                |
|-----------------------|-----------------|---------------------|--------------------|
| <i>n</i>              | 22              | 39                  | 23                 |
| <i>Sex (%females)</i> | 68%             | 72%                 | 65%                |
| <i>Age (years)</i>    | 77.45 ± 4.39*** | 75.12 ± 5.61***     | 69.43 ± 4.29       |
| <i>Height (cm)</i>    | 164.73 ± 8.15   | 164.54 ± 7.83       | 168.61 ± 8.57      |
| <i>Body mass (kg)</i> | 68.52 ± 14.76   | 69.16 ± 13.52       | 68.94 ± 12.97      |
| <i>Fallers (%)</i>    | 45.45           | 41.03               | 34.78              |
| <i>Robust (%)</i>     | 18.18           | 25.64               | 43.48              |
| <i>Pre-frail (%)</i>  | 40.91           | 64.10               | 47.82              |
| <i>Frail (%)</i>      | 40.91           | 10.26 <sup>££</sup> | 8.70 <sup>££</sup> |

\*\*\*, indicates a significant difference with the HPP group ( $P < 0.001$ ). ££, indicates a significant difference with the LPP group ( $P < 0.01$ ).

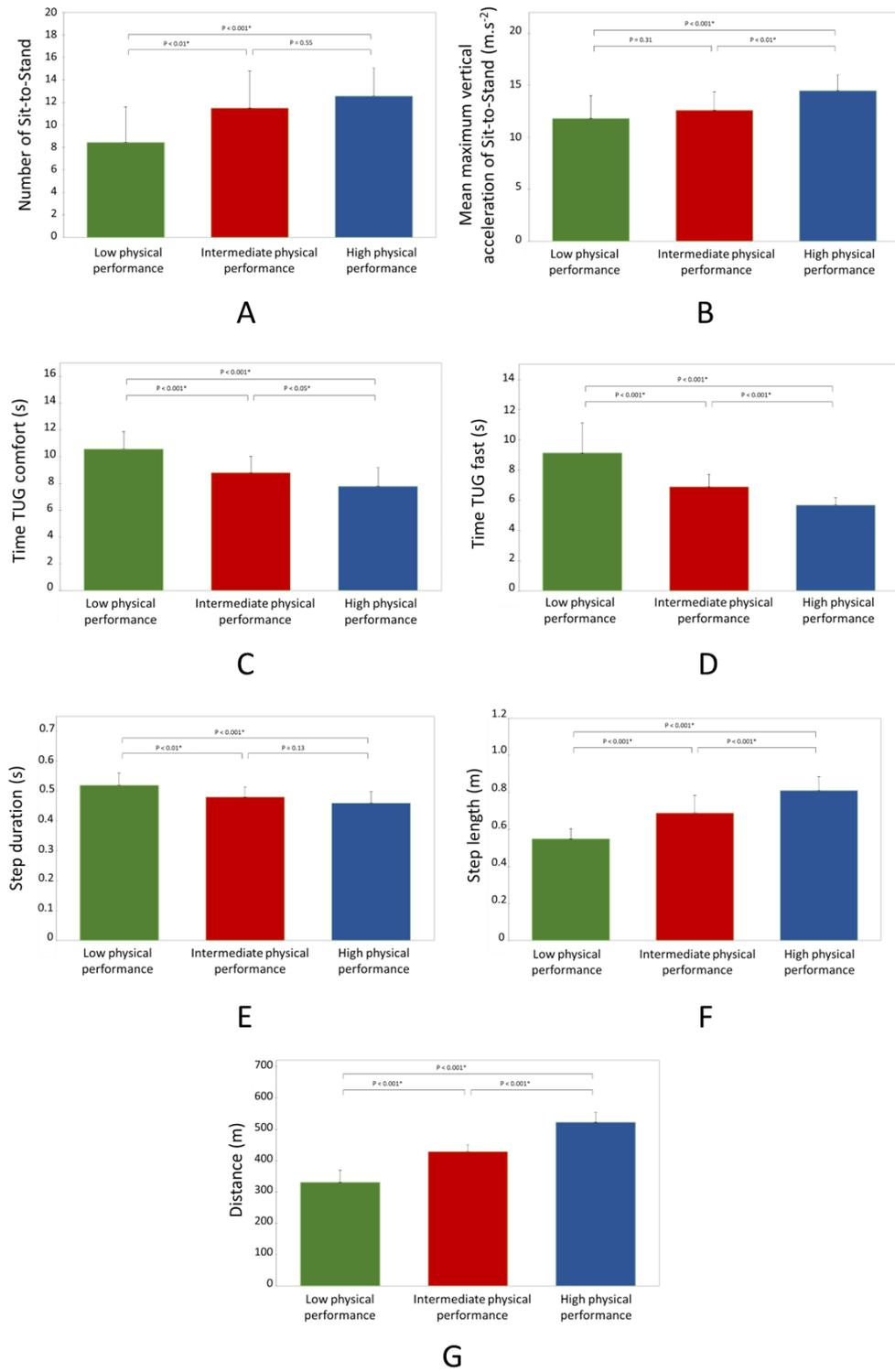
### 3.3.2. Functional and biomechanical variables between the three physical performance groups.

The number of STS ( $F(2,81) = 11.08$ ,  $P < 0.001$ ,  $\eta^2p = 0.22$ ) and the average maximal vertical acceleration during the STS ( $F(2,81) = 13.08$ ,  $P < 0.001$ ,  $\eta^2p = 0.24$ ) significantly differed between the physical performance groups. The number of STS was lower in the LPP group between compared to the IPP ( $P < 0.01$ ) and the HPP ( $P < 0.001$ ) groups. No significant

difference was found between the IPP and HPP groups ( $P = 0.55$ ). The average maximal vertical acceleration during the STS was significantly higher in the HPP group compared to the IPP ( $P < 0.01$ ) and LPP ( $P < 0.001$ ) groups. No significant difference was noted between the LPP and IPP groups ( $P = 0.31$ ) (Figure 4).

Significant differences were observed between groups in the distance walked during the 6MWT ( $F(2,81) = 240.19$ ,  $P < 0.001$ ,  $\eta^2p = 0.86$ ), the average step duration ( $F(2,81) = 16.74$ ,  $P < 0.001$ ,  $\eta^2p = 0.29$ ) and the average step length ( $F(2,81) = 57.92$ ,  $P < 0.001$ ,  $\eta^2p = 0.59$ ). Both the distance covered, and the average step length were greater in the HPP compared to both the IPP and the LPP ( $P < 0.001$ ) and in the IPP compared to the LPP ( $P < 0.001$ ). The average step duration was longer in the LPP compared to both the IPP ( $P < 0.01$ ) and HPP ( $P < 0.001$ ). No significant difference was observed between the IPP and HPP groups ( $P = 0.13$ ) (Figure 4).

The time to realize the TUG significantly differed between groups in both the comfort ( $F(2,81) = 27.09$ ,  $P < 0.001$ ,  $\eta^2p = 0.40$ ) and the fast condition ( $H(2) = 55.64$ ,  $P < 0.001$ ). The LPP performed the TUG more slowly than the IPP and HPP in both conditions ( $P < 0.001$ ). The HPP realized the test faster than the IPP in comfort ( $P < 0.05$ ) and in fast ( $P < 0.001$ ) conditions (Figure 4).



**Figure 4.** Difference between the three performance groups. A: Number of Sit-to-Stand; B: Mean maximum vertical acceleration of Sit-to-Stand; C: Time of TUG comfort; D: Time of TUG fast; E: Step duration; F: Step length and G: Distance.

### 3.3.3. *Physical performance equation obtained from the functional and biomechanical variables measured with the smart eyeglasses*

Clustering the participants in the three physical performance groups from the seven functional and biomechanical parameters obtained with the connected smart eyeglasses generated a physical performance equation:

*Physical performance*

$$\begin{aligned}
 &= \text{number of STS} \times (-0.014) + \text{vertical acceleration of STS} \times 0.010 \\
 &+ \text{distance covered} \times 0.009 + \text{step length} \times (-0.098) + \text{step duration} \times 0.051 \\
 &+ \text{TUG time rapide} \times 0.002 + \text{TUG time comfort} \times (-0.045) - 2.265
 \end{aligned}$$

The physical performance score determined with the K-means clustering was significantly different between the three groups ( $F(2,81) = 256.42$ ,  $P < 0.001$ ,  $\eta^2_p = 0.86$ ). The score was lower in the LPP group ( $0.23 \pm 0.35$ ,  $P < 0.001$ ) between compared to the IPP ( $1.13 \pm 0.18$ ) and the HPP ( $2.01 \pm 0.29$ ) groups. The score in the IPP group was also lower than the HPP group ( $P < 0.001$ ).

## **Discussion**

The main objective of this study was to assess functional physical capacities of an elderly population through the measure of functional and biomechanical parameters collected with smart eyeglasses embedding an IMU. As expected, the frailty or faller status of the participants, based on the well-acknowledged definitions used in the literature, is not satisfactory enough to fully characterize the population tested with the measures performed. In contrary, the clustering-based approach applied in this study allowed us to categorize the population in three groups of physical performance. With this approach, the seven selected functional and biomechanical parameters differed between groups independently of the participants' frailty or faller status. However, even though the faller status did not differ among groups of performance, the LPP group had a higher percentage of frail participants compared to both the IPP and the HPP group.

Based on the definition "have you fallen in the last 12 months?"[16], thirty-four elderly people in our population (i.e., ~40%) were considered as fallers. From the data collected with the smart eyeglasses, only one out of the seven functional and biomechanical parameters was different between the fallers and the non-fallers (i.e., step length measured during the 6MWT). The faller group had a smaller step length than the non-faller group (Table 1). Although this result is consistent with the literature [41,42] a recent study pointed out that gait spatiotemporal

parameters alone are not discriminative enough to identify fall risk in older adults [43]. It is well recognized that falls are multifactorial [24,44] and it is extremely challenging to determine the most accurate combination of multiple measures [22]. Consequently, the seven functional and biomechanical parameters recorded with our smart eyeglasses do not provide a satisfactory characterization of the population tested based on the “fall” definition chosen in the present study. In addition, it cannot be excluded that the participants voluntarily or involuntarily omit the fact that they have fallen within the last 12 months.

Considering that frailty is associated with falls in the elderly [14,15], the present study also aimed at characterizing the influence of the frailty status on the seven functional and biomechanical parameters measured with the smart eyeglasses. In our population, 18%, 53.5% and 28.5% participants were considered frail, pre-frail and robust, respectively but the lower frailty status was not associated to a higher percentage of fallers. Although no differences were observed between the frail and pre-frail groups, five of the seven functional and biomechanical parameters were better in the robust group compared to the frail group (i.e., number and averaged maximal vertical acceleration of STS, distance covered and step length during the 6MWT, TUG time in fast condition; Table 2). As the results obtained for the “fall” definition, the parameters measured with the smart eyeglasses do not discriminate frail from pre-frail participants. However, most of the parameters were useful to differentiate frail and robust participants. Regarding spatiotemporal parameters measured during the 6MWT, step duration did not differ between groups while this parameter was previously reported as a relevant parameter of frailty [45,46]. In contrary, we observed a significant difference in step time [47] and 6MWT performance [48] between robust and frail groups. The two variables measured during the 30-s STS test (i.e., number and averaged maximal vertical acceleration) that differentiate robust and frail groups are in agreement with previous observations between frail and middle-aged healthy participants [49]. Finally, the TUG time realized in fast condition permitted the distinction between frail and robust participants [50,51]. Collectively, these observations indicate that the parameters measured with the smart eyeglasses could be used to distinguish frail and robust participants but were not sensitive enough to distinct consecutive frailty phenotypes (i.e., robust from pre-frail and pre-frail from frail).

Similar to a previous study using a clustering-based approach to identifying clinical patterns associated with frailty of a population [26], the unsupervised analysis based on the parameters measured with the smart eyeglasses categorized our elderly population into three distinct groups. Since we performed measures assessing functional physical capacities, the three

groups created represent three physical performance groups (i.e., LPP, IPP and HPP). Although most of the measured parameters differed between the three physical performance groups, some exceptions were observed between two consecutive groups (i.e., LPP with IPP or IPP with HPP), emphasizing the non-linearity and multifactorial clinical evolution of aging. One of the most important results of the present study is that all functional and biomechanical parameters measured with the smart eyeglasses differed between the LPP and HPP groups, with the HPP displaying a better performance than the LPP. In addition, it is worth mentioning that the proportion of fallers did not differ between these two groups. This result is consistent with a recent study showing that older adults with a higher functional capacity performed better than their counterparts with a lower functional capacity, independently of their faller status [43]. Similarly, here we do not observe significant difference in the proportion of fallers between the LPP and the HPP groups (Table 3). In contrary, the proportion of frail participants was lower in the HPP (8.7%) compared to the LPP (40.9%), which agrees with a recent study using a hierarchical cluster analysis to classify participants into groups of similar characteristics of functional performance [52]. In addition, age was different between the HPP group and the LPP group [43], the participants of the HPP group being younger. Unlike the other studies using a clustering-based approach [26,27], we did not include the age of the participant as a variable in the K-means algorithm. Although taken into account in these two studies, significant differences in age were still reported between the highest and lowest frail [26] or fall risk [27] groups determined by the clustering analysis. Altogether, these observations emphasized the fact that age has a negative impact on the decline in physical capacities, when considered or not as a variable in a clustering-based approach. However, other studies did not report significant influence of age according to the frail status of their participants [52,53]. Rather, and based on the World Health Organization approach for healthy ageing focusing on “function” [54], Dapp et al. [53] recently highlighted that a hierarchical arrangement of functional physical levels is more determinative than sex or age in describing community-dwelling persons aged 70 years and over. Along with this study, our results provided evidence that the seven investigated functional and biomechanical parameters collected with the smart eyeglasses could be used in an elderly population to discriminate low versus high level of functional physical performance based on movements encountered in daily life activities.

The outcomes observed for two consecutive groups (i.e., LPP with IPP and IPP with HPP) slightly differed from those reported between the LPP and HPP groups. First, and importantly, the proportion of fallers based on fall history was not significantly different

between the three groups. Second, the LPP group had a greater proportion of frail participants (40.9%) compared to the IPP (10.3%), but no difference was noted between the IPP and HPP groups. Third, age of the participants was similar for the LPP and IPP groups whereas the participants of the IPP group were older than those of the HPP group (Table 3). From the seven functional and biomechanical parameters measured, six were significantly better in the IPP group compared to the LPP group (i.e., only the average maximal vertical acceleration of the STS did not differ between groups). The comparison of the IPP and HPP groups underlined a significant difference in five parameters (i.e., the number of STS performed and step duration during the 6MWT were similar in these groups). These observations have important clinical implications. For example, during the 30-s STS test, a low number of sit-to-stand movements realized (i.e.,  $< 9$ ) clearly indicates a low level of physical performance whereas a high value in averaged maximal vertical acceleration (i.e.,  $> 14 \text{ m.s}^{-2}$ ) underlines a high level of physical performance. In addition, the step length and the distance covered during the 6MWT, as well as the time to perform a TUG test are the common variables that could discriminate the three levels of physical performance. Although important to screen, fall history was not discriminant in the categorization of the population tested in different physical performance groups. However, being identified as a frail individual with the Fried's frailty phenotype could indicate a higher probability of having a low level of physical performance but we suggest completing this evaluation with physical functional testing. Overall, the results of the present study expand our comprehensive understanding of functional decline with aging.

A strength of this study was to categorize an elderly population through a clustering-based approach using functional and biomechanical variables assessed during clinical tests. Although this approach has been used recently [26,27], to the best of our knowledge, it is the first time that physical performance groups were created on physical parameters measured with an IMU integrated into smart eyeglasses. We also obtained a physical performance equation based on the seven functional and biomechanical parameters able to discriminate the elderly participants into the three different groups of physical performance. Clinical meaningfulness is that the physical performance level was determined from clinical tests and this study is conforming to "Healthy Ageing" defined by the World Health Organization "as the process of developing and maintaining the functional ability that enables well-being in older age". Finally, this approach incorporating categorizations by physical performance levels is important to discriminate the influence of physical activity programs in the elderly.

As a limitation, only elderly individuals able to walk without aids and independent in their daily movements were included, which limits the generalization of our observations. Thus, categorization and the equation obtained are specific of our population. Future research needs to examine this clustering-based approach on a larger cohort of elderly participants. One further limitation lie in the realization of the clinical tests performed during a single test session with standardized instructions (e.g., arms crossed over the chest during the 30-s STS test) in laboratory environment. The data obtained are dependent of the participant's physical fitness at the time of testing. However, this form of realization reflects the current practice in clinical settings.

This study is intended to be innovative and has several perspectives. First, it would be interesting to assess a larger cohort of participants with a wider age range to confirm the relevance of the functional and biomechanical parameters tested. Another very interesting perspective would be to record the functional and biomechanical parameters in ecological situations such as during daily life movements (e.g., at home of the participants). Then, performing a longitudinal study would be interesting to monitor the evolution of the physical performance of an elderly population over time while prospectively recording falls (i.e., the smartphone mobile application already includes a fall detection alert system).

## **Conclusion**

Our study showed that a clustering-based approach on functional and biomechanical parameters measured with smart eyeglasses during clinical tests was more relevant to categorize an elderly population in distinct physical performance groups than a classification based on their frailty or faller status. We have highlighted that four of the measured parameters (i.e., the step length and the distance covered during the 6MWT and the time to perform a TUG test in comfort and fast condition) discriminated the three levels of physical performance and all seven parameters distinguish low and high physical performance groups. Being able to determine the physical performance levels with smart eyeglasses through movements encountered in daily life activities is very promising to monitor an elderly population in ecological conditions. With the implementation of machine learning techniques [55], the smart eyeglasses, an everyday life object worn by more than 90% of people aged 60 years old and over [56] and well-accepted by the elderly [37], it would be possible to identify a potential decline in physical performance and ideally to prevent falls.

## References

1. Fried LP. Risk Factors for 5-Year Mortality in Older Adults The Cardiovascular Health Study. *JAMA* 1998 Feb 25;279(8):585. [doi: 10.1001/jama.279.8.585]
2. O’Caoimh R, Galluzzo L, Rodríguez-Laso Á, Van der Heyden J, Ranhoff AH, Lamprini-Koula M, Ciutan M, López-Samaniego L, Carcaillon-Bentata L, Kennelly S, Liew A. Prevalence of frailty at population level in European advantage Joint Action Member States: a systematic review and meta-analysis. *Ann Ist Super Sanita* 2018 Sep;54(3):226–238. PMID:30284550
3. Organisation mondiale de la Santé. Falls [Internet]. 2021 [cited 2022 Sep 5]. Available from: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/falls>
4. Buatois S, Bénétos A. Mise en place d’une échelle clinique simple pour évaluer le risque de chutes répétées chez les seniors. *Kinésithérapie, la Revue* 2011 Mar;11(111):45–48. [doi: 10.1016/S1779-0123(11)75077-X]
5. Campbell AJ, Borrie MJ, Spears GF, Jackson SL, Brown JS, Fitzgerald JL. Circumstances and Consequences of Falls Experienced by a Community Population 70 Years and over during a Prospective Study. *Age Ageing* 1990;19(2):136–141. [doi: 10.1093/ageing/19.2.136]
6. Beauchet O, Eynard-Valhorgues F, Blanchon MA, Terrat C, Gonthier R. Factors contributing to falls in elderly subjects leading to acute-care hospitalization. *Presse Med* 2000 Sep 30;29(28):1544–1548. PMID:11072369
7. Boulgarides LK, McGinty SM, Willett JA, Barnes CW. Use of Clinical and Impairment-Based Tests to Predict Falls by Community-Dwelling Older Adults. *Physical Therapy* 2003 Apr 1;83(4):328–339. [doi: 10.1093/ptj/83.4.328]
8. Kado DM, Huang M-H, Barrett-Connor E, Greendale GA. Hyperkyphotic Posture and Poor Physical Functional Ability in Older Community-Dwelling Men and Women: The Rancho Bernardo Study. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 2005 May 1;60(5):633–637. [doi: 10.1093/gerona/60.5.633]
9. Tinetti ME, Williams CS. Falls, Injuries Due to Falls, and the Risk of Admission to a Nursing Home. *N Engl J Med* 1997 Oct 30;337(18):1279–1284. [doi: 10.1056/NEJM199710303371806]
10. Fried LP, Ferrucci L, Darer J, Williamson JD, Anderson G. Untangling the Concepts of Disability, Frailty, and Comorbidity: Implications for Improved Targeting and Care. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 2004 Mar 1;59(3):M255–M263. [doi: 10.1093/gerona/59.3.M255]
11. Fried LP, Tangen CM, Walston J, Newman AB, Hirsch C, Gottdiener J, Seeman T, Tracy R, Kop WJ, Burke G, McBurnie MA. Frailty in Older Adults: Evidence for a Phenotype. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 2001 Mar 1;56(3):M146–M157. [doi: 10.1093/gerona/56.3.M146]
12. Sternberg SA, Schwartz AW, Karunanathan S, Bergman H, Mark Clarfield A. The Identification of Frailty: A Systematic Literature Review. *J Am Geriatr Soc* 2011 Nov;59(11):2129–2138. [doi: 10.1111/j.1532-5415.2011.03597.x]
13. Wolf EJ, Harrington KM, Clark SL, Miller MW. Sample Size Requirements for Structural Equation Models: An Evaluation of Power, Bias, and Solution Propriety. *Educational and Psychological Measurement* 2013 Dec;73(6):913–934. [doi: 10.1177/0013164413495237]
14. Cheng M-H, Chang S-F. Frailty as a Risk Factor for Falls Among Community Dwelling People: Evidence From a Meta-Analysis: Falls With Frailty. *Journal of Nursing Scholarship* 2017 Sep;49(5):529–536. [doi: 10.1111/jnu.12322]
15. Fhon JRS, Rodrigues RAP, Neira WF, Huayta VMR, Robazzi ML do CC, Universidade de São Paulo, Brazil, Universidad de Ciencias y Humanidades, Peru, Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Peru. Fall and its association with the frailty syndrome in the elderly: systematic

- review with meta-analysis. *Rev esc enferm USP* 2016 Dec;50(6):1005–1013. [doi: 10.1590/s0080-623420160000700018]
16. Brodie MA, Lord SR, Coppens MJ, Annegarn J, Delbaere K. Eight weeks remote monitoring using a freely worn device reveals unstable gait patterns in older fallers. 2014;7.
  17. Wu LC, Laksari K, Kuo C, Luck JF, Kleiven S, ‘Dale’ Bass CR, Camarillo DB. Bandwidth and sample rate requirements for wearable head impact sensors. *Journal of Biomechanics* 2016 Sep;49(13):2918–2924. [doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.07.004]
  18. Hars M, Trombetti A. Evaluation de la marche, de l’équilibre et du muscle chez le sujet âgé. *Revue Médicale Suisse* 2013;8.
  19. Podsiadlo D, Richardson S. The Timed “Up & Go”: A Test of Basic Functional Mobility for Frail Elderly Persons. *Journal of the American Geriatrics Society* 1991 Feb;39(2):142–148. [doi: 10.1111/j.1532-5415.1991.tb01616.x]
  20. Buisseret F, Catinus L, Grenard R, Joczyc L, Fievez D, Barvaux V, Dierick F. Timed Up and Go and Six-Minute Walking Tests with Wearable Inertial Sensor: One Step Further for the Prediction of the Risk of Fall in Elderly Nursing Home People. *Sensors* 2020 Jun 5;20(11):3207. [doi: 10.3390/s20113207]
  21. Lee J, Geller AI, Strasser DC. Analytical Review: Focus on Fall Screening Assessments. *PM&R* 2013 Jul;5(7):609–621. [doi: 10.1016/j.pmrj.2013.04.001]
  22. Lusardi MM, Fritz S, Middleton A, Allison L, Wingood M, Phillips E, Criss M, Verma S, Osborne J, Chui KK. Determining Risk of Falls in Community Dwelling Older Adults: A Systematic Review and Meta-analysis Using Posttest Probability. *Journal of Geriatric Physical Therapy* 2017 Jan;40(1):1–36. [doi: 10.1519/JPT.0000000000000099]
  23. Schoene D, Smith ST, Davies TA, Delbaere K, Lord SR. A Stroop Stepping Test (SST) using low-cost computer game technology discriminates between older fallers and non-fallers. *Age and Ageing* 2014 Mar 1;43(2):285–289. [doi: 10.1093/ageing/aft157]
  24. Beck Jepsen D, Robinson K, Ogliari G, Montero-Odasso M, Kamkar N, Ryg J, Freiburger E, Tahir M. Predicting falls in older adults: an umbrella review of instruments assessing gait, balance, and functional mobility. *BMC Geriatr* 2022 Dec;22(1):615. [doi: 10.1186/s12877-022-03271-5]
  25. Gates S, Fisher JD, Cooke MW, Carter YH, Lamb SE. Multifactorial assessment and targeted intervention for preventing falls and injuries among older people in community and emergency care settings: systematic review and meta-analysis. *BMJ* 2008 Jan 19;336(7636):130–133. [doi: 10.1136/bmj.39412.525243.BE]
  26. Babič F, Trtica Majnarić L, Bekić S, Holzinger A. Machine Learning for Family Doctors: A Case of Cluster Analysis for Studying Aging Associated Comorbidities and Frailty. In: Holzinger A, Kieseberg P, Tjoa AM, Weippl E, editors. *Machine Learning and Knowledge Extraction* [Internet] Cham: Springer International Publishing; 2019 [cited 2021 Dec 7]. p. 178–194. [doi: 10.1007/978-3-030-29726-8\_12]
  27. Wong KK, Chuah YD, Tan MP, Ng S-C, Goh C-H. Development of Clustering Algorithms for Older Faller in Malaysia. 2020 IEEE-EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES) [Internet] Langkawi Island, Malaysia: IEEE; 2021 [cited 2021 Dec 7]. p. 251–255. [doi: 10.1109/IECBES48179.2021.9398829]
  28. Majumder S, Mondal T, Deen M. Wearable Sensors for Remote Health Monitoring. *Sensors* 2017 Jan 12;17(12):130. [doi: 10.3390/s17010130]
  29. Ren L, Peng Y. Research of Fall Detection and Fall Prevention Technologies: A Systematic Review. *IEEE* 2019;7:77702–77722. [doi: 10.1109/ACCESS.2019.2922708]

30. Cohen C, Kampel T, Verloo H. Acceptability of an intelligent wireless sensor system for the rapid detection of health issues: findings among home-dwelling older adults and their informal caregivers. *PPA* 2016 Sep; Volume 10:1687–1695. [doi: 10.2147/PPA.S113805]
31. Rantz M, Skubic M, Abbott C, Galambos C, Popescu M, Keller J, Stone E, Back J, Miller SJ, Petroski GF. Automated In-Home Fall Risk Assessment and Detection Sensor System for Elders. *The Gerontologist* 2015;55:10. [doi: 10.1093/geront/gnv044]
32. Subramaniam S, Faisal AI, Deen MJ. Wearable Sensor Systems for Fall Risk Assessment: A Review. *Front Digit Health* 2022 Jul 14;4:921506. [doi: 10.3389/fdgh.2022.921506]
33. Özdemir A. An Analysis on Sensor Locations of the Human Body for Wearable Fall Detection Devices: Principles and Practice. *Sensors* 2016 Jul 25;16(8):1161. [doi: 10.3390/s16081161]
34. Lindemann U, Hock A, Stuber M, Keck W, Becker C. Evaluation of a fall detector based on accelerometers: A pilot study. *Medical & Biological Engineering & Computing* 2005 Oct;43(5):548–551. [doi: 10.1007/BF02351026]
35. Hellec J, Chorin F, Castagnetti A, Colson SS. Sit-To-Stand Movement Evaluated Using an Inertial Measurement Unit Embedded in Smart Glasses—A Validation Study. *Sensors* 2020 Sep 4;20(18):5019. [doi: 10.3390/s20185019]
36. Hellec J, Chorin F, Castagnetti A, Guérin O, Colson SS. Smart Eyeglasses: A Valid and Reliable Device to Assess Spatiotemporal Parameters during Gait. *Sensors* [Internet] 2022;22(3). [doi: 10.3390/s22031196]
37. Hellec J, Hayotte M, Chorin F, Colson SS, d'Arripe-Longueville F. Acceptability of smart eyeglasses to detect and prevent falls among the elderly: applying the UTAUT2 model and examining associations with fall-related functional physical capacities (Preprint) [Internet]. *Journal of Medical Internet Research*; 2022 Jul. [doi: 10.2196/preprints.41220]
38. Brodie MA, Lord SR, Coppens MJ, Annegarn J, Delbaere K. Eight-Week Remote Monitoring Using a Freely Worn Device Reveals Unstable Gait Patterns in Older Fallers. *IEEE Trans Biomed Eng* 2015 Nov;62(11):2588–2594. [doi: 10.1109/TBME.2015.2433935]
39. Silva J, Madureira J, Tonelo C, Baltazar D, Silva C, Martins A, Alcobia C, Sousa I. Comparing Machine Learning Approaches for Fall Risk Assessment: Proceedings of the 10th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies [Internet] Porto, Portugal: SCITEPRESS - Science and Technology Publications; 2017 [cited 2021 Dec 7]. p. 223–230. [doi: 10.5220/0006227802230230]
40. Ogbuabor G, Ugwoke FN. Clustering Algorithm for a Healthcare Dataset Using Silhouette Score Value. *IJCSIT* 2018 Apr 30;10(2):27–37. [doi: 10.5121/ijcsit.2018.10203]
41. Kwon M-S, Kwon Y-R, Park Y-S, Kim J-W. Comparison of gait patterns in elderly fallers and non-fallers. Gómez C, Schwarzacher SP, Zhou H, editors. *THC* 2018 May 29;26:427–436. [doi: 10.3233/THC-174736]
42. Mortaza N, Abu Osman NA, Mehdikhani N. Are the spatio-temporal parameters of gait capable of distinguishing a faller from a non-faller elderly? *Eur J Phys Rehabil Med* 2014 Dec;50(6):677–691. PMID:24831570
43. Pophal da Silva L, Boneti Moreira N, Barbosa de Freitas P, Pereira G, Rodacki ALF. Gait Parameters of Older Adults according to Their Fall History and Functional Capacity While Walking at Different Speeds. *Gerontology* 2021;67(5):532–543. [doi: 10.1159/000513601]
44. Delbaere K, Close JCT, Heim J, Sachdev PS, Brodaty H, Slavin MJ, Kochan NA, Lord SR. A Multifactorial Approach to Understanding Fall Risk in Older People: MULTIFACTORIAL APPROACH TO UNDERSTANDING FALL RISK. *Journal of the American Geriatrics Society* 2010 Sep;58(9):1679–1685. [doi: 10.1111/j.1532-5415.2010.03017.x]

45. Montesinos L, Castaldo R, Pecchia L. Wearable inertial sensors for fall risk assessment and prediction in older adults: a systematic review and meta-analysis. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering* 2018;26(3):573–582.
46. Ruiz-Ruiz L, Jimenez AR, Garcia-Villamil G, Seco F. Detecting Fall Risk and Frailty in Elders with Inertial Motion Sensors: A Survey of Significant Gait Parameters. *Sensors* 2021 Oct 19;21(20):6918. [doi: 10.3390/s21206918]
47. 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]
48. Boreskie KF, Rose AV, Hay JL, Kehler DS, Costa EC, Moffatt TL, Arora RC, Duhamel TA. Frailty status and cardiovascular disease risk profile in middle-aged and older females. *Experimental Gerontology* 2020 Oct;140:111061. [doi: 10.1016/j.exger.2020.111061]
49. Millor N, Lecumberri P, Gómez M, Martínez-Ramírez A, Izquierdo M. An evaluation of the 30-s chair stand test in older adults: frailty detection based on kinematic parameters from a single inertial unit. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2013;10(1):86. [doi: 10.1186/1743-0003-10-86]
50. Ansai JH, Farche ACS, Rossi PG, de Andrade LP, Nakagawa TH, Takahashi AC de M. Performance of Different Timed Up and Go Subtasks in Frailty Syndrome. *Journal of Geriatric Physical Therapy* 2019 Oct;42(4):287–293. [doi: 10.1519/JPT.0000000000000162]
51. Greene BR, Doheny EP, O'Halloran A, Anne Kenny R. Frailty status can be accurately assessed using inertial sensors and the TUG test. *Age and Ageing* 2014 May 1;43(3):406–411. [doi: 10.1093/ageing/aft176]
52. Vergara I, Mateo-Abad M, Saucedo-Figuero MC, Machón M, Montiel-Luque A, Vrotsou K, Nava del Val MA, Díez-Ruiz A, Güell C, Matheu A, Bueno A, Núñez J, Rivas-Ruiz F. Description of frail older people profiles according to four screening tools applied in primary care settings: a cross sectional analysis. *BMC Geriatr* 2019 Dec;19(1):342. [doi: 10.1186/s12877-019-1354-1]
53. Dapp U, Vinyard D, Golgert S, Krumpoch S, Freiberger E. Reference values of gait characteristics in community-dwelling older persons with different physical functional levels. *BMC Geriatr* 2022 Aug 29;22(1):713. [doi: 10.1186/s12877-022-03373-0]
54. World Health Organization. World report on ageing and health. World Health Organization [Internet]. 2015, from: <https://apps.who.int/iris/handle/10665/186463>
55. Bargiotas I, Wang D, Mantilla J, Quijoux F, Moreau A, Vidal C, Barrois R, Nicolai A, Audiffren J, Labourdette C, Bertin-Hugaul F, Oudre L, Buffat S, Yelnik A, Ricard D, Vayatis N, Vidal P-P. Preventing falls: the use of machine learning for the prediction of future falls in individuals without history of fall. *J Neurol* [Internet] 2022 Jul 11 [cited 2022 Sep 25]; [doi: 10.1007/s00415-022-11251-3]
56. DREES. Troubles de la vision : sept adultes sur dix portent des lunettes [Internet]. 2014. Available from: <https://drees.solidarites-sante.gouv.fr/sites/default/files/2020-10/er881.pdf>

## Synthèse de l'étude 3

L'objectif de cette étude était de catégoriser les participants en groupes de performance physique en utilisant différents paramètres provenant de la paire de lunettes connectées. Les sept paramètres fonctionnels et biomécaniques recueillis étaient : le nombre de lever de chaise et l'accélération verticale maximale pendant les levers de chaise pour le test de 30 secondes de levers de chaise ; la distance totale de marche de 6 minutes, la durée et la longueur des pas pour le test de marche de 6 minutes et le temps réalisé pour le test du Timed Up and Go en situation confort et rapide. Ces différents paramètres ont été enregistrés pour les 84 participants âgés de plus de 65 ans.

Six des sept paramètres de cette étude n'étaient pas discriminants pour les chuteurs (i.e., au moins une chute au cours de l'année passée). Le seul paramètre discriminant était la longueur des pas. En ce qui concerne la fragilité, les personnes fragiles étaient différentes des personnes robustes pour cinq des sept paramètres (excepté la durée des pas et le temps de réalisation au test du TUG en condition confort). Nous n'avons pas observé de différence entre le groupe pré-fragile et le groupe pré-fragile et le groupe robuste.

Une analyse non-supervisée (K-means) a été utilisée pour catégoriser les participants en 3 groupes distincts de performances physiques : faible, intermédiaire et élevé. Quatre paramètres étaient significativement différents entre les 3 groupes : la distance totale, la longueur des pas et le temps du test Timed Up and Go en condition confort et rapide. Le nombre de lever de chaise et la durée des pas étaient significativement moins élevés pour le groupe à faible performance physique que pour les deux autres groupes. Le dernier paramètre (i.e., accélération maximale verticale) était plus important pour le groupe à haute performance physique que les deux autres groupes. Cette analyse nous a également permis d'obtenir une équation du niveau de performance physique de notre population. Cette étude semble être plus pertinente pour évaluer le niveau de performance physique des personnes âgées que la simple définition d'être chuteur et fragile.

Différents paramètres fonctionnels et biomécaniques peuvent donc être enregistrés par les lunettes connectées et être utilisés pour catégoriser la population âgée dans différents groupes de performance physique. Les trois paramètres analysables avec les lunettes connectées en situation écologique (i.e., nombre de lever de chaise, accélération verticale maximale et la durée des pas) seront utilisés dans l'algorithme de prévention du déclin des capacités physiques.

## Étude 4 : Acceptabilité de la paire de lunettes connectées pour la détection et de la prévention des chutes ; association de l'acceptabilité avec les capacités physiques des personnes âgées

### Publication :

**Hellec, J.**, Hayotte, M., Chorin, F., Colson, S. S., d'Arripe-Longueville, F. Acceptability of smart eyeglasses to detect and prevent falls among the elderly: applying the UTAUT2 model and examining associations with fall-related functional physical capacities (Soumis à JMIR: Journal of Medical Internet Research)



## Contexte de l'étude 4

Dans les trois premières études de ce travail doctoral nous avons utilisé les lunettes connectées comme outil d'analyse des mouvements quotidiens tels que le lever de chaise et la marche chez des jeunes (Études 1 et 2) et chez des personnes âgées (Étude 3). Cet outil innovant semble pertinent pour évaluer les capacités physiques en situation écologique, notamment pour la population âgée. Les lunettes pourraient ainsi être utilisées pour la détection et la prévention des chutes. Par rapport à d'autres outils de détection de chute déjà présents sur le marché (i.e., montre, collier), les lunettes pourraient être moins stigmatisantes puisque de nombreuses personnes âgées en portent pour compenser leurs problèmes de vue. Le port quotidien de la paire de lunettes connectées permettrait aux algorithmes de détection et de prévention de la chute d'être performants. Compte tenu de l'intérêt du choix d'une paire de lunettes pour monitorer les activités de la vie quotidienne, il est primordial d'évaluer l'acceptabilité de ce dispositif auprès de la population âgée. En effet, ces lunettes connectées ne sont pas connues des personnes âgées, il est donc important de recueillir leur acceptabilité.

L'étude 4 de ce travail doctoral a deux objectifs. Le premier est de mesurer l'acceptabilité des lunettes connectées pour la détection et la prévention des chutes chez des personnes de plus de 65 ans. Pour cela, nous avons utilisé le questionnaire d'acceptabilité Unified Theory of Acceptance and Use of Technology (UTAUT2), ce questionnaire a été adapté à la nouvelle technologie de la paire de lunettes connectées. Il est composé de 8 construits : performance attendue, effort attendu, conditions facilitatrices, influence sociale, motivation hédonique, valeur marchande, habitude et intention comportementale qui sont auto-déclarés de 1 (pas d'accord) à 7 (tout à fait d'accord) par les personnes âgées. Le second objectif de cette étude est de rechercher une association entre les capacités physiques et fonctionnelles des personnes âgées et l'acceptabilité des lunettes connectées. Les capacités physiques des personnes âgées sont évaluées par des tests cliniques tels que l'équilibre unipodal avec les yeux ouverts et fermés, la vitesse de marche de confort sur 10 mètres et la distance de marche de 6 minutes.



## Étude 4



### **Acceptability of smart eyeglasses to detect and prevent falls among the elderly: applying the UTAUT2 model and examining associations with fall-related functional physical capacities**

Justine Hellec, Meggy Hayotte, Frédéric Chorin, Serge Sébastien Colson, Fabienne d'Arripe-Longueville

Submitted to: Journal of Medical Internet Research  
on: July 19, 2022

**Disclaimer:** © The authors. All rights reserved. This is a privileged document currently under peer-review/community review. Authors have provided JMIR Publications with an exclusive license to publish this preprint on its website for review purposes only. While the final peer-reviewed paper may be licensed under a CC BY license on publication, at this stage authors and publisher expressly prohibit redistribution of this draft paper other than for review purposes.

## Original Paper

# Acceptability of smart eyeglasses to detect and prevent falls among the elderly: applying the UTAUT2 model and examining associations with fall-related functional physical capacities

## Abstract

**Background:** As people age, their physical capacities (e.g., walking, balance) decline and the risk of falling rises. Yet the classic fall detection devices are poorly accepted by older adults. Since they often wear eyeglasses as they go about their daily activities, daily monitoring to detect and prevent falls with smart eyeglasses might be more easily accepted.

**Objective:** Based on the Unified Theory of Acceptance and Use of Technology-2 (UTAUT2), this study evaluated (1) the acceptability of smart eyeglasses for the detection and prevention of falls by older adults and (2) the associations with selected fall-related functional physical capacities.

**Methods:** One hundred and forty-two volunteer elderly adults (mean age 74.9 years, SD 6.5 years) completed the UTAUT2 questionnaire adapted for smart eyeglasses and then performed several physical tests: unipodal balance test with eyes open and closed, 10-meter walk test, and 6-minute walk test. An unsupervised analysis classified the participants into physical performance groups. MANOVAs were run to identify differences in acceptability constructs according to the performance group.

**Results:** The UTAUT2 questionnaire adapted for eyeglasses presented good psychometric properties. Performance expectancy, social influence, facilitating conditions, and habits were significant contributors to the behavioral intention to use smart eyeglasses ( $R^2=.73$ ). The unsupervised analysis based on fall-related functional physical capacities created three groups of physical performance: low, intermediate, and high. Effort expectancy was lower in the low performance group compared to the other two groups. Facilitating conditions was higher in the high-performance group than in the other two groups.

**Conclusions:** The elderly adults with higher physical performances, and possibly lower risks of falling, reported greater acceptability of smart eyeglasses for fall prevention and detection than their counterparts exhibiting low physical performances.

**Keywords:** Unified Theory of Acceptance and Use of Technology-2, fall prevention, fall detection, older people, facilitating conditions, effort expectancy

## Introduction

The number of older adults (i.e., 65 years and over) is expected to increase in the coming years [1]. Aging is associated with sarcopenia [2,3] and dynapenia [4], both of which lead to a decrease in the physical capacities required to perform the activities of daily living. For example, advanced age has a negative impact on unipodal balance [5,6], walking speed [7] and distance covered [8,9]. Daily activities are therefore achieved more slowly in older adults than their healthy

younger counterparts [10]. In addition to the decline in physical capacities, part of the aging process is the aging of sensory functions, particularly vision [11]. Declining visual acuity with age constrains the elderly to wear corrective lenses to compensate for these deficits. Nine out of ten people aged 50 years and over wear corrective eyeglasses [12], making them daily life objects for all those with visual deficits. This suggests that the recently developed connected eyeglasses, which include sensors for monitoring daily living activities, might be used for prevention or health promotion purposes in the elderly. It therefore seems essential to evaluate how acceptable older adults find eyeglasses in the context of fall detection and prevention. This study was designed to evaluate whether older adults would accept this new device in their health monitoring and to determine whether fall-related functional physical capacities are associated with the acceptability of the eyeglasses.

### **Fall detection and prevention**

A common health risk in the elderly is falling, which can lead to increased morbidity, mortality, and premature admission to nursing homes [13]. A person is considered a “faller” when he or she has had at least one fall in the past 12 months [14,15]. During clinical assessment, it is possible to determine whether a person is at risk of falling, especially with a unipodal balance test with eyes open and eyes closed [6], walking speed measured over 10 meters at a comfortable speed [16], or distance covered during a 6-minute walk test [17]. A deterioration in at least one of these functional physical capacities (e.g., balance, walking speed, distance) can lead to a fall. Early detection of changes in functional physical capacities might signal an enhanced risk of falling and prompt an intervention to reduce the fall risk. However, most physical tests are usually performed in laboratory and have little ecological validity due to the standardization of the instructions during the tests. Testing elderly people in ecological situations with the use of connected eyeglasses could be more representative of daily living activities.

Nowadays, people who have been identified as having a higher risk of falling (e.g., deterioration in gait, walking speed, or balance) are usually equipped in daily life with sensors (e.g., a watch or a necklace) to detect a fall and alert emergency services. These sensors are stigmatizing and are rarely worn, which reduces their effectiveness [18]. Only 26.0% of users (i.e., the elderly) were satisfied with the fall detection technology versus 53.3% of caregivers [18]. It was therefore important to create a fall detection and prevention tool incorporated into an everyday object, such as eyeglasses.

The eyeglasses used in this study are innovative because an inertial measurement unit (IMU) (i.e., a 3-D accelerometer, a 3-D gyroscope and a barometer) sensor is embedded in a temple of the eyeglasses [19,20]. The eyeglasses are connected to a mobile application on a smartphone (itself connected to the internet). Throughout this study, they will be called smart eyeglasses. They are able to detect a fall using an algorithm that integrates data from the IMU. When a fall occurs, an alert from the smart eyeglasses is transmitted to the cell phone through the mobile application to warn emergency services or designated caregivers. These smart eyeglasses can also prevent falls with another algorithm that analyzes the intra-participant evolution of several functional physical capacities (e.g., walking, sit-to-stand movement, balance). Thus, as soon as a decline in these capacities is detected, caregivers are alerted.

### **Acceptability of smart eyeglasses by the elderly**

The analysis of acceptability provides insight into why some devices are chosen, accepted, and used more than others [21]. Acceptability is often reduced to the assessment of satisfaction [18]. However, several theoretical models have been developed to define constructs predicting technology use. Currently, the Unified Theory of Acceptance and Use of Technology-2 (UTAUT2) [22] is one of the most comprehensive and parsimonious models, and it powers predictive models of behavioral

intention to use technology [23,24]. The UTAUT2 is an extension of the UTAUT in the consumer context [22]. Performance expectancy, effort expectancy, social influence, facilitating conditions, hedonic motivation, price value and habit are the key constructs that influence behavioral intention to use technology. The UTAUT2 constructs are defined as follows: (1) performance expectancy refers to “the degree to which using a technology will provide benefits to consumers in performing certain activities,” (2) effort expectancy refers to “the degree of ease associated with consumers’ use of technology,” (3) social influence refers to “the extent to which consumers perceive that important others (e.g., family and friends) believe they should use a particular technology,” (4) facilitating conditions refers to “consumers’ perceptions of the resources and support available to perform a behavior,” (5) hedonic motivation refers to “the fun or pleasure derived from using a technology,” (6) price value refers to “consumers’ cognitive tradeoff between the perceived benefits of the applications and the monetary cost of using them,” (7) habit refers to “the extent to which an individual believes the behavior to be automatic,” and (8) behavioral intention represents the intention to use a particular technology [22].

### Aims of the study

The objectives of this study were to measure the acceptability of smart eyeglasses for fall detection and prevention in the elderly using the reliable UTAUT2 model and to examine the role of selected functional physical capacities that determine fall risk (e.g., time maintained in unipedal balance, walking speed, distance walked in 6 minutes). To our knowledge, no study has yet examined the associations between acceptability constructs and fall-related functional physical capacities, so the examination of these relationships will be exploratory.

### Methods

#### Study design and procedure

The study was conducted on a frailty platform of a University Hospital Center in the south of France from October 2020 to the end of December 2021. The participants gave written informed consent before the testing session. This study was conducted according to the Declaration of Helsinki revised in 2013 and was approved by the South Mediterranean Protection of Persons Ethics Committee (registration number: 2015-A01188-41).

To be included in this study, participants had to be: (1) volunteers, (2) aged 65 years or older, (3) independent in the activities of daily living, (4) able to walk without assistance, and (5) without knowledge of smart eyeglasses to detect and prevent falls (Figure 1). Participants could wear eyeglasses to correct their vision.



**Figure 1.** Smart eyeglasses (Ellicie-Healthy, Antibes, France) for fall detection and prevention in the elderly

The single assessment consisted of a one-hour session with several tests. First, the clinician collected the demographic information. Second, the smart eyeglasses were described orally in French to the participants and systematically included the following information:

*“Smart connected eyeglasses look like a pair of classic eyeglasses with sensors*

*embedded in the temples. Their objective is to take care of the wearer. Daily movements are measured with the smart eyeglasses and compared over time to assess risk and prevent falls. When a fall occurs, the eyeglasses send an alert to the elderly person's relatives in order to obtain help. Smart eyeglasses are connected to a cell phone with a mobile application that must be connected to internet. The eyeglasses are a connected object, so they need to be charged every night with an adapted charger. The cost of the eyeglasses is 289 euros."*

After this description, the participants completed the self-administered UTAUT2 questionnaire. Following the questionnaire, if the participants had any questions, they could ask them. Third, physical testing consisted of three assessments: unipodal balance with eyes open and closed, the 10-meter walking test, and the 6-minute walking test. Instructions for carrying out the tests and safety measures were explained to the participants before the tests were done. The tests were performed in the same order for all participants.

## Measures

### *Demographic information*

In this study, 142 volunteer participants (103 women and 39 men) were recruited. The mean age was 74.9 (SD 6.5) years, the mean height was 165.2 (SD 8.3) cm, the mean body mass was 67.6 (SD 14.1) kg, and the mean body mass index (BMI) was 24.7 (SD 4.6) kg/m<sup>2</sup>. Fallers made up 35.2% (N=50) of the sample. People were considered fallers when they had fallen at least once in the past 12 months.

### *Acceptability of smart eyeglasses for fall prevention and detection*

To assess the acceptability of the smart eyeglasses for fall detection and prevention, the French UTAUT2 questionnaire [25] adapted for this specific technology was used. Thus, we replaced "*Information and Communication Technology*" by "*eyeglasses for the detection and prevention of falls.*" Data were collected using a printed version of the adapted UTAUT2 questionnaire. It consisted of 25 items divided into eight constructs: performance expectancy, effort expectancy, social influence, facilitating conditions, hedonic motivation, price value, habit, and behavioral intention. Each UTAUT2 construct is measured by three items, except for the construct of effort expectancy, which has four items. The UTAUT2 questionnaire was evaluated on a seven-point Likert scale where "1" means "strongly disagree" and "7" means "strongly agree." The bifactor confirmatory model, as validated in the French validation article, [25] provided a good fit to the data [26–29]: CMIN/DF=1.89, RMSEA=0.08, TLI=0.90, CFI=0.93. Cronbach's alphas ranged from .73 to .91, indicating good internal consistency [30].

### *Physical tests to assess the risk of falling*

Three physical evaluations were performed to assess the risk of falling: unipodal balance in two conditions (i.e., eyes open and eyes closed), the 10-meter walking test, and the 6-minute walking test (6MWT). During the testing session, participants were barefoot, and tests were performed on a flat floor. The first physical test consisted of maintaining a maximum time in a unipodal posture in two conditions: eyes open and eyes closed. A stopwatch recorded the holding unipodal balance time for each foot (i.e., left and right) for each condition in seconds. The average between the two sides was calculated for each test condition (i.e., eyes open and closed) [31]. During the test, the clinician would stop the participant after 30 seconds of holding on one foot [5]. The second physical test consisted of walking for 10 meters at a comfortable speed between the bars of the Optogait system. The Optogait software measured

the spatiotemporal parameters of walking: step length, step time, speed, cadence, and distance. Here, we used the mean walking speed for 10 meters, expressed in meters per second. The third physical assessment was the 6MWT, with the participants instructed to walk back and forth on the 10-meter Optogait system for 6 minutes, turning around immediately outside the bars. The test ended when the timer indicated 6 minutes. The total distance walked, expressed in meters, was extracted, and recorded by the Optogait software. Our population had a mean comfortable walking speed of 1.2 (SD 0.2) m/s, covered a mean distance of 390.2 (SD 75.2) meters during the 6 minutes of walking, and maintained a mean 19.0 (SD 10.6) s in unipodal balance with eyes open and 4.4 (SD 4.7) s with eyes closed.

### Statistical analyses

Analyses were performed using IBM SPSS Statistics 23 software, AMOS v21 software and Python 3.6. The datasets were screened for missing values. The sample had no missing data and the normality of the data was examined. The kurtosis and skewness were below the maxima recommended in the literature [32], so we concluded that the data were normal.

### *Associations between fall-related functional physical capacities and acceptability of smart eyeglasses*

Multiple regression analyses were used to examine the explained variance and the main contributors to behavioral intention to use the smart eyeglasses. Pearson bivariate correlations were computed to explore associations between the UTAUT2 constructs (i.e., performance expectancy, effort expectancy, social influence, facilitating conditions, hedonic motivation, price value, habit and behavioral intention) and functional physical capacities (i.e., time maintained in unipodal balance with eyes open and closed, comfortable walking speed during the 10-meter walking test, distance covered during the 6MWT). According to the literature [33], a correlation of less than 0.1 is considered trivial, a correlation between 0.1 and 0.3 is small, between 0.3 and 0.5 is moderate, between 0.5 and 0.7 is large, and greater than 0.7 is very large to almost perfect.

### *Clusters of fall-related functional physical capacities*

Generally, elderly people are categorized as fallers or not based on the response to a simple question: "Have you fallen at least once in the last 12 months?" If the participants answer yes, they are considered fallers, if not, they are non-fallers. However, this definition is quite debated in the literature [34–36].

To better examine the possible associations between the constructs of the UTAUT2 and the four functional physical capacities tested, an unsupervised analysis was performed. Wong and colleagues [37] used unsupervised analysis to determine fall risk groups based on fall-related functional physical capacities tests. In their unsupervised analysis, the K-means method was used to determine the fall groups, and the optimal number of groups was established by the elbow method [38]. Participants were assigned to a group based on their common performance points. Similarly, in the present study, we used an unsupervised analysis (K-means) to cluster participants into physical performance groups based on the functional physical capacities assessed. The optimal number of clusters was established with the elbow method. We labeled the groups regarding their characteristics of fall-related functional physical capacities.

### **Associations between clusters of fall-related functional physical capacities and acceptability of smart eyeglasses**

A one-way ANOVA with post-hoc Tukey tests was performed to assess whether age differed between the groups. This demographic parameter was important to analyze because it has been shown to be a moderator of acceptability.

The association between the physical performance group and smart eyeglasses acceptability was assessed with a MANOVA. When a between-group difference ( $P < .05$ ) was significant, a post-hoc Tukey analysis was used to determine the differences between two groups. This analysis allowed us to highlight the constructs that were associated with the physical performance groups.

## **Results**

### **Regression analysis of the UTAUT2 constructs**

The results of the multiple regression analyses, presented in Table 1, showed that performance expectancy, social influence, facilitating conditions and habit were significant contributors to behavioral intention to use the smart eyeglasses. The acceptability constructs were found to explain about 73% of the variance in behavioral intention.

**Table 1.** Regression analyses ( $N=142$ )

|                                | Beta weight | t     | P value         | F (df)    | P     | R <sup>2</sup> |
|--------------------------------|-------------|-------|-----------------|-----------|-------|----------------|
| Behavioral intention           |             |       |                 | 50.88 (7) | <.001 | 0.727          |
| <b>Performance expectancy</b>  | .21         | 2.86  | <b>.005</b>     |           |       |                |
| Effort expectancy              | .02         | 0.25  | .81             |           |       |                |
| <b>Social influence</b>        | .18         | 2.74  | <b>.007</b>     |           |       |                |
| <b>Facilitating conditions</b> | .17         | 2.11  | <b>.037</b>     |           |       |                |
| Hedonic motivation             | .06         | 0.94  | .35             |           |       |                |
| Price value                    | -.03        | -0.54 | .59             |           |       |                |
| <b>Habit</b>                   | .40         | 4.71  | <b>&lt;.001</b> |           |       |                |

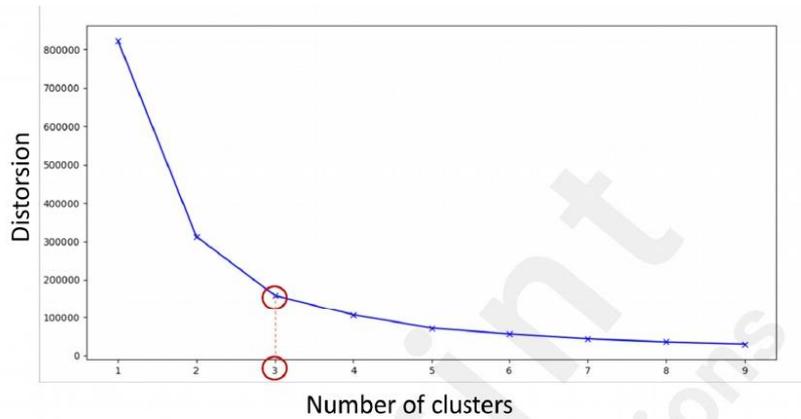
Bolded constructs significantly explained behavioral intention

### **Associations between fall-related functional physical capacities and acceptability of smart eyeglasses**

No significant correlations were observed between performance expectancy, social influence, hedonic motivation, price value, habit, behavioral intention and the four functional physical capacities. Significant small to moderate positive correlations were identified between effort expectancy and the physical variables: unipodal balance with eyes open ( $r = 0.35$ ,  $P < .001$ ), unipodal balance with eye closed ( $r = 0.23$ ,  $P = .007$ ), walking speed ( $r = 0.30$ ,  $P < .001$ ) and walking distance ( $r = 0.33$ ,  $P < .001$ ). In addition, small significant positive relationships were found between facilitating conditions and the four functional physical capacities: unipodal balance with eyes open ( $r = 0.25$ ,  $P = .003$ ), unipodal balance with eyes closed ( $r = 0.21$ ,  $P = .013$ ), walking speed ( $r = 0.29$ ,  $P = .001$ ) and walking distance ( $r = 0.30$ ,  $P < .001$ ).

### Clusters of fall-related functional physical capacities

We obtained an optimal number of three clusters of the participants for the functional physical capacities tested (Figure 2).



**Figure 2.** Elbow method showing the optimal number of clusters

The clustering algorithm classified the participants into three distinct groups. We labeled them as: (1) low physical performance (i.e., participants with the lowest functional physical capacities), (2) intermediate physical performance (i.e., participants with the average functional physical capacities), and (3) high physical performance (i.e., participants with the highest functional physical capacities). The means and standard deviations of the age, height, body mass, and functional physical capacities of the three groups, as well as the percentage of participants considered as fallers in each group (i.e., based on the simple question: "Have you fallen at least once in the last 12 months?"), are reported in Table 2.

**Table 2.** Means and standard deviations of the three physical performance groups for demographic data, functional physical capacities, and percentage of fallers.

|                                       | Low performance group         | Intermediate performance group | High performance group |
|---------------------------------------|-------------------------------|--------------------------------|------------------------|
| Age (years)                           | 78.63 ± 5.62 <sup>a,b</sup>   | 75.75 ± 6.05 <sup>c</sup>      | 70.65 ± 5.32           |
| Height (cm)                           | 165.07 ± 8.20                 | 163.66 ± 7.92                  | 167.33 ± 8.45          |
| Body mass (kg)                        | 67.28 ± 16.15                 | 68.11 ± 13.31                  | 67.09 ± 13.40          |
| BMI (kg/m <sup>2</sup> )              | 24.63 ± 5.35                  | 25.40 ± 4.45                   | 23.86 ± 3.94           |
| Gender (percentage of women)          | 69.42 %                       | 79.66 %                        | 66.67 %                |
| Unipodal balance with eyes open (s)   | 9.49 ± 7.46 <sup>a,b</sup>    | 19.57 ± 10.26 <sup>c</sup>     | 26.33 ± 6.32           |
| Unipodal balance with eyes closed (s) | 1.81 ± 1.85 <sup>a,b</sup>    | 4.13 ± 3.57 <sup>c</sup>       | 7.07 ± 6.12            |
| Walking speed (m/s)                   | 1.03 ± 0.15 <sup>a,b</sup>    | 1.23 ± 0.15 <sup>c</sup>       | 1.37 ± 0.15            |
| Distance covered in 6 minutes (m)     | 293.90 ± 43.41 <sup>a,b</sup> | 389.50 ± 21.47 <sup>c</sup>    | 472.34 ± 32.25         |
| Percentage of fallers (%)             | 36.84 <sup>a,b</sup>          | 35.59 <sup>c</sup>             | 33.33                  |

a, significant difference between low physical performance and intermediate physical performance groups; b, significant difference between low physical performance and high physical performance groups and c, significant difference between intermediate physical performance and high physical performance groups

### Associations between clusters of fall-related functional physical capacities and acceptability of smart eyeglasses

Age significantly differed between the three performance groups ( $F(2,1141) = 21.18$ ,  $P < .001$ ). The low performance group ( $M = 78.63$ ,  $SD = 5.62$  years old) was older than the intermediate performance group ( $M = 75.75$ ,  $SD = 6.05$  years old,  $P < .001$ ) and the high-performance group ( $M = 70.65$ ,  $SD = 5.32$  years old,  $P < .001$ ). The intermediate performance group was older than the high-performance group ( $P = .04$ ). For each group, the means and standard deviations of each UTAUT2 construct are presented in Table 3.

**Table 3.** Mean and standard deviation of UTAUT2 constructs for the three physical performance groups.

| Constructs of UTAUT2    | Low performance group      | Intermediate performance group | High performance group   |
|-------------------------|----------------------------|--------------------------------|--------------------------|
| Performance expectancy  | 3.89 ± 1.25                | 3.78 ± 1.36                    | 3.75 ± 1.50              |
| Effort expectancy       | 3.99 ± 1.46 <sup>a,b</sup> | 4.68 ± 1.23                    | 5.09 ± 1.41              |
| Social influence        | 3.68 ± 1.54                | 3.66 ± 1.54                    | 3.72 ± 1.81              |
| Facilitating conditions | 4.31 ± 1.68 <sup>b</sup>   | 4.66 ± 1.51                    | 5.39 ± 1.39 <sup>c</sup> |
| Hedonic motivation      | 3.82 ± 1.45                | 4.21 ± 1.33                    | 4.14 ± 1.40              |
| Price value             | 4.44 ± 1.53                | 4.18 ± 1.24                    | 4.47 ± 1.23              |
| Habit                   | 3.71 ± 1.38                | 3.77 ± 1.42                    | 4.07 ± 1.42              |
| Behavioral intention    | 4.30 ± 1.40                | 4.12 ± 1.44                    | 4.44 ± 1.62              |

Value "1" represents "strongly disagree" and "7" indicates "strongly agree". a, significant difference between low and intermediate physical performance groups; b, significant difference between low and high physical performance groups and c, significant difference between intermediate and high physical performance groups

Effort expectancy significantly differed between performance groups:  $F(2,142) = 7.02$ ,  $P = .001$ . Effort expectancy in the low physical performance group ( $M = 3.99$ ,  $SD = 1.46$ ) was lower than in the intermediate physical performance group ( $M = 4.68$ ,  $SD = 1.23$ ,  $P = .04$ ) and the high-physical performance group ( $M = 5.09$ ,  $SD = 1.41$ ,  $P < .001$ ). Intermediate and high-performance groups were not significantly different ( $P = .27$ ).

For the facilitating conditions construct, performance groups were different:  $F(2,142) = 5.68$ ,  $P = .004$ . Facilitating conditions in the high physical performance group ( $M = 4.31$ ,  $SD = 1.68$ ) was higher than in the intermediate physical performance group ( $M = 4.66$ ,  $SD = 1.51$ ,  $P = .04$ ) and the low physical performance group ( $M = 5.39$ ,  $SD = 1.39$ ,  $P < .001$ ). The low and the intermediate performance groups presented no significant difference ( $P = .52$ ).

For the other constructs, no significant differences were obtained: performance expectancy:  $F(2,139) = 0.11$ ,  $P = .89$ ; social influence:  $F(2,139) = 0.02$ ,  $P = .98$ ; hedonic motivation:  $F(2,139) = 1.019$ ,  $P = .36$ ; price value:  $F(2,139) = 0.77$ ,  $P = .47$ ; habit:  $F(2,139) = 0.86$ ,  $P = 0.43$ ; and behavioral intention:  $F(2,139) = 0.60$ ,  $P = .55$ .

## Discussion

The objectives of this study were (1) to measure the acceptability of smart eyeglasses for fall detection and prevention in the elderly using the UTAUT2 model and (2) to analyze the associations between the functional physical capacities that determine fall risk (e.g., time maintained in unipodal balance, walking speed, distance covered in 6 minutes) and the acceptability of these eyeglasses. Our results showed the moderate acceptability of the smart eyeglasses by the elderly. Moreover, the acceptability of the smart eyeglasses in our study seems to be higher than the acceptability of fall detection collars and smartwatches previously reported in the literature [18], which is promising for their commercialization.

The explained variance of behavioral intention to use the smart eyeglasses was 73%, with performance expectancy ( $\beta = .21$ ,  $P = .005$ ), social influence ( $\beta = .18$ ,  $P = .007$ ), facilitating conditions ( $\beta = .17$ ,  $P = .037$ ) and habit ( $\beta = .40$ ,  $P < .001$ ) as significant contributors. This result is consistent with

the original UTAUT2 model, in which the explained variance was 74% [39]. Habit has already been shown to be a major determinant of behavioral intention, especially for new technologies [40–42]. Performance expectancy, social influence and facilitating conditions are also well recognized contributors to consumer acceptance and use of information technology [42]. Specifically, social influence has been identified as a factor of adherence to technology-based fall prevention programs in older adults [41,43]. The other acceptability constructs (i.e., effort expectancy, hedonic motivation, and price value) were not significant predictors of behavioral intention to use the smart eyeglasses. These findings are also consistent with earlier studies showing that the UTAUT2 constructs are not always predictors of behavioral intention, as this may vary with the technology under study [42].

The main originality of our study was to examine the associations between fall-related functional physical capacities and acceptability of the smart eyeglasses by older adults. To classify the population into physical performance groups, we used an unsupervised analysis (i.e., K-means) based on the functional physical capacities assessed (i.e., time maintained in unipedal balance, walking speed, distance covered in 6 minutes), resulting in three fall-related physical performance groups. Two constructs of the UTAUT2 (i.e., effort expectancy and facilitating conditions) were found to vary across the three groups, whereas no differences emerged for the other UTAUT2 constructs and behavioral intention. First, effort expectancy (i.e., the degree to which participants believe that the technological device will be easy to use to monitor daily movements for the purpose of fall detection and prevention) was lower for the elderly in the low physical performance group compared to the other groups. This means that the older adults with the lowest physical functional capacities perceived the smart eyeglasses as more difficult to use than their counterparts with higher physical performance. Second, facilitating conditions (i.e., perceptions of the resources and support available to use the device) was higher in the high physical performance group (i.e., with the lowest percentage of fallers) than the other two groups. Together these results suggest that the physical performance profile of older adults influences the perceived difficulty of using smart eyeglasses, as well as the available resources to use them, but not the intention to use them. Our findings are partly in line with the study of Keränen et al. [44] showing that frailty or prefrailty was a significant predictor of the usefulness or usability of information and communication technologies among older adults.

This study has several strengths and suggests some practical implications. It is the first to report associations between the acceptability of a new technology and functional physical capacities. As we showed that the youngest of our older adults reported the highest acceptability rates, this population could be targeted for the use of smart eyeglasses. Since habit was shown to be a major predictor of behavioral intention, it would be interesting to promote the use of similar technologies to form habits. Another perspective to increase acceptability, and specifically performance expectancy, would be to propose training workshops on smart eyeglasses.

Despite the many strengths of this study, some limitations must be noted. Smart eyeglasses were described orally to the participants, and they were told that technical assistance was available. Although this description is consistent with real-world conditions of use, it may have led to an overestimation of the facilitating conditions scores. As the participants were not aware of the device functionalities due to its novelty, it was difficult for them to know what their relatives thought about it, and this may have influenced social influence scores. Although it was not assessed here, elderly adults with cognitive impairments often show low acceptability of technology [45], so it would be interesting in future work to evaluate the cognitive resources of the elderly.

## Conclusions

To our knowledge, this study is the first to examine the acceptability of smart eyeglasses in the context of fall detection and prevention in older adults and to associate acceptability with

fall-related functional physical capacities. The elderly in the low physical performance group (i.e., the oldest with the highest percentage of fallers) perceived the eyeglasses as more difficult to use (i.e., lower effort expectancy) than the higher performance groups. In contrast, the elderly in the high physical performance group (i.e., the youngest with the lowest percentage of fallers) perceived more facilitating conditions to use the eyeglasses. This study suggests that the physical performance profile of older people influences specific dimensions of technology acceptability. In future studies, it would be helpful to evaluate the acceptability of smart eyeglasses in the youngest elderly population with a longitudinal study design and daily use monitoring. Another research avenue would be to examine the influence of an adapted physical activity program on smart eyeglasses acceptability.

### Acknowledgements

The authors sincerely thank all of the seniors who participated in this study.

This research project was supported by La Fondation MAIF (<https://www.fondation-maif.fr/> (accessed on 13 July 2022) and La Région SUD Provence Alpes Côte d'Azur (<https://www.maregionsud.fr/> (accessed on 13 July 2022). This study was also supported by the French government, managed by the National Agency of Research as part of the UCA<sup>JEDI</sup> Future Investments project, reference number ANR-15-IDEX-01

The institutions funding this research played no role in the study design; the collection, analysis, or interpretation of the data; manuscript writing; or the decision to submit the paper for publication.

### Conflicts of Interest

Justine Hellec was hired by the company producing the eyeglasses to realize a Ph.D. thesis. The other authors declare no conflicts of interest

### Abbreviations

UTAUT2: Unified theory of acceptance and use of technology 2

### References

1. Berchicci M, Lucci G, Di Russo F. Benefits of Physical Exercise on the Aging Brain: The Role of the Prefrontal Cortex. *The Journals of Gerontology: Series A* 2013 Nov;68(11):1337–1341. [doi: 10.1093/gerona/glt094]
2. Bonnefoy M. Sarcopenie, fonction musculaire et prevention. *Nutrition Clinique et Métabolisme* 2004 Dec;18(4):175–180. [doi: 10.1016/j.nupar.2004.09.005]
3. Cruz-Jentoft AJ, Baeyens JP, Bauer JM, Boirie Y, Cederholm T, Landi F, Martin FC, Michel J-P, Rolland Y, Schneider SM, Topinkova E, Vandewoude M, Zamboni M. Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis: Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People. *Age and Ageing* 2010 Jul 1;39(4):412–423. [doi: 10.1093/ageing/afq034]
4. Clark BC, Manini TM. Sarcopenia != Dynapenia. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 2008 Aug 1;63(8):829–834. [doi: 10.1093/gerona/63.8.829]

5. Bohannon RW. Single Limb Stance Times: A Descriptive Meta-Analysis of Data From Individuals at Least 60 Years of Age. *Topics in Geriatric Rehabilitation* 2006 Jan;22(1):70–77. [doi: 10.1097/00013614-200601000-00010]
6. Vellas BJ, Wayne SJ, Romero L, Baumgartner RN, Rubenstein LZ, Garry PJ. One-Leg Balance Is an Important Predictor of Injurious Falls in Older Persons. *Journal of the American Geriatrics Society* 1997 Jun;45(6):735–738. [doi: 10.1111/j.1532-5415.1997.tb01479.x]
7. Navarrete-Villanueva D, Gómez-Cabello A, Marín-Puyalto J, Moreno LA, Vicente-Rodríguez G, Casajús JA. Frailty and Physical Fitness in Elderly People: A Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Med* 2020 Jan;51(1):143–160. [doi: 10.1007/s40279-020-01361-1]
8. Bennell K, Dobson F, Hinman R. Measures of physical performance assessments: Self-Paced Walk Test (SPWT), Stair Climb Test (SCT), Six-Minute Walk Test (6MWT), Chair Stand Test (CST), Timed Up & Go (TUG), Sock Test, Lift and Carry Test (LCT), and Car Task. *Arthritis Care Res* 2011 Nov;63(S11):S350–S370. [doi: 10.1002/acr.20538]
9. Steffen TM, Hacker TA, Mollinger L. Age- and Gender-Related Test Performance in Community-Dwelling Elderly People: Six-Minute Walk Test, Berg Balance Scale, Timed Up & Go Test, and Gait Speeds. *Physical Therapy* 2002 Feb 1;82(2):128–137. [doi: 10.1093/ptj/82.2.128]
10. Woollacott M, Shumway-Cook A. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait & Posture* 2002 Aug;16(1):1–14. [doi: 10.1016/S0966-6362(01)00156-4]
11. Bourne RRA, Flaxman SR, Braithwaite T, Cicinelli MV, Das A, Jonas JB, Keeffe J, Kempen JH, Leasher J, Limburg H, Naidoo K, Pesudovs K, Resnikoff S, Silvester A, Stevens GA, Tahhan N, Wong TY, Taylor HR. Magnitude, temporal trends, and projections of the global prevalence of blindness and distance and near vision impairment: a systematic review and meta-analysis. *The Lancet Global Health* 2017 Sep;5(9):e888–e897. [doi: 10.1016/S2214-109X(17)30293-0]
12. DREES. Troubles de la vision: sept adultes sur dix portent des lunettes [Internet]. 2014. Available from: <https://drees.solidarites-sante.gouv.fr/sites/default/files/2020-10/er881.pdf>
13. Rubenstein LZ. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age and Ageing* 2006 Sep 1;35(suppl\_2):ii37–ii41. [doi: 10.1093/ageing/afl084]
14. Brodie MA, Lord SR, Coppens MJ, Annegarn J, Delbaere K. Eight weeks remote monitoring using a freely worn device reveals unstable gait patterns in older fallers. 2014;7.
15. Wolfson L, Whipple R, Amerman P, Tobin JN. Gait Assessment in the Elderly: A Gait Abnormality Rating Scale and Its Relation to Falls. *Journal of Gerontology* 1990 Jan 1;45(1):M12–M19. [doi: 10.1093/geronj/45.1.M12]
16. Fried LP, Tangen CM, Walston J, Newman AB, Hirsch C, Gottdiener J, Seeman T, Tracy R, Kop WJ, Burke G, McBurnie MA. Frailty in Older Adults: Evidence for a Phenotype. The

- Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences 2001 Mar 1;56(3):M146–M157. [doi: 10.1093/gerona/56.3.M146]
17. American Thoracic Society. ATS Statement: Guidelines for the Six-Minutes Walk Test. *Am J Respir Crit Care Med* 2002;Vol 166:111–117. [doi: 10.1164/rccm.166/1/111]
  18. Cohen C, Kampel T, Verloo H. Acceptability of an intelligent wireless sensor system for the rapid detection of health issues: findings among home-dwelling older adults and their informal caregivers. *PPA* 2016 Sep;Volume 10:1687–1695. [doi: 10.2147/PPA.S113805]
  19. Hellec J, Chorin F, Castagnetti A, Colson SS. Sit-To-Stand Movement Evaluated Using an Inertial Measurement Unit Embedded in Smart Glasses—A Validation Study. *Sensors* 2020 Sep 4;20(18):5019. [doi: 10.3390/s20185019]
  20. Hellec J, Chorin F, Castagnetti A, Guérin O, Colson SS. Smart Eyeglasses: A Valid and Reliable Device to Assess Spatiotemporal Parameters during Gait. *Sensors Multidisciplinary Digital Publishing Institute*; 2022 Jan;22(3):1196. [doi: 10.3390/s22031196]
  21. Bobillier Chaumon M-E. L'acceptation située des technologies dans et par l'activité: premiers étayages pour une clinique de l'usage. *Psychologie du Travail et des Organisations* 2016 Mar;22(1):4–21. [doi: 10.1016/j.pto.2016.01.001]
  22. Venkatesh V, Thong JYL, Xu X. Consumer acceptance and use of information technology: extending the unified theory of acceptance and use of technology. *MIS Quarterly* 2012;36(1):157–178. [doi: 10.2307/41410412]
  23. Alkhwaldi AFA, Kamala M. Why Do Users Accept Innovative Technologies? A Critical Review of Models and Theories. *Journal of Multidisciplinary Engineering Science and Technology* 2017;4(8):7962–7971.
  24. Roberts AR, De Schutter B, Franks K, Radina ME. Older Adults' Experiences with Audiovisual Virtual Reality: Perceived Usefulness and Other Factors Influencing Technology Acceptance. *Clinical Gerontologist* 2019 Jan;42(1):27–33. [doi: 10.1080/07317115.2018.1442380]
  25. Hayotte M, Théroüanne P, Gray L, Corrion K, d'Arripe-Longueville F. The French eHealth Acceptability Scale Using the Unified Theory of Acceptance and Use of Technology 2 Model: Instrument Validation Study. *J Med Internet Res* 2020 Apr 15;22(4):e16520. [doi: 10.2196/16520]
  26. Byrne BM. Factor Analytic Models: Viewing the Structure of an Assessment Instrument From Three Perspectives. *Journal of Personality Assessment* 2005 Aug;85(1):17–32. [doi: 10.1207/s15327752jpa8501\_02]
  27. Chen F, Curran PJ, Bollen KA, Kirby J, Paxton P. An Empirical Evaluation of the Use of Fixed Cutoff Points in RMSEA Test Statistic in Structural Equation Models. *Sociological Methods & Research* 2008 May;36(4):462–494. [doi: 10.1177/0049124108314720]
  28. Hoyles R, Panter A. Structural equation modeling: concepts, issues and applications. *Writing about structural equation models*. Hoyles RH. Thousand Oaks, CA: Sage

Publications Inc; 1995. ISBN:9780903953185

29. Hu L, Bentler PM. Cutoff criteria for fit indexes in covariance structure analysis: Conventional criteria versus new alternatives. *Structural Equation Modeling: A Multidisciplinary Journal* 1999 Jan;6(1):1-55. [doi: 10.1080/10705519909540118]
30. Taber KS. The Use of Cronbach's Alpha When Developing and Reporting Research Instruments in Science Education. *Res Sci Educ* 2018 Dec;48(6):1273-1296. [doi: 10.1007/s11165-016-9602-2]
31. Bohannon RW, Larkin PA, Cook AC, Gear J, Singer J. Decrease in Timed Balance Test Scores with Aging. *Physical Therapy* 1984 Jul 1;64(7):1067-1070. [doi: 10.1093/ptj/64.7.1067]
32. Brown TA. *Confirmatory factor analysis for applied research*. Guilford publications. 2015.
33. Cohen J. Quantitative methods in psychology. 1992;112(1):155-159. [doi: 10.1037/0033-2909.112.1.155]
34. Hauer K, Lamb SE, Jorstad EC, Todd C, Becker C. Systematic review of definitions and methods of measuring falls in randomised controlled fall prevention trials. *Age and Ageing* 2006 Jan 1;35(1):5-10. [doi: 10.1093/ageing/afi218]
35. Maki BE, Holliday PJ, Topper AK. A Prospective Study of Postural Balance and Risk of Falling in An Ambulatory and Independent Elderly Population. *Journal of Gerontology* 1994 Mar 1;49(2):M72-M84. [doi: 10.1093/geronj/49.2.M72]
36. Barralon P. Classification et Fusion de Données Actimétriques pour la Télévigilance Médicale: Elaboration et Validation Expérimentale chez la Personne Jeune et Agée. 2005;230.
37. Wong KK, Chuah YD, Tan MP, Ng S-C, Goh C-H. Development of Clustering Algorithms for Older Faller in Malaysia. 2020 IEEE-EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES) [Internet] Langkawi Island, Malaysia: IEEE; 2021 [cited 2021 Dec 7]. p. 251-255. [doi: 10.1109/IECBES48179.2021.9398829]
38. Kodinariya TM, Makwana PR. *International Journal of Advance Research in Computer Science and Management Studies*. 2013;1(6):7.
39. Venkatesh V, Thong JYL, Xu X. Consumer Acceptance and Use of Information Technology: Extending the Unified Theory of Acceptance and Use of Technology. *MIS Quarterly* 2012;36(1):157. [doi: 10.2307/41410412]
40. Tamilmani K, Rana NP, Dwivedi YK. Use of 'Habit' Is not a Habit in Understanding Individual Technology Adoption: A Review of UTAUT2 Based Empirical Studies. In: Elbanna A, Dwivedi YK, Bunker D, Wastell D, editors. *Smart Working, Living and Organising* [Internet] Cham: Springer International Publishing; 2019 [cited 2022 May 19]. p. 277-294. [doi: 10.1007/978-3-030-04315-5\_19]
41. Tamilmani K, Rana NP, Dwivedi YK. Consumer Acceptance and Use of Information Technology: A Meta-Analytic Evaluation of UTAUT2. *Inf Syst Front* 2021 Aug;23(4):987-1005. [doi: 10.1007/s10796-020-10007-6]

42. Tamilmani K, Rana NP, Dwivedi YK. Mobile Application Adoption Predictors: Systematic Review of UTAUT2 Studies Using Weight Analysis. In: Al-Sharhan SA, Simintiras AC, Dwivedi YK, Janssen M, Mäntymäki M, Tahat L, Moughrabi I, Ali TM, Rana NP, editors. *Challenges and Opportunities in the Digital Era* [Internet]. Cham: Springer International Publishing; 2018 [cited 2022 May 11]. p. 1–12. [doi: 10.1007/978-3-030-02131-3\_1]
43. Bunn F, Dickinson A, Barnett-Page E, Mcinnes E, Horton K. A systematic review of older people's perceptions of facilitators and barriers to participation in falls-prevention interventions. *Ageing and Society* 2008 May;28(4):449–472. [doi: 10.1017/S0144686X07006861]
44. Keränen NS, Kangas M, Immonen M, Similä H, Enwald H, Korpelainen R, Jämsä T. Use of Information and Communication Technologies Among Older People With and Without Frailty: A Population-Based Survey. *J Med Internet Res* 2017 Feb 14;19(2):e29. [doi: 10.2196/jmir.5507]
45. Thordardottir B, Malmgren Fänge A, Lethin C, Rodriguez Gatta D, Chiatti C. Acceptance and Use of Innovative Assistive Technologies among People with Cognitive Impairment and Their Caregivers: A Systematic Review. *BioMed Research International* 2019 Mar 6;2019:1–18. [doi: 10.1155/2019/9196729]

## Synthèse de l'étude 4

L'objectif de cette étude était d'évaluer l'acceptabilité de la paire de lunettes connectées pour la détection et la prévention des chutes chez les personnes âgées. Mais aussi de rechercher des associations entre le niveau de performance physique et l'acceptabilité des lunettes. Pour cela, 142 personnes de plus de 65 ans ont été recrutées, ont rempli le questionnaire d'acceptabilité et ont réalisé quatre tests physiques : équilibre unipodal les yeux ouverts et fermés, marche sur 10 mètres et test de marche de 6 minutes.

Pour évaluer l'acceptabilité des lunettes connectées, nous avons d'abord adapté le questionnaire validé de l'UTAUT2 à notre dispositif, il possède de bonnes propriétés psychométriques. Quatre construits contribuent à l'intention comportementale d'utiliser la paire de lunettes connectées, à savoir : la performance attendue, l'influence sociale, les conditions facilitatrices et l'habitude. L'explication de la variance de l'intention comportementale est de 73%, ce qui est cohérent avec le modèle initial de ce questionnaire. L'acceptabilité globale des lunettes connectées est modérée et semble meilleur que celle des outils de détection présents sur le marché.

Grâce à une analyse non-supervisée (K-means) basée sur les résultats obtenus aux tests cliniques, les participants ont été catégorisés en 3 groupes distincts de performances physiques. Ces 3 groupes ont été identifiés comme ayant des performances physiques faibles, intermédiaires et élevées. Une MANOVA a été utilisée pour évaluer les différences d'acceptabilité des lunettes et les niveaux de performance physique. L'effort attendu était plus élevé chez les personnes âgées du groupe ayant les performances physiques les plus faibles que chez celles des autres groupes. Ainsi, les personnes âgées ayant les capacités fonctionnelles physiques les plus faibles ont perçu les lunettes comme étant plus difficiles à utiliser que les personnes âgées ayant des performances physiques plus élevées. Les conditions facilitatrices se différenciaient également du niveau de performance physique. Elles étaient plus élevées dans le groupe ayant la meilleure performance physique que dans les deux autres groupes. Cela indique que les personnes âgées avec des capacités physiques élevées disposent de plus de ressources pour utiliser les lunettes connectées que les personnes des deux autres groupes.

La paire de lunettes connectées pour la détection et la prévention des chutes a un taux d'acceptabilité plus élevé chez les personnes ayant les meilleures performances physiques que chez les personnes des autres groupes. La population cible des études futures est celle des « jeunes-vieux » afin de mettre en œuvre la prévention du déclin des capacités physiques.



## Étude 5 : Impact d'un programme d'activité physique adaptée réalisé par visioconférence sur les performances physiques et musculaires des personnes âgées

### Publication :

**Hellec, J.**, Colson, S. S., Vezien, L., Guérin, O., Chorin, F. A 3-month home-based videoconference physical activity program improved muscle power and influenced frailty status in community-dwelling elderly (en cours de soumission)



## Contexte de l'étude 5

L'avancée en âge entraîne un vieillissement musculaire qui peut conduire à un déclin des capacités physiques au fil des années. Les conséquences de ce déclin sont nombreuses et peuvent être néfastes pour les personnes âgées, les principales étant les chutes, la fragilité, voire la perte d'autonomie et la dépendance.

Face à ces constats, des programmes de prévention du vieillissement ont été mis en place dont l'activité physique adaptée. Ce programme est un traitement non-médicamenteux qui s'adapte à la population et aux pathologies des participants. L'efficacité d'un programme d'activité physique dit « simple » (i.e., travaillant sur une seule composante : résistance, aérobie, équilibre, souplesse et coordination) a déjà été prouvée dans la littérature. Une efficacité plus importante est obtenue lors d'un programme d'activité physique adaptée dit « mixte » (i.e., association de composantes). Les principaux bénéfices des programmes d'activité physique sont le maintien de l'autonomie fonctionnelle, la qualité de vie et l'augmentation de l'espérance de vie sans incapacité.

Les séances des programmes d'activité physique adaptée se déroulent principalement en présentiel, c'est-à-dire que les séances ont lieu dans une salle et le participant doit se déplacer pour rejoindre la séance, ou bien l'enseignant en activité physique adaptée se rend au domicile du participant. Cependant, ces dernières années, des programmes alternatifs ont vu le jour, notamment des séances par visioconférence, mais peu d'études ont évalué leur efficacité.

L'objectif de cette cinquième étude est de tester l'efficacité d'un programme mixte de 3 mois d'activité physique adaptée réalisé par visioconférence chez des personnes âgées. Ce programme sera évalué à l'aide de quatre tests cliniques mesurant les capacités fonctionnelles (i.e., le test du Timed Up and Go en condition confort, le test de 30 secondes de levers de chaise, le test de marche de 6 minutes et le test d'équilibre unipodal les yeux ouverts et les yeux fermés), ainsi qu'un test de force musculaire du quadriceps effectué sur un ergomètre isocinétique.



## Étude 5

### A 3-month home-based videoconference physical activity program improved muscle power and influenced frailty status in community-dwelling elderly

**Background:** In the elderly, advancing age induces muscle loss and weakness often characterized by a decline in muscle power impairing daily life activities. To limit the consequences of muscle aging, adapted physical activity (APA) programs are generally implemented during face-to-face sessions. In recent years, alternatives to face-to-face sessions like home-based videoconference sessions emerged. However, their effectiveness in improving functional physical capacities or frailty status in the elderly are still debated.

**Objective:** Evaluate the effect of a 3-month APA program conducted via videoconference in older adults on functional physical capacities, muscle strength and power and frailty status.

**Methods:** Fifty elderly people ( $73.20 \pm 5.69$ ) were included in the study. Thirty-six participants completed the APA sessions, and the others constituted a control group ( $n = 14$ ). They were assessed before and after the 3-month period in different functional tests with an accelerometer embedded in smart eyeglasses: i) 30-second Sit-to-Stand test, ii) six-minute walk test and iii) 3-meter Timed-Up and Go (TUG) test. Knee extensor muscles strength and power, unipodal balance with eyes open and eyes closed, fall history and frailty status were also assessed. The 3-month home-based videoconference APA program comprised balance, muscle strengthening, speed, aerobics, and coordination exercises realized during one-hour sessions twice a week (i.e., twenty-four sessions).

**Results:** The APA group significantly improved maximal knee extensor muscles strength and power ( $P < .001$ ), as well as the time to complete the TUG test ( $P = .03$ ). The proportion of frail participants was significantly reduced and the proportion of robust increased in the APA group after the program ( $P = .04$ ). Other functional and biomechanical parameters were not improved after the videoconferencing APA program ( $P > .05$ ).

**Conclusions:** A home-based videoconferencing APA program was effective to improve some functional physical capacities of the elderly. Importantly, this program also influenced frailty status of the participants with less frail participants after the training period. Along with recent research, this study supports the implementation of home-based videoconferencing APA program in community-dwelling elderly population.

**Keywords :** adapted physical activity, videoconference, power, physical capacities, older people.

## Introduction

Advancing age is accompanied by a progressive decline in various physiological functions, including the aging of the skeletal muscle. The aging muscle characterized by muscle loss (i.e., sarcopenia) [1,2] and muscle weakness (i.e., dynapenia) [3]. Older adults exhibit a decline in muscle strength and slowing of contractile speed [4,5] which translates into a decline in muscle power [6,7]. Muscle power is considered as the most discriminating predictor of functional performance in the elderly [8]. When these changes affect the lower limbs muscles of older adults, numerous functional physical capacities are impaired such as balance [9,10] and walking capacities (e.g., slower in walking speed; shorter step duration reduced step length) [11]. Therefore, the consequences of aging are numerous and damaging to older adults, the main ones being an increased risk of falls [12] and frailty [13] as well as a loss of autonomy and independence [14].

To counteract the consequences of muscle aging and limit the decrease of functional physical capacities, physical activity programs have been implemented in the elderly population [15–17]. These programs can slow down the aging process [18] by improving physical capacities [19–22] but also prevent chronic pathologies [23] and the risk of falling [24]. Then, physical activity programs help to maintain functional independence during activities of daily living [21,25,26]. The effectiveness of these programs is often based on the combination of different physical components including balance, muscle strengthening, aerobics, flexibility and speed [27–29]. More precisely, when considering frailty (i.e., a multidimensional concept determined from unintentional weight loss, general fatigue, physical activity level, grip strength and walking speed) [30], the implementation of the optimal program remained unsettled [31]. Exercise interventions are beneficial on physical function and daily living activities among community-dwelling elderly, but the most effective program is still debated [32]. So far, a recent umbrella review of systematic reviews concluded that muscle strengthening, aerobics, balance and flexibility exercises should be included in multi-component programs for community-dwelling frail older people [33]. In addition, such programs demonstrated positive effects in reduction of frailty status [34].

Physical activity programs are generally conducted in a group setting or individually in a training center. However, reduced autonomy or loss of independence [35] and living in rural area can limit the possibility to access to training centers [36]. To be effective, a physical activity program should be supervised by a professional [37]. Indeed, unsupervised physical activity programs (e.g., often realized at home) are generally less effective than supervised

programs [37,38]. Therefore, home-based videoconferencing physical activity programs monitored by a professional could overcome the limited effectiveness of unsupervised programs to improve the physical capacities of elderly. Physical activity videoconferencing supervised by a professional and performed in group setting includes social interactions [39], social support, teaching motivational strategies, and goal setting [40]. With the development of novel technologies, some studies have already implemented videoconferencing physical activity programs in elderly [41–45] but the outcomes regarding effectiveness of these training programs on physical and functional capacities is scarce [46].

In a community-dwelling elderly population, a 3-month home-based videoconference resistance exercises program led to positive effects on sarcopenia-related factors (i.e., total-body skeletal muscle mass, appendicular lean soft tissue, lower limb muscle mass) and increased lower limbs flexibility in comparison to a control group [42]. In another study, the same program improved balance and reduced the fear of falling in the training group of a community-dwelling elderly women aged above 65 years [43]. When comparing a 4-month face-to-face versus home-based videoconferencing physical activity programs including aerobic, resistance and postural balance exercises, both forms of intervention conducted to similar improvements in maximal oxygen consumption, muscle strength and postural control [44]. The authors conclude that a home-based videoconferencing physical activity program was a safe and effective solution to maintain functional capacities in elderly. More recently, similar conclusions were formulated after the same program improving physiological variables (i.e., body mass, fat mass content, maximal heart rate) and various physical and functional capacities (i.e., maximal oxygen consumption, maximal aerobic power, knee extension strength, lower limb power) [45]. Altogether, these observations account for the implementation of home-based videoconferencing physical activity program in an elderly population. However, there is still limited evidence of the influence of such programs on physical and functional capacities measured with clinical tests as well as frailty status.

This study examined the effect of a 3-month home-based videoconferencing physical activity program in a community-dwelling elderly population. Based on recent recommendations [33], the multi-component program implemented comprised muscle strengthening, aerobics, balance and coordination exercises. In an innovative approach, physical functional capacities were assessed with the use of connected smart eyeglasses [47]. Based on previous research, we hypothesized that strength and power of the knee extensor muscles, the distance covered during a six-minute walking test, the number of sit-to-stand movements performed during 30s, the time to perform a timed-up and go test as well as balance

will be improved after the training program. We also expected that the frailty status of some participants could be positively influenced by our training program [48].

## Methods

### 2.1 Participants

Participants were recruited consecutively among the patients scheduled for appointments at the Frailty platform (Plateforme Fragilité) of the Nice University Hospital Center (France) from October 2020. To be included participants had to be volunteer to participate, aged older than 65 years, able to walk without assistance and independent in the activities of daily living. The entire experimental procedure was explained to all participants before their inclusion in the study. Participants signed the consent form prior to the study. The South Mediterranean Protection of Persons Ethics Committee approved this study (registration number: 2015\_A01188\_41) conducted in accordance with the Declaration of Helsinki revised in 2013.

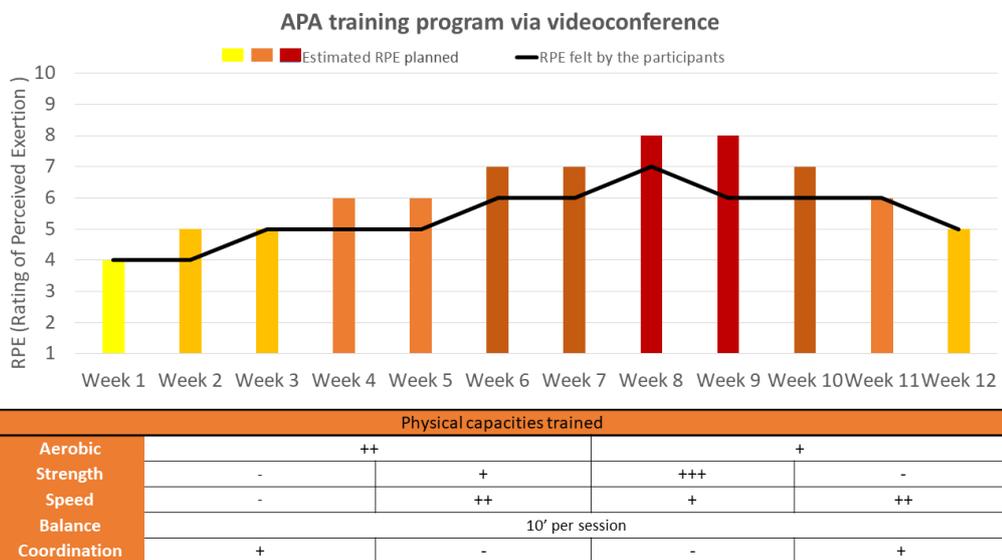
### 2.2 Experimental design and training program

This study was conducted over a 3-month period with a clinical examination, an evaluation of knee extensor muscles torque and an assessment of functional physical capacities realized before and after the 3 months. During the duration of the study, all participants were asked to maintain their daily life habits and activities. The participants of the control group (CTRL) did not participate to the training program.

The participants allocated to the training group followed an adapted physical activity (APA) program via videoconference created according to WHO [29] and recent recommendations [33]. Twenty-four 1-hour APA sessions were performed bi-weekly over 12 weeks. The days and times of the sessions were fixed over the 12 weeks with at least 48 hours of rest between two sessions. The APA program combined different exercises including muscle strengthening of the lower and upper limbs, balance (i.e., bipodal and unipodal), aerobic and flexibility. An experienced trainer in adapted physical activity supervised the APA training program with a maximum of 10 participants simultaneously per session.

Each session started with a 10-min warm-up and finished with a 5-min cool-down (e.g., during the cool-down phase the participants could share their perceptions of the session). The main body of the session lasted 45 minutes and consisted of two or three different training circuits. Rest periods were set between the different exercises within a circuit and longer rest period were allowed between training circuits. Depending on the individual physical capacities

of the participants, the intensity of the exercises was adjusted with weights or water bottles. The intensity of the body of the session fluctuated according to the period of the program that was divided in four periods of three weeks. The first period focused on aerobic exercises, balance and coordination. The second period was designed with muscle power exercises primarily but also included strength, aerobic and balance. The third period comprised the same types of exercises with more emphasis on strength. The last period included mainly strength exercises and balance (Figure 1). The theoretical Rate of Perceived Exertion (RPE) was estimated before the implementation of the APA program depending on the physical capacities exercised during each week of training and the RPE felt by the participants was superposed to the theoretical RPE.



**Figure 1.** APA training program implemented over the 3-month period

### 2.3 Clinical examination

Before (PRE) and after (POST) the 3-month period, all participants had an examination with a medical doctor and data were collected regarding age, sex, height, body mass, and fall history. Participant was considered a “faller” when he or she has had at least one fall in the past 12 months [49]. Based on the five phenotypic components [30], participants were classified into one of the three categories of frailty phenotype as follows: robust (i.e., no deficit in any component), pre-frail (i.e., deficit in one or two components) and frail (i.e., deficit in three or more components). The five phenotypic components used in this study were: i) unintentional loss of body mass in the past 12 months; ii) self-report of feeling general “fatigue”; iii) low physical activity level ; iv) walking speed less than  $1\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  ; and v) muscle weakness in the grip strength test.

## 2.4 Maximal knee extensors torque and torque-angular velocity relationship

Knee extensors concentric torque of the participants' dominant lower limb was recorded using an isokinetic dynamometer (Biodex system 4, Biodex Medical Systems, Inc., Shirley, NY, USA). The participants were seated in the dynamometer chair with a trunk-thigh angle of 110°. The anatomical knee flexion-extension axis of each participant was aligned with the rotational axis of the dynamometer, and the lower leg was secured to the dynamometer lever arm using a strap placed 1 cm above the medial malleolus. Straps placed around the waist and two crossover shoulder harnesses provided trunk stabilization. Prior to assessments, the participants performed knee extensions to warm up and to become familiar with the system. Knee extensors torque assessment included maximal voluntary contractions at six concentric angular velocities (i.e., 0.52, 1.04, 1.57, 2.09, 2.61, 3.14 rad.s<sup>-1</sup>). All participants performed three contractions at each angular velocity with a passive knee flexion, and a 1-min rest was allowed between each velocity. Participants were verbally encouraged during each contraction. The best trial of the three contractions was retained for statistical analyses.

The maximal knee extensors torque produced at the six angular velocities was used to obtain a linear torque-velocity relationship for each participant. The theoretical maximal torque ( $T_{MAX}$  for  $\omega = 0$ ) and the theoretical maximal angular velocity ( $\omega_{MAX}$  for  $T = 0$ ) were determined by extrapolating the linear relationship to the y- and x-axis, respectively. The power-angular velocity ( $P-\omega$ ) relationship was determined from maximal torque values using a second-order polynomial relationship ( $P = a \times \omega^2 + b \times \omega + c$ , where a, b, and c are coefficients of the polynomial regression). The maximal power ( $P_{MAX} = -\frac{b^2}{2a} + c$ ) and the corresponding optimal angular velocity were computed from this equation ( $\omega_{OPT} = -\frac{b}{2a}$ ). The processing of the isokinetic dynamometer data was performed with the development of a MATLAB script (version R2018a, The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA).

## 2.5 Functional physical capacities tests

The 3-meter Timed-Up and Go (TUG) [50] test (in seconds), consisting in standing up from a chair, walking three meters, turning around, returning to the chair and sitting down, was performed at comfortable paced walking speed.

The 30-second Sit-to-Stand (STS) [51] test measured the maximum number of chair-stand repetitions from a standard height chair without armrests (45 cm) performed in 30 seconds with arms crossed on the chest. During this test, participants were equipped with a pair of connected eyeglasses without correction (Ellicie-Healthy, Antibes, France) including an inertial

measurement unit (LSM6DS3-TR; 2.5×3×0.83 mm) integrating an accelerometer (range of measure:  $\pm 8g$ ) embedded in the right branch. Maximal vertical acceleration of the STS movements recorded with the accelerometer (sampling rate: 26Hz) was sent through a Bluetooth connection to a mobile application (Research, Antibes, France) and was saved on a smartphone (Samsung A5). Data was processed offline with a Matlab program (The Mathworks, INC.; Natick, MA, USA, version R2018a) to obtain maximal vertical acceleration of each STS movement (Hellec et al., 2020). The average of the maximal vertical acceleration values recorded during all STS movements performed was used for the analyses.

The Six-Minute Walk Test (6MWT) [53] was used to assess the greatest distance participants could walk in 6 minutes on a 10-meter shuttle. Participants had to cover the greatest distance during the 6 minutes without running. Participants also wore the smart eyeglasses allowing to measure two spatiotemporal parameters (i.e., step duration and step length) during walking [52]. Step duration corresponds to the temporal difference between two consecutive maximal vertical acceleration peaks (representing a step) obtained with the accelerometer. Considering that the participant had to walk in a 10-meter walkway, step length was computed from step duration and the number of steps performed. Cadence was measured by dividing the number of steps per minute. The total distance covered, the average cadence and the average of both step duration and step length over the distance covered were collected for statistical analyses.

The unipodal balance test [54] consisted of standing on the dominant lower limb as long as possible with arms along the side of the body. The test was stopped at a maximum time of 30 seconds or if the lower limbs touched each other or the swing lower limb touched the floor. The test was first performed with the eyes open (EO) and repeated after one minute of rest with eyes closed (EC). One trial was performed for each lower limb for both conditions. The mean value of both lower limbs was computed for the analysis.

## 2.6 Statistical analyses

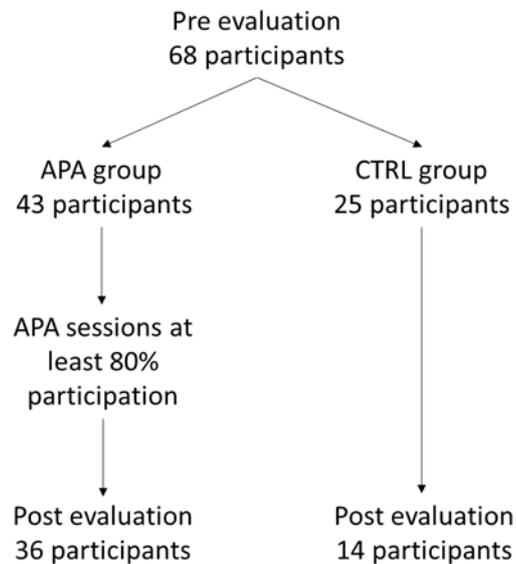
Statistica software (Statsoft, version 8.0 Tulsa, OK, USA) was used to perform analyses. The normality of the distribution of each variable was examined using the Kolmogorov–Smirnov test. A one-way ANOVA compared the baseline demographic data (i.e., age, height, and body mass) of both groups. A repeated measures two-way ANOVA (group  $\times$  time) assessed the effect of the videoconferencing APA program on each variable. ANOVA's effect size was estimated from partial eta square ( $\eta^2p$ ) values and considered as small when  $\sim 0.01$ , medium when  $\sim 0.06$  and large when  $\geq 0.14$ . When a significant interaction or main effect was observed,

post-hoc Tuckey HSD test for unequal sample sizes was used. Significance was set at  $P < .05$ . Throughout the manuscript, in the tables and figures, data is expressed as mean  $\pm$  SD (standard deviation).

## Results

### 3.1 Participants' characteristics

From the ninety-three participants screened, sixty-eight were included in the study and allocated into the two groups (Figure 2).



**Figure 2.** Flow chart of participation

After the 3-month period, 36 participants allocated to the APA group attended at least 80% of the APA sessions and 14 participants of the control group completed the post-tests. Participant characteristics are presented in Table 1.

**Table 1.** Participants' characteristics

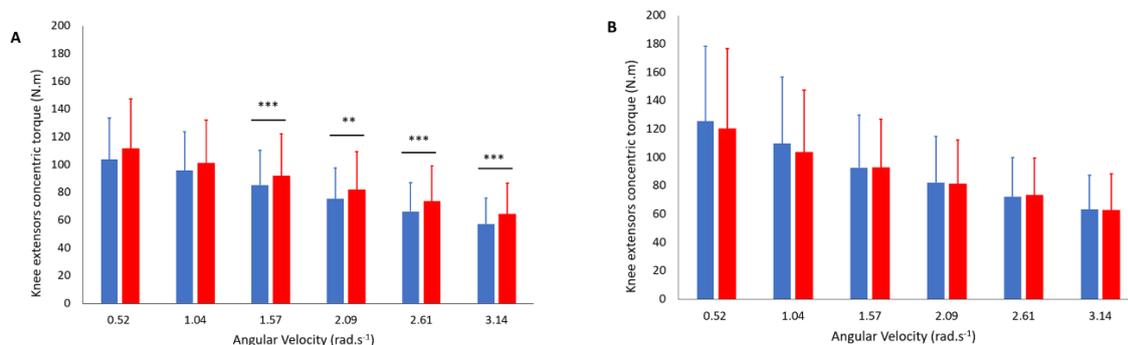
|   | APA group         | CTRL group        |
|---|-------------------|-------------------|
| <i>Age (years)</i>                        | 72.07 $\pm$ 5.35  | 76.09 $\pm$ 5.70  |
| <i>Height (cm)</i>                        | 164.86 $\pm$ 8.33 | 167.36 $\pm$ 9.91 |
| <i>Body mass (kg)</i>                     | 68.86 $\pm$ 13.26 | 72.21 $\pm$ 10.30 |
| <i>Body mass index (kg/m<sup>2</sup>)</i> | 25.24 $\pm$ 4.02  | 25.81 $\pm$ 3.07  |
| <i>Fallers (%)</i>                        | 41.67             | 57.14             |

At PRE the 3-month, no significant difference was observed between groups for height ( $P = .37$ ) or body mass ( $P = .40$ ). A significant effect was observed for age ( $F(1,48) = 5.48$ ;  $P = .02$ ) with the control group tended to be older than the APA group ( $P = .06$ ). In the APA group, 75% of participants were women and 50% in the CTRL group. The percentage of participants considered as fallers was 41.67% and 57.14% in the APA and CTRL group, respectively. Concerning the frailty phenotype, 10 participants were robust, 22 pre-frail and 4 frail in the APA group. In the CTRL group, three were robust, seven pre-frail and 4 frail.

At POST, the distribution of the frailty phenotype changed in the APA group with 20 participants considered as robust, 16 pre-frail and no frail participant anymore. After the training period, no change was found for the proportion of pre-frail ( $\chi^2 = 2.01$ ,  $P = 0.16$ ) participants in the APA group, but the proportion of frail participants was significantly reduced ( $\chi^2 = 4.24$ ,  $P = 0.04$ ) and the proportion of robust participants significantly increased ( $\chi^2 = 5.71$ ,  $P = 0.02$ ).

### 3.2 Maximal knee extensors torque and torque-angular velocity relationship

A significant group  $\times$  time interaction was observed for the maximal concentric torque produced by the knee extensors at all angular velocities tested: 0.52 rad.s<sup>-1</sup> ( $F(1,47) = 4.47$ ;  $P = .04$ ;  $\eta^2p = 0.09$ ), 1.04 rad.s<sup>-1</sup> ( $F(1,48) = 7.27$ ;  $P = .001$ ;  $\eta^2p = 0.13$ ), 1.57 rad.s<sup>-1</sup> ( $F(1,48) = 4.45$ ;  $P = .04$ ;  $\eta^2p = 0.08$ ), 2.09 rad.s<sup>-1</sup> ( $F(1,48) = 5.04$ ;  $P = .03$ ;  $\eta^2p = 0.09$ ), 2.61 rad.s<sup>-1</sup> ( $F(1,48) = 4.38$ ;  $P = .04$ ;  $\eta^2p = 0.08$ ) and 3.14 rad.s<sup>-1</sup> ( $F(1,48) = 5.75$ ;  $P = .02$ ;  $\eta^2p = 0.11$ ). At POST (Figure 3A), maximal knee extensors torque was significantly increased in the APA group at 1.57 rad.s<sup>-1</sup> ( $+7.63 \pm 11.47$ ;  $P < .001$ ), 2.09 rad.s<sup>-1</sup> ( $+8.30 \pm 15.05$ ;  $P = .003$ ), 2.61 rad.s<sup>-1</sup> ( $+10.18 \pm 14.65$ ;  $P < .001$ ) and 3.14 rad.s<sup>-1</sup> ( $+13.04 \pm 22.34$ ;  $P < .001$ ). No change was observed for the CTRL group (Figure 3B).



**Figure 3.** Knee extensors concentric torque-angular velocity relationship of the APA (A) and CTRL (B) groups obtained before (blue bars) and after (red bars) the 3-month period. \*\* and \*\*\*, indicate a significant difference between Pre and Post values at  $P < .01$  and  $P < .001$ , respectively

Among the variables computed from the torque-angular velocity relationship (Table 2), a significant group  $\times$  time interaction was observed for  $P_{MAX}$  ( $F_{(1,48)} = 5.04$ ;  $P = .03$ ;  $\eta^2p = 0.10$ ) and for  $T_{MAX}$  ( $F_{(1,48)} = 5.40$ ;  $P = .02$ ;  $\eta^2p = 0.10$ ). In the APA group  $P_{MAX}$  improved significantly ( $+12.91 \pm 18.03$ ;  $P < .001$ ) after the training program but post hoc analyses did not reveal significant differences for  $T_{MAX}$  values ( $P > .15$ ). These variables remained unchanged in the CTRL group. No significant interaction or main effect was noted for  $\omega_{MAX}$  ( $P = .57$ ) and  $\omega_{OPT}$  ( $P = .32$ ) after the 3-month period.

**Table 2.** Mechanical variables determined from the torque-angular velocity relationship of the knee extensors for both groups before (Pre) and after (Post) the 3-month period.

|                                       | APA group          |                                      | CTRL group         |                    |
|---------------------------------------|--------------------|--------------------------------------|--------------------|--------------------|
|                                       | Pre                | Post                                 | Pre                | Post               |
| $P_{MAX}$ (Watts)                     | 183.74 $\pm$ 58.04 | <b>210.66 <math>\pm</math> 77.23</b> | 202.33 $\pm$ 73.23 | 203.95 $\pm$ 75.60 |
| $T_{MAX}$ (N.m)                       | 114.05 $\pm$ 32.15 | 120.17 $\pm$ 37.60                   | 134.21 $\pm$ 58.33 | 127.87 $\pm$ 57.87 |
| $\omega_{MAX}$ (rad.s <sup>-1</sup> ) | 6.45 $\pm$ 1.09    | 7.15 $\pm$ 1.92                      | 6.09 $\pm$ 1.23    | 6.54 $\pm$ 1.36    |
| $\omega_{OPT}$ (rad.s <sup>-1</sup> ) | 3.26 $\pm$ 0.54    | 3.56 $\pm$ 0.75                      | 3.30 $\pm$ 0.66    | 3.38 $\pm$ 0.65    |

Value in bold indicates a significant difference from the Pre value of the APA group ( $P < .001$ );  $P_{MAX}$ : maximal power;  $T_{MAX}$ : theoretical maximal torque;  $\omega_{MAX}$ : theoretical maximal angular velocity;  $\omega_{OPT}$ : optimal angular velocity.

### 3.3 Functional physical capacities

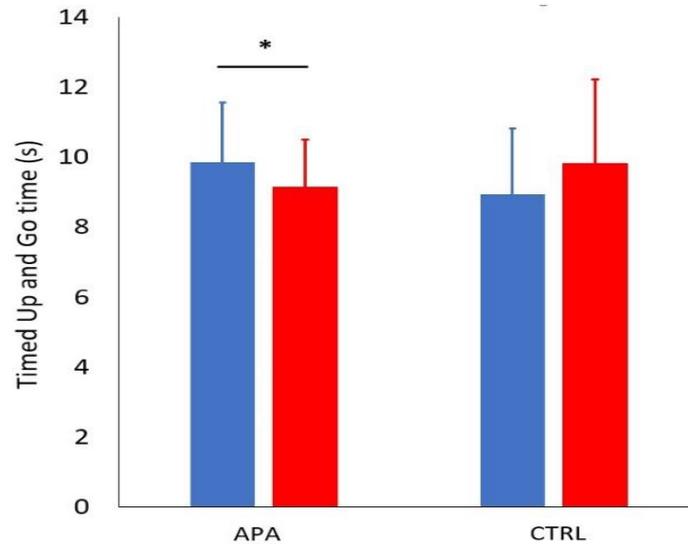
A significant group  $\times$  time interaction was found ( $F_{(1,48)} = 11.49$ ;  $P = .001$ ;  $\eta^2p = 0.19$ ) for the TUG test. The participants of the APA group performed the TUG more rapidly ( $-6.32 \pm 14.93$ ;  $P = .03$ ) after the program whereas no change was noted for the CTRL group (Figure 4).

A significant main time effect was noted for the number of STS realized during the 30s ( $F_{(1,48)} = 22.82$ ;  $P < .001$ ;  $\eta^2p = 0.32$ ) and for the averaged maximal vertical acceleration measured with the smart eyeglasses ( $F_{(1,48)} = 8.38$ ;  $P = .006$ ;  $\eta^2p = 0.15$ ). Pooled number of STS performed ( $P < .001$ ) and pooled maximal vertical acceleration values ( $P = .002$ ) of both groups increased (Table 3).

During the 6MWT (Table 3), a significant main time effect was observed for the total distance covered ( $F_{(1,48)} = 9.01$ ;  $P = .004$ ;  $\eta^2p = 0.16$ ), cadence ( $F_{(1,48)} = 9.33$ ;  $P = .004$ ;  $\eta^2p = 0.16$ ), both step length ( $F_{(1,48)} = 8.44$ ;  $P = .006$ ;  $\eta^2p = 0.15$ ) and step duration ( $F_{(1,48)} = 10.70$ ;  $P = .002$ ;  $\eta^2p = 0.18$ ) recorded with the smart eyeglasses. Pooled values of the 6MWT total

distance ( $P < .001$ ), cadence ( $P < .001$ ), step length ( $P < .001$ ) significantly increased while pooled values of step duration decreased ( $P < .001$ ).

Whatever the group considered (Table 3), the performance of unipodal balance did not significantly change for both EO ( $P = .77$ ) and EC ( $P = .71$ ) conditions.



**Figure 4.** Timed Up and Go time performed by both groups before (blue bars) and after (red bars) the 3-month period. \*, indicates a significant difference from the Pre value of the APA group ( $P < .05$ ).

**Table 3.** Variables measured during the 30-s STS test, the 6MWT and the unipodal balance test for both groups before (Pre) and after (Post) the 3-month period

|   | APA group      |                | CTRL group     |                |
|---|----------------|----------------|----------------|----------------|
|   | Pre            | Post           | Pre            | Post           |
| <i>Number of STS</i>  | 11.86 ± 2.95   | 14.22 ± 3.51   | 11.64 ± 4.22   | 13.43 ± 3.98   |
| <i>Averaged maximal vertical acceleration during the STS (m.s<sup>-2</sup>)</i> | 13.35 ± 2.02   | 13.99 ± 2.26   | 12.80 ± 1.99   | 13.33 ± 1.84   |
| <i>Distance (m)</i>   | 445.12 ± 70.87 | 482.41 ± 71.19 | 438.31 ± 69.81 | 455.01 ± 85.23 |
| <i>Cadence (step/min)</i>   | 125.97 ± 10.00 | 131.31 ± 11.00 | 128.64 ± 10.64 | 131.43 ± 7.94  |
| <i>Step length (m)</i>  | 0.70 ± 0.11    | 0.75 ± 0.10    | 0.68 ± 0.12    | 0.71 ± 0.16    |
| <i>Step duration (s)</i>  | 0.48 ± 0.04    | 0.46 ± 0.04    | 0.47 ± 0.04    | 0.46 ± 0.03    |
| <i>Unipodal balance EO (s)</i>  | 21.15 ± 9.55   | 21.04 ± 9.65   | 16.84 ± 9.84   | 17.21 ± 11.33  |
| <i>Unipodal balance EC (s)</i>  | 4.76 ± 4.24    | 5.27 ± 5.07    | 3.32 ± 4.00    | 3.33 ± 2.61    |

## Discussion

The objective of this study was to test the effectiveness of a 3-month home-based videoconference adapted physical activity program on physical functional capacities in a sample of community-dwelling elderly. This multi-component program including muscle strengthening, aerobics, balance and coordination exercises improved knee extensors strength and power as well as the time to realize the 3-meter TUG test. This program also reduced and increased respectively, the proportion of frail and robust participants in the experimental group. However, walking capacities (i.e., the distance covered during the 6MWT, step length and duration, cadence), unipodal balance and the performance of the 30-s STS test did not change after the training program.

Beside physical functional capacities, the effectiveness of the 3-month home-based videoconference APA program focused on the frailty status of the participants. Although in line with a study showing that pre-frail participants can return to a robust status after a 4-month intervention combining face-to-face and unsupervised training sessions at home [48], to the best of our knowledge, this is the first study evidencing significant decrease of frail and increase of robust elderly proportions after a home-based videoconference program. This result is extremely promising considering the recent evidence showing that falls are associated with frailty in the elderly [55,56]. For example, a 3-month home-based videoconference program including resistance exercises reduced the fear of falling in a community-dwelling elderly women [43]. Unfortunately, even if fall history was assessed here, we did not measure fear of falling and we cannot ascertain that the change of frailty status could have also influence positively the fear of falling and/or the risk of falling in our participants.

As hypothesized, the APA program significantly improved the maximal knee extensors torque for the angular velocities ranging from 1.57 rad. s<sup>-1</sup> to 3.14 rad. s<sup>-1</sup>, but no change was observed for the two lowest angular velocities (Figure 3). Our results are consistent with a recent study highlighting improvements knee muscle strength only at fast velocities after a 4-month videoconference program in older adults [45]. Although, we did not observe any significant change in maximal theoretical torque nor angular velocity of the torque-angular velocity relationship, the improvements of maximal strength had also a positive impact on maximal knee extensors power. This result is of importance since muscle power is considered as a primary determinant of physical functioning in the elderly [8]. Then, the enhanced muscular performance of knee extensors could in part account for the reduced time observed during the TUG test in our APA group (Figure 4). In this regard, a systematic review highlighted that 31-

50% of the functional performance was explained by the power of the knee extensor muscles in the elderly [57]. However, recent studies also emphasized that the importance of knee extensors power to TUG performance is dependent of the physical status (e.g., active or inactive) [58] or the level of physical performance (e.g., high vs low) [59] in community-dwelling older women. Similar observations were reported regarding the importance of isokinetic knee extensors strength to TUG performance [60]. Neither knee extensors strength nor power increases were correlated with the reduced time to perform the TUG test in the present study. Consequently, although we cannot determine the respective contribution of strength or power to TUG performance, the improvement of knee extensors muscular performance is of importance to reduce the time to perform the 3-meter TUG in our APA group.

Contrary to our hypotheses, the APA program did not improve the performance of the 30-s STS test and the 6MWT (i.e., distance covered, step length and duration, cadence), both measured with the smart eyeglasses, and unipodal balance (i.e., eyes open, eyes closed) in comparison to the control group. This observation is somewhat surprising especially for the 30-s STS test considering the results of the enhanced TUG performance. Because, the sit-to-stand movement initiates the TUG test, one could expect that the number of STS realized and/or the averaged maximal vertical acceleration reached during the 30-s STS test would increase after the APA training program. However, only a time effect (i.e., increased performance) was observed for both groups after the 3-month period. Different reasons could account for such observation. First, the transition from sitting to standing is a usual movement of daily life performed many times during the 3-month period by both the APA and CTRL groups, which implies that the training program may have not been effective to improve this performance. Second, due to the duration of the tests, the participants might have adopted a pacing strategy to perform over the 30-s duration of the test. Third, sit-to-stand movement, even realized as fast as possible during five repetitions, is not a significant determinant explaining the TUG performance [61].

A time effect was also observed for the parameters recorded with the pair of smart eyeglasses during the 6MWT. The distance covered, step length, step duration and cadence were improved in both groups. Like sit-to-stand movements, walking is a common daily life activity in community-dwelling elderly, which may have limited the impact of the videoconference program. In addition, ankle plantar flexors strength was found to play a central role walking performance in elderly rather than knee extensors strength [62]. Therefore, the increased knee extensors strength and power observed in our APA group may not contribute to the improved 6MWT performance of both groups.

Lastly, unipodal balance did not change in both groups after the 3-month period, despite training this capacity during the APA program. This result contrasts with a recent 4-month home-based videoconference program showing improvement of postural control [44]. Although, the tests performed to assess balance differed from the present study, the lack of increased balance performance in our study could be explained in part by the difficulty to accurately realize balance exercises through videoconference. For example, it was almost impossible to propose balance exercises with eyes closed and/or dynamic exercises inducing important imbalance due to the risk of falling. In face-to-face sessions, balance exercises can be improved since the APA trainer can secure the participant during the exercise [44].

Although the study exhibits valuable findings regarding the implementation of home-based videoconference in elderly, some limitations are worth mentioning. The number of participants allocated in each group was not equivalent, but no differences in the measured variables were observed between groups at baseline. The sample size can still be considered small but the number of participants included in the APA group of the present study is greater than previous studies [42–45,63]. Participants were community-dwelling elderly able to walk without assistance and independent in the activities of daily living, meaning that the results are not generalizable to all elderly people. Lastly, the design of the present study did not include a group realizing the same program with face-to-face sessions. Then, we cannot ascertain that our home-based videoconference program could have led to the same outcomes than an identical face-to-face program, although recent evidence demonstrated comparable effectiveness between these two forms of intervention in healthy older adults [44,45].

From a practical perspective, all training sessions were conducted with a maximum of ten participants, which allowed the APA trainer to be attentive to individual movements to ensure safety [44], to provide feedback for the movements' realization and to encourage participants. Although videoconferencing programs are still unfamiliar to the elderly, 36 participants completed at least 80% of the APA sessions. Seven participants did not reach the 80% participation and/or dropped out during the program. Although the exact reasons for these dropouts were not precisely determined, the adherence rate of our APA program was ~84% with is in line with other videoconference training studies [37,44,45,63]. Eleven participants of the control group did not attend post-evaluation. The COVID-19 health crisis could in part account for these “no show”, since the study was realized at this time. Importantly, besides the benefits of our home-based videoconference training program of knee extensors strength and power, TUG performed and improved frailty status, videoconference sessions allowed participants to interact with each other, which promotes social interactions [64]. In addition,

this form of training has environmental consequences related the cost associated with transportation in case of face-to-face programs (i.e., for both the participants and the APA trainer). Then, videoconference APA sessions seems a good alternative to face-to-face when the later cannot be set up. In a future study, for participants wearing corrective eyeglasses, it would be interesting to measure the functional and biomechanical parameters obtained with the smart eyeglasses during the training sessions and during their daily life activities over the 3-month period. Indeed, data collected with the accelerometer embedded in the eyeglasses can be useful to monitor the level of physical activity performed by the participants.

## Conclusion

A 3-month home-based videoconference adapted physical activity program improved the knee extensors strength and power, as well as the time to perform the 3-meter Timed Up and Go test in our community-dwelling elderly. More importantly, this program had also a positive impact in reversing the frailty status of our participants. The implementation of home-based videoconference program is therefore interesting alternative for the elderly that cannot access to face-to-face training sessions.

## References

1. Bonnefoy M. Sarcopenie, fonction musculaire et prevention. *Nutrition Clinique et Métabolisme* 2004 Dec;18(4):175–180. [doi: 10.1016/j.nupar.2004.09.005]
2. Cruz-Jentoft AJ, Baeyens JP, Bauer JM, Boirie Y, Cederholm T, Landi F, Martin FC, Michel J-P, Rolland Y, Schneider SM, Topinkova E, Vandewoude M, Zamboni M. Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis: Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People. *Age and Ageing* 2010 Jul 1;39(4):412–423. [doi: 10.1093/ageing/afq034]
3. Clark BC, Manini TM. Sarcopenia != Dynapenia. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 2008 Aug 1;63(8):829–834. [doi: 10.1093/gerona/63.8.829]
4. Callahan DM, Kent-Braun JA. Effect of old age on human skeletal muscle force-velocity and fatigue properties. *Journal of Applied Physiology* 2011 Nov;111(5):1345–1352. [doi: 10.1152/jappphysiol.00367.2011]
5. Cléménçon M, Hautier CA, Rahmani A, Cornu C, Bonnefoy M. Potential Role of Optimal Velocity as a Qualitative Factor of Physical Functional Performance in Women Aged 72 to 96 Years. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2008 Aug;89(8):1594–1599. [doi: 10.1016/j.apmr.2007.11.061]
6. Foldvari M, Clark M, Laviolette LC, Bernstein MA, Kaliton D, Castaneda C, Pu CT, Hausdorff JM, Fielding RA, Singh MAF. Association of Muscle Power With Functional Status in Community-Dwelling Elderly Women. *Journal of Gerontology: medical sciences* 2000;55(4):8.
7. MacRae PG, Lacourse M, Moldavon R. Physical Performance Measures That Predict Faller Status in Community-Dwelling Older Adults. *J Orthop Sports Phys Ther* 1992 Sep;16(3):123–128. [doi: 10.2519/jospt.1992.16.3.123]

8. Reid KF, Fielding RA. Skeletal Muscle Power: A Critical Determinant of Physical Functioning in Older Adults. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 2012 Jan;40(1):4–12. [doi: 10.1097/JES.0b013e31823b5f13]
9. Bohannon RW. Single Limb Stance Times: A Descriptive Meta-Analysis of Data From Individuals at Least 60 Years of Age. *Topics in Geriatric Rehabilitation* 2006 Jan;22(1):70–77. [doi: 10.1097/00013614-200601000-00010]
10. Vellas BJ, Wayne SJ, Romero L, Baumgartner RN, Rubenstein LZ, Garry PJ. One-Leg Balance Is an Important Predictor of Injurious Falls in Older Persons. *Journal of the American Geriatrics Society* 1997 Jun;45(6):735–738. [doi: 10.1111/j.1532-5415.1997.tb01479.x]
11. Houles M, Abellan van Kan G, Rolland Y, Andrieu S, Anthony P, Bauer J, Beauchet O, Bonnefoy M, Cesari M, Donini L-M, Gillette-Guyonnet S, Inzitari M, Jurk I, Nourhashemi F, Offord-Cavin E, Onder G, Ritz P, Salva A, Visser M, Vellas B. La vitesse de marche comme critère de fragilité chez la personne âgée vivant au domicile. *Les cahiers de l'année gérontologique* 2010 Mar;2(1):13–23. [doi: 10.1007/s12612-009-0036-6]
12. Ponti M, Bet P, Oliveira CL, Castro PC. Better than counting seconds: Identifying fallers among healthy elderly using fusion of accelerometer features and dual-task Timed Up and Go. *Barkley J, editor. PLOS ONE* 2017 Apr 27;12(4):e0175559. [doi: 10.1371/journal.pone.0175559]
13. Batista FS, Gomes GA de O, Neri AL, Guariento ME, Cintra FA, Sousa M da LR de, D'Elboux MJ. Relationship between lower-limb muscle strength and frailty among elderly people. *Sao Paulo Med J* 2012;130(2):102–108. [doi: 10.1590/S1516-31802012000200006]
14. Albinet C. Vieillesse, activité physique et cognition. *Science & Motricité* 2008;(63):9–36. [doi: 10.3917/sm.063.0009]
15. Cadore EL, Rodríguez-Mañas L, Sinclair A, Izquierdo M. Effects of Different Exercise Interventions on Risk of Falls, Gait Ability, and Balance in Physically Frail Older Adults: A Systematic Review. *Rejuvenation Research* 2013 Apr;16(2):105–114. [doi: 10.1089/rej.2012.1397]
16. Hortobágyi T, Lesinski M, Gäbler M, VanSwearingen JM, Malatesta D, Granacher U. Effects of Three Types of Exercise Interventions on Healthy Old Adults' Gait Speed: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med* 2015 Dec;45(12):1627–1643. [doi: 10.1007/s40279-015-0371-2]
17. Howe TE, Rochester L, Neil F, Skelton DA, Ballinger C. Exercise for improving balance in older people. *Cochrane Bone, Joint and Muscle Trauma Group, editor. Cochrane Database of Systematic Reviews [Internet]* 2011 Nov 9 [cited 2022 Jul 24]; [doi: 10.1002/14651858.CD004963.pub3]
18. Vuillemin A. Bénéfices de l'activité physique sur la santé des personnes âgées. *Science & Sports* 2012 Sep;27(4):249–253. [doi: 10.1016/j.scispo.2012.07.006]
19. Baker MK, Atlantis E, Fiatarone Singh MA. Multi-modal exercise programs for older adults. *Age and Ageing* 2007 Jul;36(4):375–381. [doi: 10.1093/ageing/afm054]
20. de Vries NM, van Ravensberg CD, Hobbelen JSM, Olde Rikkert MGM, Staal JB, Nijhuis-van der Sanden MWG. Effects of physical exercise therapy on mobility, physical functioning, physical activity and quality of life in community-dwelling older adults with impaired mobility, physical disability and/or multi-morbidity: A meta-analysis. *Ageing Research Reviews* 2012 Jan;11(1):136–149. [doi: 10.1016/j.arr.2011.11.002]
21. Hubbard RE, Andrew MK, Fallah N, Rockwood K. Comparison of the prognostic importance of diagnosed diabetes, co-morbidity and frailty in older people: Diabetes and frailty. *Diabetic Medicine* 2010 May;27(5):603–606. [doi: 10.1111/j.1464-5491.2010.02977.x]

22. Koeneman MA, Verheijden MW, Chinapaw MJM, Hopman-Rock M. Determinants of physical activity and exercise in healthy older adults: A systematic review. *Int J Behav Nutr Phys Act* 2011;8(1):142. [doi: 10.1186/1479-5868-8-142]
23. Barth N, Hupin D, Roche F, Celarier T, Bongue B. La prescription de l'activité physique adaptée chez le sujet âgé : de l'intention à la réalité. *NPG Neurologie - Psychiatrie - Gériatrie* 2018 Jun;18(105):155–161. [doi: 10.1016/j.npg.2017.10.002]
24. Bernocchi P, Giordano A, Pintavalle G, Galli T, Ballini Spoglia E, Baratti D, Scalvini S. Feasibility and Clinical Efficacy of a Multidisciplinary Home-Telehealth Program to Prevent Falls in Older Adults: A Randomized Controlled Trial. *Journal of the American Medical Directors Association* 2019 Mar;20(3):340–346. [doi: 10.1016/j.jamda.2018.09.003]
25. Binder EF, Schechtman KB, Ehsani AA, Steger-May K, Brown M, Sinacore DR, Yarasheski KE, Holloszy JO. Effects of Exercise Training on Frailty in Community-Dwelling Older Adults: Results of a Randomized, Controlled Trial. *J Am Geriatr Soc* 2002 Dec;50(12):1921–1928. [doi: 10.1046/j.1532-5415.2002.50601.x]
26. Brown M, Sinacore DR, Ehsani AA, Binder EF, Holloszy JO, Kohrt WM. Low-Intensity exercise as a modifier of physical frailty in older adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2000 Jul;81(7):960–965. [doi: 10.1053/apmr.2000.4425]
27. Chodzko-Zajko WJ, Proctor DN, Fiatarone Singh MA, Minson CT, Nigg CR, Salem GJ, Skinner JS. Exercise and Physical Activity for Older Adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2009 Jul;41(7):1510–1530. [doi: 10.1249/MSS.0b013e3181a0c95c]
28. Means KM, Rodell DE, O'Sullivan PS. Balance, Mobility, and Falls Among Community-Dwelling Elderly Persons: Effects of a Rehabilitation Exercise Program. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 2005 Apr;84(4):238–250. [doi: 10.1097/01.PHM.0000151944.22116.5A]
29. World Health Organization. Recommandations mondiales sur l'activité physique pour la santé [Internet]. Genève; 2010. Available from: <https://apps.who.int/iris/handle/10665/80860>
30. Fried LP, Tangen CM, Walston J, Newman AB, Hirsch C, Gottdiener J, Seeman T, Tracy R, Kop WJ, Burke G, McBurnie MA. Frailty in Older Adults: Evidence for a Phenotype. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 2001 Mar 1;56(3):M146–M157. [doi: 10.1093/gerona/56.3.M146]
31. de Labra C, Guimaraes-Pinheiro C, Maseda A, Lorenzo T, Millán-Calenti JC. Effects of physical exercise interventions in frail older adults: a systematic review of randomized controlled trials. *BMC Geriatr* 2015 Dec;15(1):154. [doi: 10.1186/s12877-015-0155-4]
32. Zhang Y, Zhang Y, Du S, Wang Q, Xia H, Sun R. Exercise interventions for improving physical function, daily living activities and quality of life in community-dwelling frail older adults: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Geriatric Nursing* 2020 May;41(3):261–273. [doi: 10.1016/j.gerinurse.2019.10.006]
33. Jadcak AD, Makwana N, Luscombe-Marsh N, Visvanathan R, Schultz TJ. Effectiveness of exercise interventions on physical function in community-dwelling frail older people: an umbrella review of systematic reviews. *JBISIRIR-2017-003551* 2018 Mar;16(3):752–775. [doi: 10.11124/JBISIRIR-2017-003551]
34. Haider S, Grabovac I, Dorner TE. Effects of physical activity interventions in frail and prefrail community-dwelling people on frailty status, muscle strength, physical performance and muscle mass—a narrative review. *Wien Klin Wochenschr* 2019 Jun;131(11–12):244–254. [doi: 10.1007/s00508-019-1484-7]
35. Trost SG, Owen N, Bauman AE, Sallis JF, Brown W. Correlates of adults participation in physical activity: review and update: *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2002 Dec;34(12):1996–2001. [doi: 10.1097/00005768-200212000-00020]

36. Ottoboni G, Gallelli T, Mariani E, Rebecca Soluri V, Nunziata S, Tessari A, Savary J-P, Chattat R. Remote home physical training for seniors: guidelines from the AAL-supported MOTION project. *Eur J Ageing* 2019 Mar;16(1):25–37. [doi: 10.1007/s10433-018-0477-0]
37. Bigot L, Langeard A, Moussay S, Gauthier A, Quarck G. Activité physique à domicile pour les seniors : revue de la question et proposition d'une pratique optimisée. Leconte P, editor. *Mov Sport Sci/Sci Mot* 2019;(103):27–37. [doi: 10.1051/sm/2019003]
38. Fennell C. Effects of Supervised Training Compared to Unsupervised Training on Physical Activity, Muscular Endurance, and Cardiovascular Parameters. *MOJOR* [Internet] 2016 Aug 9 [cited 2022 Oct 1];5(4). [doi: 10.15406/mojor.2016.05.00184]
39. Russell TG. Physical rehabilitation using telemedicine. *J Telemed Telecare* 2007 Jul 1;13(5):217–220. [doi: 10.1258/135763307781458886]
40. Hinman RS, Lawford BJ, Bennell KL. Harnessing technology to deliver care by physical therapists for people with persistent joint pain: Telephone and video-conferencing service models. *J Appl Behav Res* [Internet] 2019 Jun [cited 2022 Oct 1];24(2). [doi: 10.1111/jabr.12150]
41. Bernard M-M, Janson F, Flora PK, Faulkner GEJ, Meunier-Norman L, Fruhwirth M. Videoconference-Based Physiotherapy and Tele-Assessment for Homebound Older Adults: A Pilot Study. *Activities, Adaptation & Aging* 2009 Mar 18;33(1):39–48. [doi: 10.1080/01924780902718608]
42. Hong J, Kim J, Kim SW, Kong H-J. Effects of home-based tele-exercise on sarcopenia among community-dwelling elderly adults: Body composition and functional fitness. *Experimental Gerontology* 2017 Jan;87:33–39. [doi: 10.1016/j.exger.2016.11.002]
43. Hong J, Kong H-J, Yoon H-J. Web-Based Telepresence Exercise Program for Community-Dwelling Elderly Women With a High Risk of Falling: Randomized Controlled Trial. *JMIR Mhealth Uhealth* 2018 May 28;6(5):e132. [doi: 10.2196/mhealth.9563]
44. Kuldavletova O, Pasquier F, Bigot L, Langeard A, Gauthier A, Quarck G. Videoconference-Based Adapted Physical Exercise Training Is a Good and Safe Option for Seniors. *IJERPH* 2021 Sep 7;18(18):9439. [doi: 10.3390/ijerph18189439]
45. Langeard A, Bigot L, Maffiuletti NA, Moussay S, Sesboüé B, Quarck G, Gauthier A. Non-inferiority of a home-based videoconference physical training program in comparison with the same program administered face-to-face in healthy older adults: the motion randomised controlled trial. *Age and Ageing* [Internet] 2022 Mar 1 [cited 2022 Jul 3];51(3). [doi: 10.1093/ageing/afac059]
46. Reeder B, Chung J, Stevens-Lapsley J. Current Telerehabilitation Research With Older Adults at Home: An Integrative Review. *J Gerontol Nurs* 2016 Oct;42(10):15–20. [doi: 10.3928/00989134-20160201-02]
47. Hellec J, Chorin F, Jaafar A, Guérin O, Colson SS. A clustering-based approach on functional and biomechanical parameters recorded with a pair of smart eyeglasses in elderly to determine physical performance groups (in soumission). 2022;
48. Takano E, Teranishi T, Watanabe T, Ohno K, Kitaji S, Sawa S, Kanada Y, Toba K, Kondo I. Differences in the effect of exercise interventions between prefrail older adults and older adults without frailty: A pilot study: Exercise interventions in older adults. *Geriatr Gerontol Int* 2017 Sep;17(9):1265–1269. [doi: 10.1111/ggi.12853]
49. Wolfson L, Whipple R, Amerman P, Tobin JN. Gait Assessment in the Elderly: A Gait Abnormality Rating Scale and Its Relation to Falls. *Journal of Gerontology* 1990 Jan 1;45(1):M12–M19. [doi: 10.1093/geronj/45.1.M12]
50. Podsiadlo D, Richardson S. The Timed “Up & Go”: A Test of Basic Functional Mobility for Frail Elderly Persons. *Journal of the American Geriatrics Society* 1991 Feb;39(2):142–148. [doi: 10.1111/j.1532-5415.1991.tb01616.x]

51. Jones CJ, Rikli RE, Beam WC. A 30-s Chair-Stand Test as a Measure of Lower Body Strength in Community-Residing Older Adults. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 1999 Jun;70(2):113–119. [doi: 10.1080/02701367.1999.10608028]
52. Hellec J, Chorin F, Castagnetti A, Guérin O, Colson SS. Smart Eyeglasses: A Valid and Reliable Device to Assess Spatiotemporal Parameters during Gait. *Sensors Multidisciplinary Digital Publishing Institute*; 2022 Jan;22(3):1196. [doi: 10.3390/s22031196]
53. American Thoracic Society. ATS Statement: Guidelines for the Six-Minutes Walk Test. *Am J Respir Crit Care Med* 2002;Vol 166:111–117. [doi: 10.1164/rccm.166/1/111]
54. Springer BA, Marin R, Cyhan T, Roberts H, Gill NW. Normative Values for the Unipedal Stance Test with Eyes Open and Closed: *Journal of Geriatric Physical Therapy* 2007 Apr;30(1):8–15. [doi: 10.1519/00139143-200704000-00003]
55. Cheng M-H, Chang S-F. Frailty as a Risk Factor for Falls Among Community Dwelling People: Evidence From a Meta-Analysis: Falls With Frailty. *Journal of Nursing Scholarship* 2017 Sep;49(5):529–536. [doi: 10.1111/jnu.12322]
56. Fhon JRS, Rodrigues RAP, Neira WF, Huayta VMR, Robazzi ML do CC. Fall and its association with the frailty syndrome in the elderly: systematic review with meta-analysis. *Rev esc enferm USP* 2016 Dec;50(6):1005–1013. [doi: 10.1590/s0080-623420160000700018]
57. Byrne C, Faure C, Keene DJ, Lamb SE. Ageing, Muscle Power and Physical Function: A Systematic Review and Implications for Pragmatic Training Interventions. *Sports Med* 2016 Sep;46(9):1311–1332. [doi: 10.1007/s40279-016-0489-x]
58. Moura TG de, Nagata C de A, Garcia PA. The influence of isokinetic peak torque and muscular power on the functional performance of active and inactive community-dwelling elderly: a cross-sectional study. *Brazilian Journal of Physical Therapy* 2020 May;24(3):256–263. [doi: 10.1016/j.bjpt.2019.03.003]
59. Coelho-Junior HJ, Rodrigues B, Gonçalves I de O, Asano RY, Uchida MC, Marzetti E. The physical capabilities underlying timed “Up and Go” test are time-dependent in community-dwelling older women. *Experimental Gerontology* 2018 Apr;104:138–146. [doi: 10.1016/j.exger.2018.01.025]
60. Pereira JC, Neri SGR, Vainshelboim B, Gadelha AB, Bottaro M, de Oliveira RJ, Lima RM. Normative Values of Knee Extensor Isokinetic Strength for Older Women and Implications for Physical Function. *Journal of Geriatric Physical Therapy* 2019 Oct;42(4):E25–E31. [doi: 10.1519/JPT.000000000000198]
61. Benavent-Caballer V, Sendín-Magdalena A, Lisón JF, Rosado-Calatayud P, Amer-Cuenca JJ, Salvador-Coloma P, Segura-Ortí E. Physical factors underlying the Timed “Up and Go” test in older adults. *Geriatric Nursing* 2016 Mar;37(2):122–127. [doi: 10.1016/j.gerinurse.2015.11.002]
62. Kulmala J-P, Korhonen MT, Kuitunen S, Suominen H, Heinonen A, Mikkola A, Avela J. Which muscles compromise human locomotor performance with age? *J R Soc Interface* 2014 Nov 6;11(100):20140858. [doi: 10.1098/rsif.2014.0858]
63. Wu G, Keyes L, Callas P, Ren X, Bookchin B. Comparison of Telecommunication, Community, and Home-Based Tai Chi Exercise Programs on Compliance and Effectiveness in Elders at Risk for Falls. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2010 Jun;91(6):849–856. [doi: 10.1016/j.apmr.2010.01.024]
64. Holt-Lunstad J, Smith TB, Baker M, Harris T, Stephenson D. Loneliness and Social Isolation as Risk Factors for Mortality: A Meta-Analytic Review. *Perspect Psychol Sci* 2015 Mar;10(2):227–237. [doi: 10.1177/1745691614568352]

## Synthèse de l'étude 5

L'objectif de cette étude était d'évaluer l'efficacité d'un programme de trois mois d'activité physique adaptée (APA) réalisé par visioconférence sur différents paramètres fonctionnels et musculaires. 50 participants ont complété cette étude (36 pour le groupe APA et 14 pour le groupe contrôle) en réalisant deux sessions d'évaluation des capacités physiques (i.e., pré et post programme).

Nous avons observé une amélioration de la puissance musculaire maximale des extenseurs du genou ( $P < .001$ ) ainsi que du moment de force maximale pour les quatre vitesses les plus rapides ( $P < .05$ ). Le temps pour réaliser le test du Timed Up and Go a également été amélioré pour le groupe APA ( $P = .03$ ). La proportion de participants fragiles a été significativement réduite ( $P = 0,04$ ) et la proportion de robustes a augmenté dans le groupe APA après le programme. Un effet de temps était présent pour les deux variables du test de 30 secondes de lever de chaise (i.e., nombre de levers et pic maximal d'accélération verticale lors de levers), mais aussi pour les quatre variables du test de marche de six minutes (i.e., distance totale, cadence, longueur et durée des pas). En revanche, aucune différence pré-post n'a été observée pour l'équilibre unipodal les yeux ouverts et les yeux fermés.

Un programme d'activité physique adaptée réalisé par visioconférence chez les personnes âgées permet d'améliorer de manière significative différents paramètres physiques pouvant impacter les capacités physiques. Bien que ce type de programme soit bénéfique pour cette population, il doit être utilisé en complément d'un programme en présentiel ou lorsqu'un programme en présentiel ne peut avoir lieu.

# Présentation du développement d'un algorithme de détection des chutes et de prévention du déclin des capacités physiques



## Détection des chutes

Le développement des algorithmes (i.e., détection et prévention) s'est déroulé en collaboration avec l'équipe d'algorithmie d'Elcie-Healthy. L'objectif du premier algorithme est de détecter les chutes grâce à un algorithme intégré dans la paire de lunettes connectées. Pour cela, il est nécessaire de comprendre la chronologie de la chute, cette dernière étant divisée en quatre phases (Figure 32) :

- Pré-chute : activités habituelles de la personne.
- Phase critique : période au cours de laquelle la personne âgée tombe au sol, elle est très courte soit de 300 à 500 ms.
- Phase post chute : temps pendant lequel la personne reste allongée au sol, il dépend de la capacité de la personne à se relever seule (e.g., une personne dans l'incapacité de le faire peut rester très longtemps au sol avant qu'une personne vienne la relever). Un temps important où la personne reste allongée au sol pourrait être fatal pour la personne âgée.
- Phase de recovery : la personne se relève de façon autonome après une chute ou intervention d'une tierce personne pour la relever.

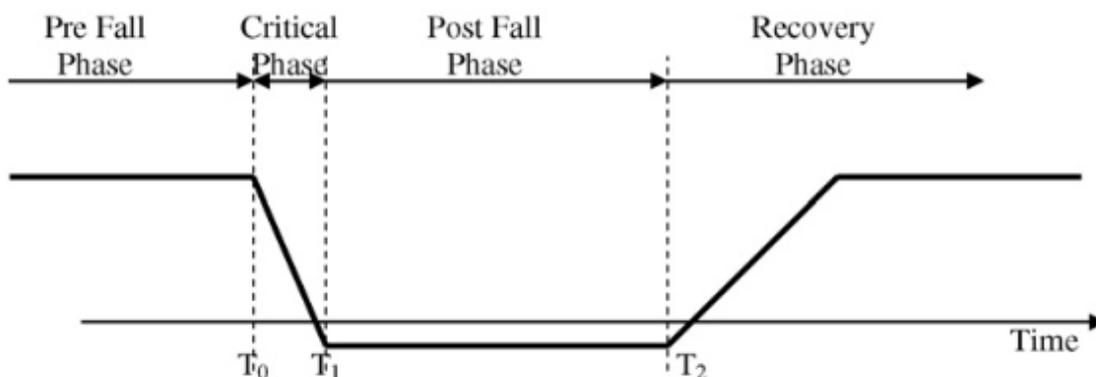


Figure 32. Quatre phases de la chute (Noury et al., 2008)

Ces quatre phases sont importantes dans la prise en charge d'une chute chez une personne âgée, elles doivent donc être identifiées et traitées avec notre algorithme de détection de la chute. Ainsi, le premier enjeu de notre algorithme est de détecter la chute (i.e., phase 2) avec les capteurs intégrés dans les lunettes, et le second consiste à alerter les aidants de la personne âgée après une chute pour diminuer le temps de la phase 3.

Pour élaborer cet algorithme de détection de la chute, il a fallu dans un premier temps, analyser les changements de position dans les trois plans de l'espace pour une personne debout

et une personne allongée au sol. En effet, lorsqu'une personne est debout la gravité s'applique principalement sur l'axe vertical de l'accéléromètre, ce qui n'est pas le cas quand la personne est allongée au sol. Dans ce cas, la gravité est présente sur l'axe médio-latéral lorsque la personne est positionnée sur le côté et sur l'axe antéro-postérieur quand la tête est face ou dos au sol. Les trois axes de l'espace sont donc à considérer lors de la création d'un algorithme de détection de la chute en situation écologique. L'accéléromètre sur l'axe vertical est couramment utilisé seul pour détecter les chutes, or un pic d'accélération maximale sur cet axe pourrait être la résultante d'une activité très dynamique (e.g., descente d'escaliers), et ainsi déclencher de fausse détection de chute. Il est donc nécessaire de combiner les capteurs des lunettes pour éviter les fausses détections (i.e., accéléromètre, baromètre et capteurs infrarouges).

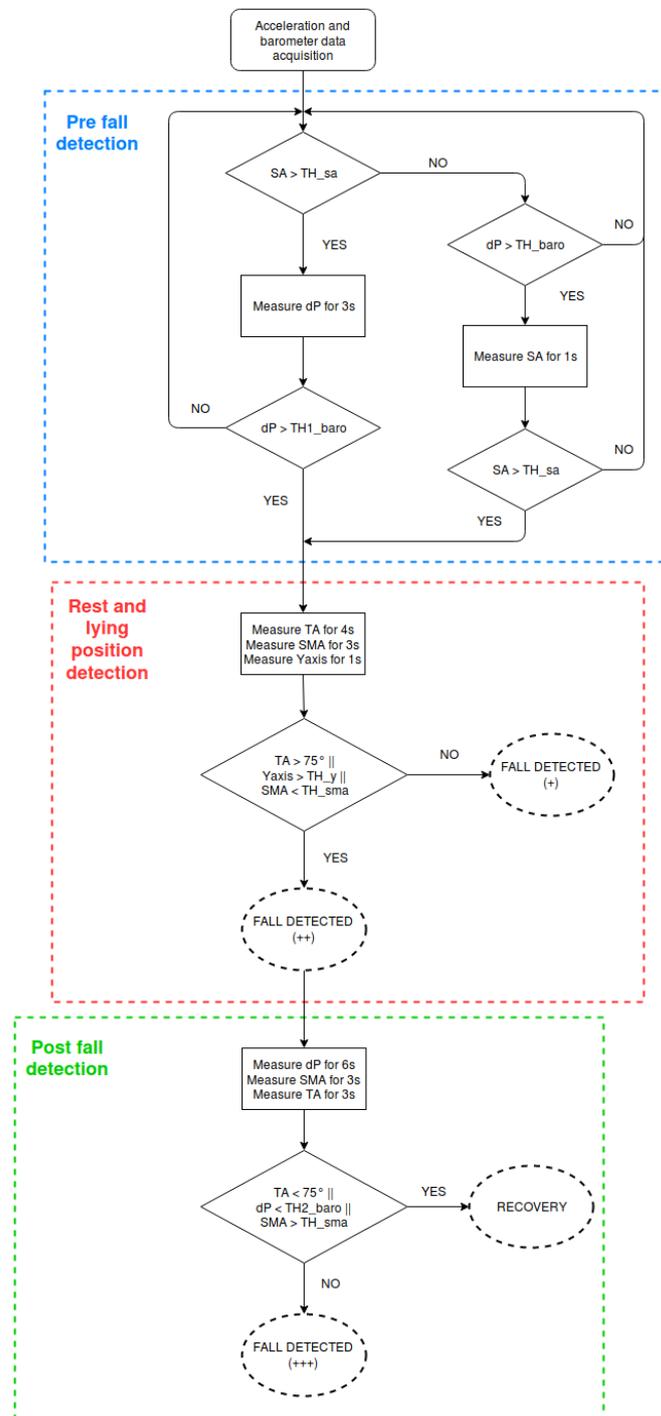
L'accéléromètre peut identifier un impact de la chute grâce à une augmentation significative de la norme de l'accélération (Équation 3). En fixant un seuil à cette norme d'accélération, il serait possible de détecter un impact entre la personne et le sol. Le baromètre quant à lui permet de mesurer des variations de pressions entre différentes positions de la personne âgée. Celui embarqué dans les lunettes connectées est assez précis pour détecter des changements d'altitudes à partir de 30 centimètres d'écart, cet écart est présent lorsqu'une personne passe de la position debout ou assise à une position allongée au sol. Une différence positive de pression atmosphérique représente un mouvement vers le bas comme une chute, à contrario une différence négative symbolise un mouvement inverse (e.g., passer de la position allongée au sol à une position debout) (Cola et al., 2017). La fixation d'un seuil permettrait de déterminer si un changement de pression est important, ce qui serait synonyme de chute. Une chute étant très rapide, moins de 3 secondes, l'analyse d'un dépassement de seuil devrait se faire sur cet intervalle de temps. Les capteurs infrarouges de proximité intégrés dans les lunettes permettent de détecter et d'analyser les clignements des yeux. Ce qui permet dans un premier temps de connaître l'état de conscience de son porteur ; une personne inconsciente ne cligne pas des yeux. Cette information permet de diagnostiquer rapidement l'état de la personne à la suite d'une chute pour une prise en charge plus adaptée. Ces capteurs détectent également si les lunettes sont portées, ce qui peut réduire le nombre de fausses alarmes. Face à ces constatations, il a été convenu avec l'équipe de développement de combiner ces trois capteurs embarqués dans les lunettes pour améliorer et augmenter la fiabilité de l'algorithme.

$$\text{Norme de l'accélération} = \sqrt{(X^2 + Y^2 + Z^2)}$$

**Équation 3.** Norme de l'accélération issue des lunettes connectées

### Configuration de l'algorithme de détection de la chute

L'algorithme de détection de la chute se décline en trois parties (Figure 33) :



**Figure 33.** Fonctionnement de l'algorithme de détection de chute avec les lunettes connectées créé par Ellcie-Healthy.

SA : norme des trois axes de l'accélération ; dP : différence de pression atmosphérique ; TA : angle d'inclinaison de la tête ; SMA : amplitude du signal accélérométrique ; Yaxis : accélération sur l'axe Y ; TH\_sa : seuil de SA, 1,3g ; TH1\_baro : seuil de chute du baromètre, 5 Pa ; TH2\_baro : seuil de recovery du baromètre, -5 Pa ; TH\_sma : seuil de détection d'inactivité, 0,05g ; TH\_y : seuil de l'accélération sur l'axe y, 1,9g.

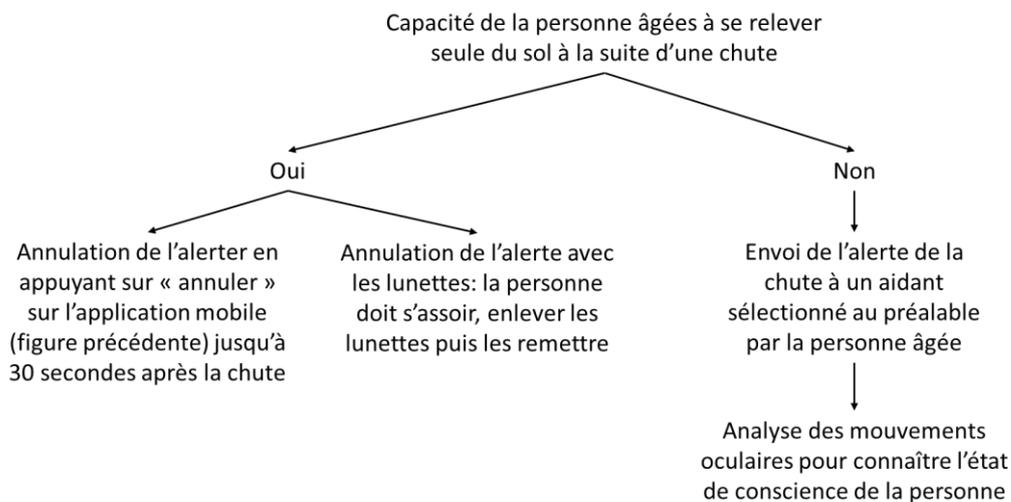
Pour un bon fonctionnement des capteurs des lunettes, il a été préférable de choisir une fréquence d'échantillonnage de 7 Hz pour le baromètre et de 26 Hz pour l'accéléromètre. Cela permet à la batterie des lunettes de durer une journée entière. Pour une analyse de toutes les activités de la vie quotidienne et des chutes, la sensibilité de l'accéléromètre a été fixée à  $\pm 8g$ .

Lorsqu'une chute est détectée par les lunettes lors de la deuxième partie, une alerte est transmise à l'application mobile (Figure 34) via Bluetooth. Un signalement est également réalisé sur les lunettes avec une petite mélodie accompagnée de lumières rouges clignotantes. Ce dispositif permet à la personne âgée de prendre conscience qu'elle a chuté.



**Figure 34.** Écran de l'application mobile en cas de détection de chute

Face à la détection de la chute, la personne âgée va agir différemment en fonction de ses capacités physiques. Soit elle peut se relever seule du sol soit elle attend de l'aide d'une tierce personne pour l'aider à la relever (Figure 35).



**Figure 35.** Possibilités présentes pour les personnes âgées subissant une chute

Lorsqu'une chute est déclarée et que la personne est incapable de se relever du sol par ses propres moyens, deux options s'offrent à elle. (1) L'aidant intervient et aide la personne à se relever ; (2) l'aidant ne répond pas à l'alerte et les services d'urgence (i.e., les pompiers, l'ambulance) sont contactés pour venir au domicile de la personne âgée afin de l'aider. Dans les deux cas, l'objectif est de réduire le temps pendant lequel la personne âgée reste allongée sur le sol.

En ce qui concerne l'aidant, il peut monitorer à distance la personne âgée en se connectant à la surface aidant dédiée (Figure 36), il pourra ainsi savoir si la personne âgée connecte ses lunettes pour garder les avantages de cette nouvelle solution, mais aussi de connaître les dates des précédentes chutes.

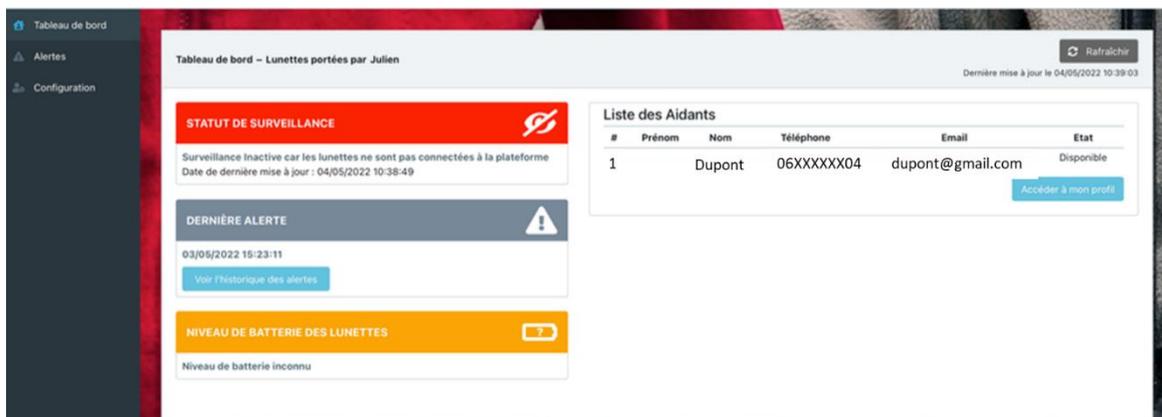


Figure 36. Surface aidante d'une personne âgée

Il existe un dernier point dans ce dispositif d'aide à la personne. Il consiste à assister la personne âgée lorsqu'elle ne se sent pas bien (e.g., malaise, tête qui tourne). Elle peut alors demander de l'aide en déclenchant manuellement une alerte. Pour cela, elle doit appuyer sur SOS de l'écran principal de l'application mobile (Figure 37). La démarche auprès de l'aidant est identique entre un déclenchement manuel ou automatique.



Figure 37. Écran principal de l'application mobile du smartphone pour la détection de la chute

## Prévention d'un déclin des capacités physiques

L'algorithme de prévention a pour objectif de monitorer quotidiennement la marche et le lever de chaise chez les personnes âgées afin de déceler précocement un potentiel déclin des capacités physiques.

En effet, une personne âgée en perte d'autonomie présente un risque de chute élevé, ce qui engendre des adaptations comportementales lors des activités de la vie quotidienne. Ces adaptations vont à court terme permettre aux personnes âgées de garder leur indépendance mais à long terme augmenter considérablement le risque de chute. Il est alors nécessaire de se préoccuper de ces adaptations afin d'intervenir le plus précocement possible avant l'arrivée d'une chute. Les principales modifications comportementales des personnes âgées sont : une réduction du périmètre de marche, une réduction du temps de marche effective, une diminution de la vitesse de marche, une réduction du nombre de lever de chaise quotidien et une augmentation du temps pour réaliser un lever de chaise.

Il est donc intéressant d'intégrer ces modifications comportementales dans l'algorithme de prévention de la chute, afin de les évaluer quotidiennement. Pour cela, il est nécessaire de détecter automatiquement les activités de la vie quotidienne telles que marcher et se lever d'une chaise. Dans un premier temps, l'analyse de la marche s'effectue grâce à l'accéléromètre des lunettes intégrant un podomètre. L'axe vertical permet la détection de tous les pas lors de la marche. Une fois que tous les pas sont identifiés, des paramètres temporels peuvent être calculés, notamment la durée des pas (en ms) (Figure 38), le temps de marche effectif (secondes) ainsi que la variabilité de la durée des pas (%).

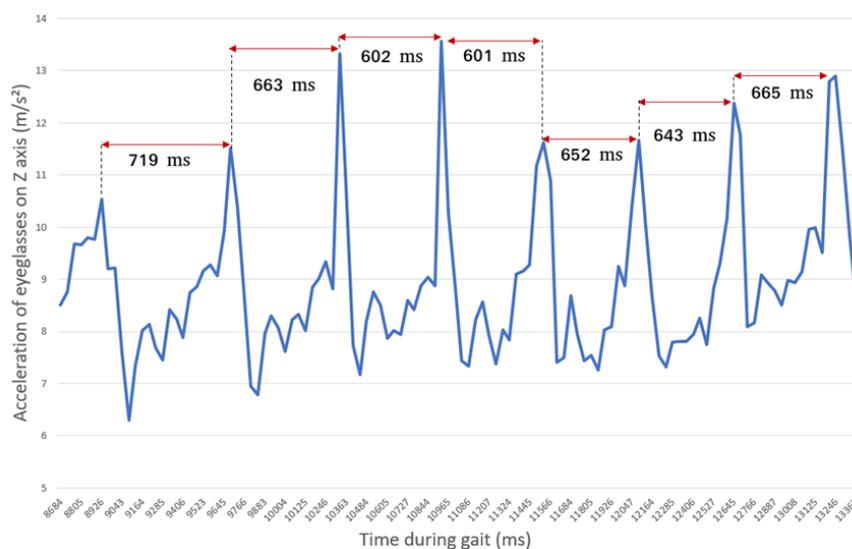


Figure 38. Durée des pas issue du signal accélérométrique des lunettes pendant la marche

La variabilité de la durée des pas s'obtient avec le calcul du coefficient de variation de la durée des pas (Équation 4). Cette variabilité permet d'évaluer la régularité de la marche chez les personnes évaluées, une faible variabilité représente une marche efficiente et donc un faible risque de chute.

*Coefficient de variation de la durée des pas*

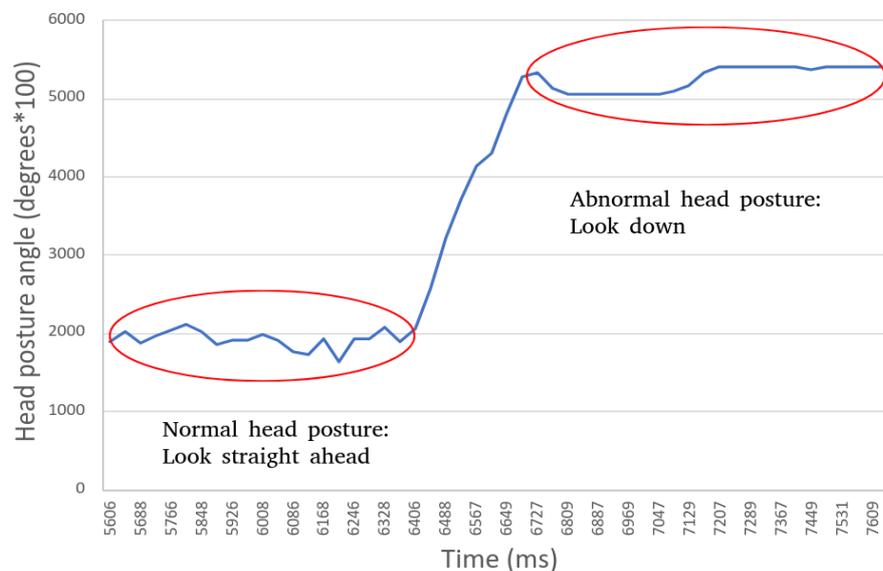
$$= \frac{\text{Ecart type de la durée des pas}}{\text{Moyenne de la durée des pas}} \times 100$$

**Équation 4.** Coefficient de variation de la durée des pas

Au cours de cette action motrice, est également mesuré l'angle d'inclinaison de la tête par rapport à l'horizontal (Équation 5). Cet angle permet de savoir si la personne marche avec la tête penchée vers le bas, ce qui est souvent présent chez les personnes âgées, ou en position neutre comme une personne jeune (Figure 39).

$$\text{Angle d'inclinaison de la tête} = \text{Arctan}\left(\frac{\text{axe antéro - postérieur}}{\text{axe vertical}}\right)$$

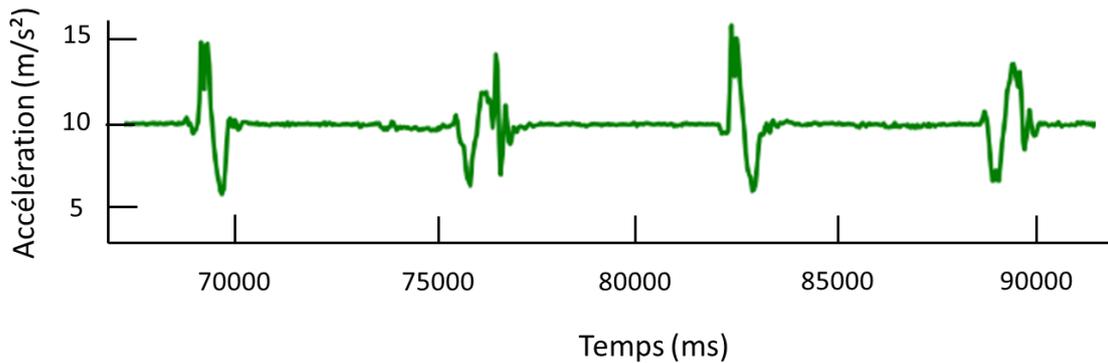
**Équation 5.** Angle d'inclinaison de la tête



**Figure 39.** Posture de la tête issue de l'accéléromètre des lunettes

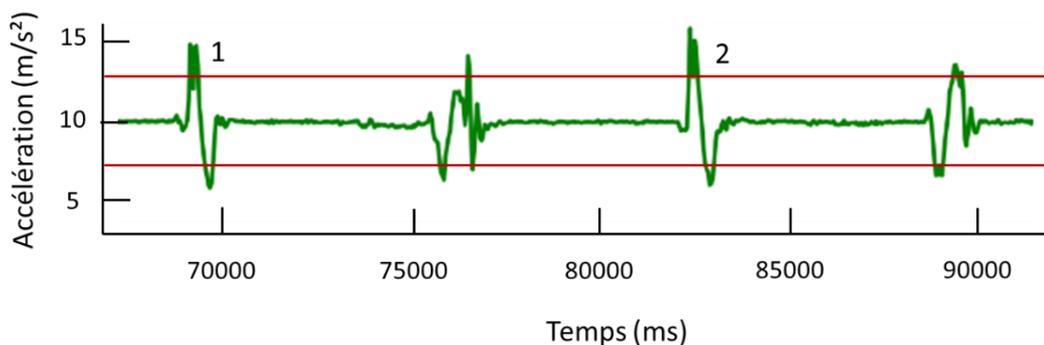
La vitesse ainsi que des paramètres spatiaux de la marche ne peuvent pas être mesurés avec un accéléromètre seul en situation écologique. Une addition de ce capteur avec un « Global Positioning System » (GPS) est alors nécessaire.

Le second mouvement récurrent lors de l'analyse des capacités physiques des personnes âgées est le lever de chaise. Un signal caractéristique est présent sur l'axe vertical de l'accéléromètre (Figure 40). En effet, pour un mouvement de lever de chaise, un pic ascendant vertical est observé suivi d'un pic descendant sur le même axe. Cette signature permet de différencier le mouvement du lever de chaise à l'assis de chaise. Pour une analyse journalière, il est nécessaire de créer un algorithme de détection automatique des levers de chaise.



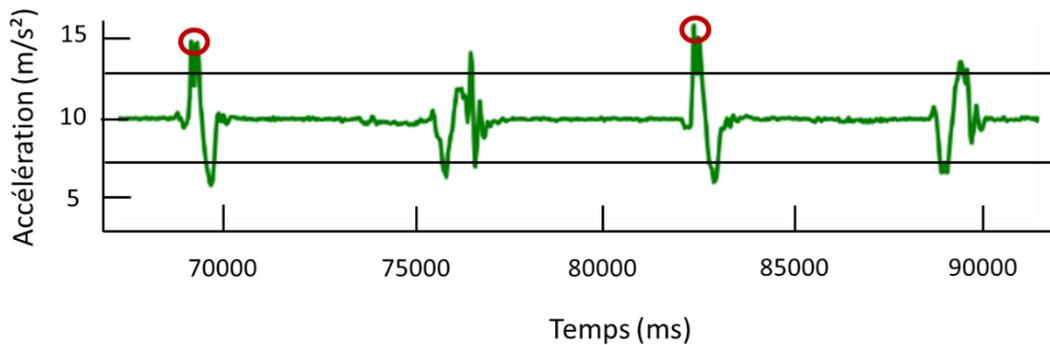
**Figure 40.** Signal caractéristique du lever de chaise avec l'accélération verticale issue des lunettes

Afin d'y parvenir, il est nécessaire de fixer deux seuils : un seuil haut et un seuil bas dans le but d'identifier les deux pics obtenus lors d'un lever de chaise (Figure 41). Un mouvement complet de lever de chaise est obtenu lorsque les deux seuils ont été franchis sur l'accélération verticale. Sur la Figure 41 deux levers de chaise ont été réalisés. Si les deux seuils ne sont pas franchis, le mouvement réalisé par la personne peut être tout autre mouvement quotidien notamment une descente d'escalier. Ainsi, une comptabilisation journalière du nombre de lever de chaise peut être réalisée. Un nombre de lever est plus faible pour une personne sédentaire par rapport à une personne non sédentaire, il est également synonyme de risque de chute plus élevé.



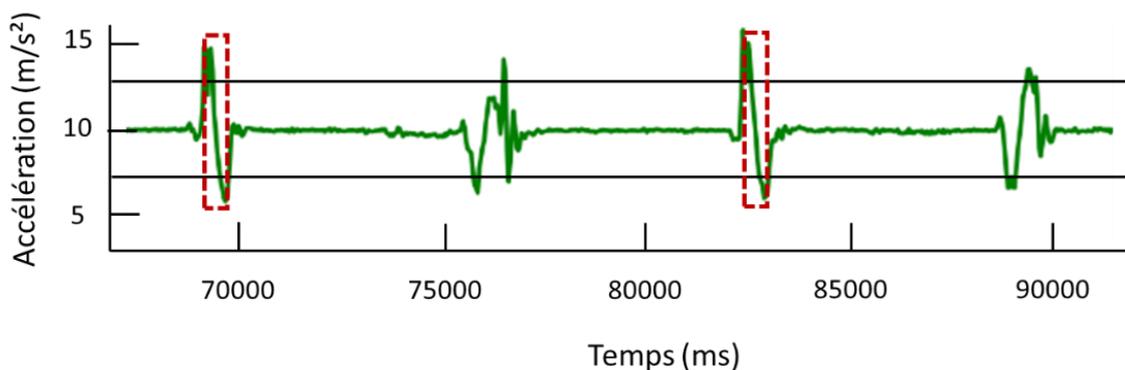
**Figure 41.** Seuils de détection du mouvement de lever de chaise

Pour une analyse approfondie de ce mouvement, l'intensité lors du lever de chaise est mesurée (Figure 42). Elle correspond au pic maximum d'accélération verticale lors du dépassement du premier seuil. Ce pic maximal obtient des valeurs faibles pour des personnes avec des risques de chute plus élevées. En effet, leur stratégie lors de ce mouvement est différente, ils vont avoir une inclinaison de leur buste vers l'avant plus importante ce qui impacte la répartition de la gravité sur les trois axes de l'espace.



**Figure 42.** Intensité du lever de chaise : pic maximal d'accélération verticale

Un paramètre temporel des levers de chaise est important à prendre en compte, il s'agit de la durée pour réaliser ce mouvement. Une personne présentant des risques de chute réalise ce mouvement avec un temps plus important qu'une personne en bonne santé sans déficit physique. Ce temps est obtenu en calculant l'intervalle de temps entre les deux seuils de détermination du lever de chaise (Figure 43).



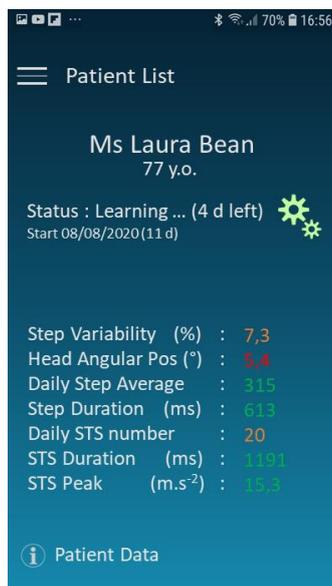
**Figure 43.** Durée d'un lever de chaise obtenue avec l'accélération verticale des lunettes

### **Fonctionnement de l'algorithme de prévention du déclin des capacités physiques**

Pour un fonctionnement optimal de l'algorithme de prévention, les personnes doivent porter les lunettes quotidiennement et les connecter à l'application mobile dédiée afin d'enregistrer les paramètres physiques de la personne. Les sept paramètres physiques utilisés dans cet algorithme sont :

1. Variabilité de la durée des pas
2. Posture moyenne de la tête
3. Temps effectif de marche
4. Nombre de pas
5. Nombre de lever de chaise
6. Durée moyenne lors des levers de chaise
7. Intensité moyenne lors des levers de chaise

L'algorithme de prévention fonctionne en trois temps. Le premier est un apprentissage global des capacités physiques des personnes âgées (Figure 44). Il permet de connaître l'état global de la personne âgée avec les sept paramètres physiques. La personne se verra attribuer un score de risque de chute entre 0 et 5 (i.e., aucun risque de chute à risque de chute élevé). Cette étape dure plusieurs jours et sera décisive pour la seconde partie de l'algorithme. Le second temps consiste à monitorer quotidiennement la personne âgée (Figure 45), en comparant les données journalières aux scores de référence de la personne (établis lors de la première étape).

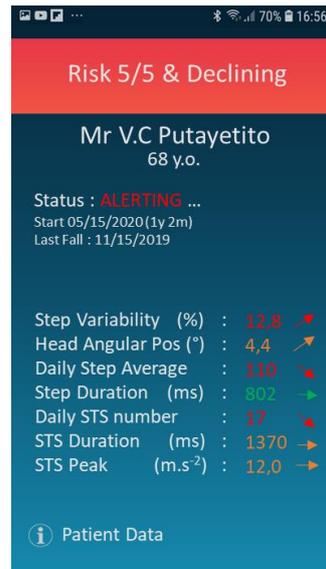


**Figure 44.** Écran de l'application mobile lors de l'apprentissage des sept paramètres physiques des personnes âgées



**Figure 45.** Écran de l'application mobile lors de la phase de surveillance de la personne âgée

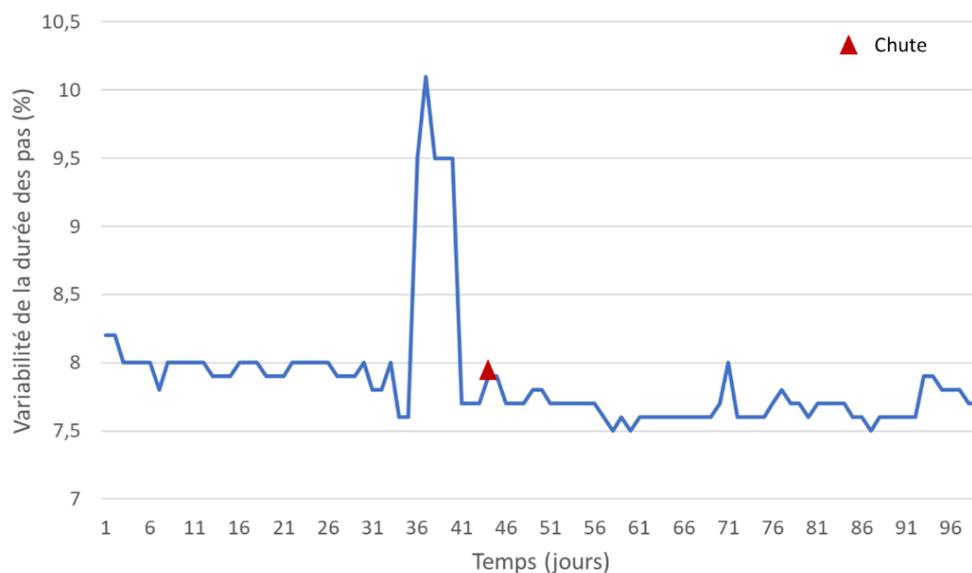
Le dernier temps de cet algorithme est l'alerte (Figure 46). Lorsqu'une évolution négative des capacités physiques est trop importante, une alerte est transmise soit aux aidants de la personne âgée soit à son médecin généraliste, afin de lui permettre d'obtenir une prise en charge rapide et efficace pour éviter à long terme une chute.



**Figure 46.** Ecran de l'application mobile lors de l'alerte d'une personne âgée dont les capacités physiques sont diminuées.

### **Application de l'algorithme de prévention du déclin des capacités physiques**

Certains paramètres de cet algorithme de prévention ont été testés chez des personnes âgées pendant plusieurs jours. Les résultats sont prometteurs car nous avons observé un pic important de la variabilité de la durée des pas chez une participante quelques jours avant sa chute (Figure 47). De plus, nous avons observé que cette personne avait une variabilité de la durée des pas plus élevée que les autres participants. Nous avons testé cet algorithme sur peu de personnes âgées, il serait intéressant de le tester sur une cohorte plus importante afin de l'affiner pour qu'il soit le plus précis possible.



**Figure 47.** Variabilité de la durée de pas d'une personne au cours du temps



# 4<sup>ème</sup> partie : Discussion générale



Le processus de vieillissement est inéluctable et préjudiciable à toutes les personnes âgées de plus de 65 ans. Les principales conséquences de ce phénomène sont la dégénérescence musculaire et visuelle, qui peut entraîner une réduction des capacités fonctionnelles, des chutes et une fragilité. Le caractère chuteur et fragile est respectivement déterminé par l'historique des chutes et par une échelle de fragilité. Le risque de chute peut également être estimé par des tests fonctionnels (e.g., le test du lever de chaise de 30 secondes), mais ces tests sont ponctuels et réalisés dans des conditions (e.g., standardisation des mouvements) qui sont parfois éloignées des situations écologiques.

La détection des chutes dans des conditions écologiques est possible grâce à des centrales inertielles intégrées dans des objets du quotidien, tels qu'une montre ou un collier. Les centrales inertielles permettent également d'évaluer différents mouvements du quotidien, notamment la marche et le lever de chaise (Montesinos et al., 2018; Taylor et al., 2014). Malgré les nombreux avantages de ces centrales, il n'existe toujours pas de consensus sur leur placement. Certains auteurs conseillent le placement de ces outils au niveau de la tête pour l'évaluation des activités de la vie quotidienne (Lindemann et al., 2005; Özdemir, 2016). Ainsi, dans le cadre de ce projet, le placement d'une centrale inertielle dans une paire de lunettes semblait pertinent pour analyser les mouvements quotidiens. Cette instrumentation (i.e., des lunettes) permettrait de détecter les chutes et de prévenir le déclin des capacités physiques des personnes âgées grâce à un monitoring quotidien.

### **1. Vérifier la fiabilité et la reproductibilité de l'accéléromètre intégré dans la paire de lunettes pour détecter les principaux mouvements de la vie quotidienne (i.e., lever de chaise et marche)**

L'instrumentation des lunettes avec un accéléromètre devait être validée pour mesurer les principaux mouvements quotidiens. A cette fin, les études 1 et 2 se sont concentrées sur les mouvements de lever de chaise et de marche, respectivement. Pour ces deux mouvements, nous avons obtenu une signature du signal de l'accélération avec les deux outils de mesure (i.e., les lunettes et l'outil de référence). Nous avons comparé certains paramètres des différents signaux entre les deux outils. En ce qui concerne le mouvement de lever de chaise, nous avons utilisé le pic d'accélération maximale verticale et antéro-postérieure pendant chaque lever. Ce paramètre est facilement identifiable sur le signal et il peut être analysé dans des conditions écologiques. Pour la marche nous avons calculé la durée des pas et la longueur des pas normalisée par la taille des membres inférieurs. Nous voulions évaluer un paramètre temporel et un paramètre

spatial. De plus, ces deux paramètres sont caractéristiques de la marche et sont altérés avec l'avancée en âge (Hausdorff et al., 2001; Houles et al., 2010), voire du risque de chute.

En ce qui concerne le mouvement de lever de chaise, une excellente fiabilité ( $0,86 < ICC < 0,91$ ) et reproductibilité (coefficient de variation  $< 7\%$  pour l'axe vertical et  $< 16\%$  pour l'axe antéro-postérieur) du paramètre est obtenu pour les deux axes d'analyse avec les lunettes. Les valeurs d'accélération verticale sont en accord avec les accélérations mesurées au niveau du centre de masse (Zijlstra et al., 2010), et les capteurs positionnés au niveau de la hanche (Regterschot et al., 2014). Ainsi, le mouvement de lever de chaise peut être évalué avec le pic d'accélération maximale verticale. Pour la détection des pics d'accélération verticale pendant la marche, nous avons d'abord filtré le signal accélérométrique brut des lunettes (Thang et al., 2012), puis personnalisé les seuils d'identification des pas pour éviter les fausses détections (Micó-Amigo et al., 2016). Nous avons obtenu une bonne fiabilité ( $ICC > 0,94$ ) et reproductibilité (coefficient de variation  $< 8\%$ ) des deux paramètres spatio-temporels, ainsi qu'une bonne comparaison entre les deux outils de mesure. De plus, les valeurs des paramètres spatio-temporels obtenues étaient proches de celles de la littérature (Silsupadol et al., 2020).

### Limites & Perspectives

Le paramètre validé pour le mouvement de lever de chaise est prometteur pour détecter la stratégie utilisée par la personne âgée lors de ce mouvement. En effet, lorsqu'une personne se lève, son accélération et sa gravité sont partagées entre les trois axes de l'espace. Ainsi, son accélération sera plus ou moins élevée sur l'axe vertical ou antéro-postérieur en fonction de sa stratégie de lever de chaise (Hughes et al., 1994). Les trois paramètres biomécaniques validés dans les deux premières études peuvent être appliqués au test du Timed Up and Go, puisque ce test combine le lever de chaise et la marche, et qu'il est couramment utilisé pour estimer le risque de chute chez les personnes âgées.

Les deux premières études de ce travail doctoral nous ont permis de valider trois paramètres biomécaniques en utilisant le signal accélérométrique des lunettes lors de tests en laboratoire. Seul deux de ces trois paramètres peuvent être évalués pour le moment dans des conditions écologiques (i.e., pic d'accélération verticale maximale lors des levers de chaise et la durée des pas). La longueur des pas (i.e., dans l'Étude 2) a été calculée à partir de la vitesse de marche connue du tapis roulant. Cependant, dans des conditions écologiques, il n'est pas possible de mesurer les paramètres spatiaux de la marche (i.e., la vitesse de marche, la longueur des pas et la distance) (Barrois et al., 2015). Pour collecter et analyser ces paramètres au quotidien, il est nécessaire d'utiliser un GPS (i.e., Global Positioning System) (Obuchi et al.,

2018; Terrier & Schutz, 2005), ce dernier pouvant être intégré dans un objet de la vie quotidienne (Crane et al., 2022; Tan et al., 2008). Dans le cadre de notre dispositif des lunettes, le GPS peut être intégré dans l'une des branches des lunettes, ce qui lui permettrait de fonctionner de manière autonome. Alternativement, les lunettes peuvent être associées à un GPS déjà intégré dans une montre ou un smartphone. En couplant un accéléromètre, un gyroscope et un GPS, il serait possible d'analyser les paramètres spatiaux au quotidien et ainsi évaluer différents paramètres de la marche des personnes âgées lors de leurs activités de la vie courante.

La validation des lunettes s'est concentrée sur le lever de chaise et la marche puisque ces deux mouvements sont récurrents et fondamentaux dans le maintien de l'indépendance des personnes âgées. En perspective, il pourrait également être intéressant de valider la reconnaissance de mouvements ou de paramètres biomécaniques impliqués dans les activités de la vie quotidienne. Après avoir identifié la signature de ces mouvements, il est nécessaire de déterminer les paramètres caractéristiques de chaque mouvement qui pourront être évalués dans des conditions écologiques.

## **2. Recueillir les données biomécaniques à partir des lunettes connectées pour catégoriser la population âgée en différents groupes de performances physiques**

Désormais, les lunettes connectées ont été validées pour mesurer le lever de chaise et la marche, et elles ont été utilisées pour évaluer les performances physiques des personnes âgées. Dans l'étude 3 de ce travail doctoral, nous avons utilisé les lunettes connectées pour évaluer différents paramètres fonctionnels et biomécaniques lors de tests cliniques. Les trois tests étaient : le test de 30 secondes de lever de chaise, le test de marche de 6 minutes et le test Timed Up Go en condition confort et rapide. Sept paramètres ont été obtenus à partir de ces tests avec les lunettes : le nombre de lever de chaise, la moyenne des pics d'accélération verticale maximale pendant les levers de chaise, la distance totale de marche pendant le test de marche de 6 minutes ainsi que la durée et la longueur des pas et le temps pour effectuer le test Timed Up and Go en condition confort et rapide.

Seul un des sept paramètres obtenus avec les lunettes (i.e., la longueur des pas) était différent entre les chuteurs et les non-chuteurs, il était plus faible chez les chuteurs que chez les non-chuteurs (Brodie et al., 2015). Ainsi, les paramètres fonctionnels et biomécaniques mesurés avec les lunettes ne permettaient pas de catégoriser notre population en se basant sur l'historique des chutes. Du point de vue de la fragilité, nous n'avons pas observé de différence entre le groupe fragile et le groupe pré-fragile. Seul le groupe robuste différait du groupe fragile

pour cinq des sept paramètres fonctionnels et biomécaniques (i.e., le nombre et la moyenne de l'accélération verticale maximale des levers de chaise, la distance totale et la longueur des pas pendant le test de marche de 6 minutes et le temps pour réaliser le test du Timed Up and Go en condition rapide). Les paramètres fonctionnels et biomécaniques ne permettent pas de différencier la population fragile et pré-fragile. Or, il est nécessaire de prévenir la fragilité afin d'éviter que les personnes catégorisées comme pré-fragiles deviennent fragiles et que les personnes robustes deviennent pré-fragiles.

L'évaluation du risque de chute détecte un potentiel déclin des capacités physiques (Cesari et al., 2014; Clegg et al., 2015). Pour ce faire, le clinicien s'appuie sur des valeurs seuils de risque de chute pour chaque test fonctionnel. Cependant, différents seuils existent pour un même test (Macfarlane et al., 2006; Silva et al., 2017) et peuvent dépendre des caractéristiques des participants. Actuellement, il n'existe pas de consensus sur les valeurs seuils pour estimer le risque de chute des personnes âgées en combinant différents tests cliniques, ce qui ne permet pas une évaluation optimale du risque de chute. Récemment, une nouvelle analyse (i.e., non-supervisée) a été introduite pour catégoriser les personnes âgées en fonction de leur risque de chute (Babič et al., 2019; Wong et al., 2021). Cependant, aucune de ces deux études n'avait catégorisé les participants sur la base des seuls paramètres physiques. A notre connaissance, notre étude 3 est donc la première à catégoriser des personnes âgées à partir des paramètres physiques obtenus avec un accéléromètre intégré dans une paire de lunettes.

Dans notre étude, trois groupes de performance physique ont été créés à partir des sept paramètres fonctionnels et biomécaniques des lunettes. Nous avons obtenu un groupe avec la performance physique la plus faible pour tous les paramètres, et ce groupe avait un taux plus élevé de personnes fragiles que les deux autres groupes (i.e., 40%). À l'inverse, le groupe le plus performant avait de meilleurs résultats pour les paramètres physiques que les deux autres groupes. Cela nous a amené à hiérarchiser les groupes en fonction de leur niveau de performance (i.e., faible, intermédiaire et élevée) (Babič et al., 2019). Cette catégorisation a généré le développement d'une équation de niveau de performance physique à partir des sept paramètres fonctionnels et biomécaniques. De plus, des différences significatives de l'âge ont été observées entre les trois groupes physiques (i.e., un âge plus élevé pour le groupe ayant les performances physiques les plus faibles) (Organisation mondiale de la Santé, 2016a). Un point fort de notre étude est que nous n'avons pas inclus l'âge dans nos variables pour déterminer les groupes, ce qui nous a permis d'identifier un effet de l'âge sur ces paramètres.

### Limites & Perspectives

La catégorisation établie dans cette étude (i.e., Étude 3) ainsi que l'équation de performance physique sont spécifiques à notre population d'étude, c'est-à-dire les personnes âgées de plus de 65 ans et indépendantes dans leurs déplacements quotidiens. Afin de généraliser ces résultats à l'ensemble de la population âgée, il est nécessaire d'étendre cette étude à un panel plus large (i.e., âge et performance physique), ce qui permettrait la création d'une équation de performance physique applicable pour une plus grande partie de la population âgée, voire d'aller vers une généralisation avec une cohorte très importante.

Dans l'étude 3 de ce travail doctoral, des paramètres fonctionnels et biomécaniques ont été obtenus avec les lunettes connectées lors de trois tests fonctionnels et ponctuels. Pour contrecarrer l'effet de ces évaluations ponctuelles, il serait intéressant de comparer les performances physiques dans le temps. Pour cela, différents tests fonctionnels avec les lunettes connectées pourraient être mis en place régulièrement (e.g., tous les mois) au domicile des personnes âgées. Ces tests pourraient être réalisés en autonomie et déclenchés manuellement par la personne âgée grâce à une fonctionnalité présente sur l'application mobile des lunettes (i.e., explication des consignes et aide au déroulement du test). Ces évaluations permettraient un suivi longitudinal des différents paramètres fonctionnels et biomécaniques afin de détecter précocement un déclin des capacités physiques grâce à l'équation de performance physique.

L'étude 3 visait à catégoriser la population âgée en fonction du niveau de performance physique afin de créer un algorithme de prévention des chutes à long terme voire de détecter la fragilité. Dans les études utilisant une analyse non-supervisée pour catégoriser la population âgée, les auteurs ont établi des groupes de risque de chute et non des groupes de performances physiques (Babič et al., 2019; Wong et al., 2021). Or, dans notre étude, nous n'avons pas établi de relation entre le niveau de performance physique, le risque de chute et l'historique des chutes. Pour y remédier, une étude prospective est nécessaire pour recueillir les chutes (i.e., le nombre, le contexte et les conséquences) de chaque participant de l'étude dans le but de valider ou non l'hypothèse suivante : les participants ayant le niveau de performance physique faible ont un taux plus élevé de chute que les deux autres groupes.

### **3. Vérifier l'acceptabilité des lunettes connectées chez les personnes âgées. Associer l'acceptabilité des lunettes avec les performances physiques des participants**

Sur la base des tests et des paramètres utilisés dans ce travail, la paire de lunettes connectées est capable de mesurer le niveau de performance physique des personnes âgées. Il était également important d'évaluer son acceptabilité chez les personnes âgées. En effet,

l'efficacité d'un dispositif dépend de son acceptabilité (Cohen et al., 2016). Dans l'étude 4 de ce travail doctoral, nous l'avons évalué à l'aide du questionnaire de l'UTAUT2 adapté en français (Hayotte et al., 2020). Ce questionnaire a l'avantage d'être parcimonieux (Alkhwaldi & Kamala, 2017; Chang, 2012) et centré sur l'utilisateur en tant que consommateur de la technologie (Venkatesh et al., 2012). Dans notre étude, 73% de la variance de l'intention comportementale est expliquée par quatre construits du questionnaire (i.e., la performance attendue, l'influence sociale, les conditions facilitatrices et l'habitude). Ce pourcentage est proche de la variance du modèle initial de 74% (Venkatesh et al., 2012). L'acceptabilité de ces lunettes semble être modérée, ce qui implique que l'acceptabilité est supérieure à celle des dispositifs déjà existants (i.e., collier et montre) (Cohen et al., 2016). Ces premiers résultats sont prometteurs pour la commercialisation des lunettes pour la détection et la prévention des chutes.

Dans ce travail doctoral, nous avons établi une association entre le niveau de performance physique obtenu lors de tests fonctionnels et deux construits de l'UTAUT2 pour l'acceptabilité des lunettes (i.e., l'effort attendu et les conditions facilitatrices). L'effort attendu est plus faible pour le groupe ayant les performances physiques les plus faibles, ce qui signifie que les personnes âgées avec les capacités fonctionnelles les plus faibles perçoivent les lunettes connectées comme plus difficiles à utiliser que les personnes avec les performances physiques plus élevées. En ce qui concerne les conditions facilitatrices, le groupe avec la performance physique la plus élevée a une meilleure acceptabilité de ce construit par rapport aux deux autres groupes. Ce résultat suggère que le niveau de performance physique des personnes âgées influence la difficulté perçue de l'utilisation des lunettes connectées, ainsi que les ressources disponibles pour les utiliser, mais pas l'intention de les utiliser. Ces résultats peuvent s'expliquer en partie par le discours de présentation des lunettes, dans lequel il était mentionné que les personnes pouvaient avoir de l'aide lors de l'utilisation du dispositif, ce qui a pu influencer de manière bénéfique les résultats de ce construit (i.e., conditions facilitatrices). De plus, nous avons observé que le groupe ayant la plus faible performance physique avait une répartition plus élevée de chuteurs que les deux autres groupes, ce qui implique que le risque de chute pourrait être associé à l'acceptabilité des lunettes, une piste à explorer dans de futures études.

### Limites & Perspectives

L'un des critères d'exclusion de cette étude, à savoir la connaissance des lunettes connectées pour la détection et la prévention des chutes, peut avoir eu un impact sur les

différents résultats. D'une part, la non-connaissance des lunettes était un biais pour l'évaluation de l'influence sociale (i.e., un construit de l'UTAUT2). En effet, les participants ne connaissaient pas les fonctionnalités du dispositif du fait de sa nouveauté, il leur était donc difficile de savoir ce que leurs proches en pensaient, ce qui aurait pu biaiser les réponses du construit de l'influence sociale. En outre, lors de l'évaluation de l'acceptabilité, nous nous sommes basés sur les aprioris des personnes âgées sur le dispositif, ce qui impliquait que les personnes âgées devaient se projeter sur sa connaissance et son utilisation. Or, se projeter n'est pas toujours facile pour les personnes âgées, notamment pour celles présentant des déficits cognitifs. De plus, dans des études précédentes, il a été montré que les personnes âgées ayant des troubles cognitifs présentent souvent une faible acceptabilité de la technologie (Thordardottir et al., 2019). Cependant, dans notre étude, nous n'avons pas évalué les capacités cognitives. Dans une étude future, il serait intéressant d'évaluer les ressources cognitives des personnes âgées afin d'établir ou non des associations entre les capacités cognitives, physiques et l'acceptabilité.

Dans cette étude (Étude 4), nous avons évalué l'acceptabilité des lunettes mais pas son acceptation. Dans une étude future, il serait intéressant de l'évaluer, ce qui permettrait de la comparer avec l'acceptabilité après le port des lunettes et/ou des séances de sensibilisation aux risques et aux conséquences des chutes. De façon originale, nous avons trouvé une association entre le niveau de performance physique des personnes âgées et l'acceptabilité des lunettes. Une perspective de cette étude serait d'évaluer l'impact d'un programme d'activité physique adaptée sur les différents construits d'acceptabilité, ce qui nous permettrait d'étudier les associations entre l'acceptation et les capacités physiques « contrôlés » des personnes âgées. La dernière perspective de cette étude est une perspective de terrain, elle consiste à évaluer l'acceptabilité des lunettes connectées avant leur utilisation. Cela permettrait d'équiper uniquement les personnes ayant une acceptabilité modérée ou supérieure, afin de maximiser l'efficacité du dispositif.

#### **4. Évaluer l'impact d'un programme d'activité physique adaptée par visioconférence pour améliorer les capacités physiques des personnes âgées**

Des programmes de prévention des chutes et du déclin des capacités physiques peuvent être mis en place dans la population âgée en proposant de l'activité physique adaptée (APA). Ces programmes sont généralement menés en présentiel, mais certains ont été réalisés par visioconférence (Bigot, 2017; Kuldavletova et al., 2021; Langeard et al., 2022). Depuis la crise sanitaire (covid-19), la part des séances réalisées par visioconférence a tendance à augmenter.

Dans notre étude 5, nous avons mis en place un programme d'APA mixte (i.e., travaillant sur différentes composantes physiques) de trois mois par visioconférence à raison de deux séances d'une heure par semaine pour des personnes âgées. Pour évaluer l'efficacité du programme, nous avons analysés les paramètres fonctionnels et musculaires des participants.

Nous avons observé des améliorations de la puissance maximale des extenseurs du genou et des moments de force maximale du même groupe musculaire aux quatre vitesses les plus rapides. Des résultats similaires ont été observé dans une étude précédente (Langeard et al., 2022). Des améliorations du temps de réalisation du test Timed Up and Go en condition confort ont également été constatées. Ces différents résultats peuvent être expliqués par une focalisation sur un travail visant à développer la puissance, en travaillant la force et la vitesse. L'absence de résultats sur les moments de force lors des deux vitesses lentes peut s'expliquer par un manque de travail de force. Le travail de force, sans notion de puissance, nécessite l'utilisation de charges lourdes. Or, cette pratique n'est pas facile à mettre en place lors de séances par visioconférence puisque les personnes utilisent des poids qu'elles ont chez elles (e.g., bouteille d'eau, boîte de conserve). En ce qui concerne le temps d'équilibre unipodal avec les yeux ouverts et les yeux fermés, il n'est pas amélioré avec ce type de programme. Ce manque de résultat peut s'expliquer par la difficulté de travailler l'équilibre par visioconférence, en effet les personnes âgées pouvaient se sentir en insécurité lors du travail en équilibre unipodal avec les yeux ouverts et les yeux fermés puisqu'elle n'étaient pas physiquement assurées par une tierce personne. Pour ce qui est du test de 30 secondes de lever de chaise, nous n'avons pas constaté d'amélioration significative du nombre de lever et de l'accélération verticale maximale moyenne. Ces résultats peuvent être expliqués par l'analyse des pics d'accélération. En effet, nous avons utilisé une moyenne de ce paramètre et un nombre total de levers de chaise, mais nous n'avons pas pris en compte la fatigue des levers de chaise précédents lors du même test. Une analyse complémentaire sur les cinq premiers levers de chaise pourrait éventuellement limiter ce biais.

### Limites & Perspectives

Les conditions sanitaires lors de l'étude 5, ne nous ont pas permis de réaliser les séances d'APA en présentiel, et nous avons donc mis en place un programme alternatif utilisant la visioconférence. D'une part, cette méthode de réalisation des séances a limité le recrutement de la population, les personnes âgées devant disposer d'un ordinateur ou d'une tablette connectée à internet. D'autre part, nous n'avons pas encore expérimenté les séances par visioconférence

auprès des personnes âgées, ce qui a contraint l'enseignant en APA à adapter le contenu de ses séances pour qu'elles puissent être réalisées par visioconférence.

Les séances d'APA par visioconférence présentent certaines limites, comme la difficulté de travailler l'équilibre mais aussi la force musculaire en utilisant des charges lourdes. Dans de futures études, il serait intéressant de combiner un programme d'APA par visioconférence avec un programme d'APA en présentiel afin d'obtenir des bénéfices sur toutes les composantes physiques travaillées. Ainsi, les composantes physiques de la force musculaire et de l'équilibre seraient travaillées lors de séances en présentiel et les autres composantes physiques (i.e., endurance et souplesse) lors des séances par visioconférence.

Une perspective à long terme est présente pour cette étude (Étude 5), elle consiste à évaluer les bénéfices d'un programme d'APA par visioconférence, pour cela il serait nécessaire de faire un suivi longitudinal chez les participants après la fin du programme, c'est-à-dire après la deuxième évaluation des capacités physiques. De plus, ces évaluations pourraient être réalisées avec la paire de lunettes connectées, ce qui permettrait un suivi régulier chez les personnes âgées.

## **5. Développement d'un algorithme de détection de la chute et d'un algorithme de prévention du déclin des capacités physiques**

La dernière partie présentée dans le cadre expérimental avait pour but d'exposer l'algorithme de détection des chutes et de prévention du déclin des capacités physiques. Concernant l'algorithme de détection, il fonctionne principalement sur des chutes dites « dures », c'est-à-dire celles où l'impact entre la personne et le sol est important, ce qui ne permet pas de détecter les chutes « molles » (e.g., chute le long d'un mur) et les malaises. De plus, cet algorithme n'a été testé que lors de chutes volontaires et nous sommes basés sur des suppositions de scénarios de chutes. Dans une étude future, il serait intéressant d'équiper un panel de personnes âgées (i.e., chuteuses et non-chuteuses) afin de tester l'algorithme, notamment pour détecter le moment où les personnes tombent.

Le deuxième algorithme présenté dans cette partie est celui de la prévention du déclin des capacités physiques. L'objectif de cet algorithme est d'évaluer quotidiennement les différents paramètres fonctionnels et biomécaniques des personnes âgées, en d'autres termes de monitorer les activités de la vie de tous les jours (Sun et al., 2021). Grâce à un suivi longitudinal des capacités physiques, une comparaison des différents paramètres évalués par les lunettes pourrait être réalisée au cours du temps. Cela permettrait de créer un profil physique de chaque

porteur des lunettes afin d'enregistrer et d'analyser l'évolution des différents paramètres fonctionnels et biomécaniques dans le temps. Ainsi, lorsqu'une évolution négative d'un ou plusieurs paramètres physiques est trop importante, une alerte serait envoyée à la personne âgée et/ou à son aidant.

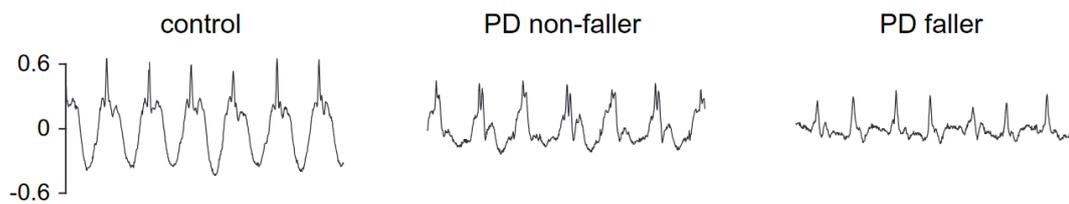
### Limites & Perspectives

La principale limite de cet algorithme est son appellation. En effet, l'objectif de la start-up était de faire un algorithme de prévention des chutes, mais pour cela il est nécessaire de faire un suivi longitudinal avec les lunettes connectées chez les personnes âgées en répertoriant leurs chutes en précisant les dates et les causes des chutes. Cela permettrait d'analyser les différents paramètres fonctionnels et biomécaniques avant que la chute n'ait lieu. Cette analyse permettrait de réaliser une échelle de risque de chute basée, pour le moment, sur les deux mouvements de la vie quotidienne que nous avons validés dans le cadre de ce travail.

L'algorithme de prévention du déclin des capacités physiques présente une perspective technique majeure. Elle consiste à réaliser une classification des activités de la vie quotidienne avec l'accéléromètre des lunettes spécifiques pour les personnes âgées. Pour réaliser cette classification, il est nécessaire de segmenter le signal accélérométrique (Fleury et al., 2009) en différents signaux de signatures caractéristiques de chaque mouvement (i.e., marche, lever de chaise, montée et descente d'escaliers) au cours des différentes activités de la vie quotidienne (Duncan et al., 2018). Une fois la segmentation réalisée, un algorithme de reconnaissance d'activité pourra être développé en utilisant du machine Learning (Albahri et al., 2021; Bolhasani et al., 2021).

Une deuxième perspective technique de cet algorithme est présente, elle concerne le suivi actimétrique avec les lunettes connectées. Ce suivi permettrait, d'une part, d'estimer le temps de sédentarité des porteurs des lunettes (Sasaki et al., 2011), grâce à l'identification du signal de la position assise et debout (Aguilar-Farías et al., 2014). Le temps de sédentarité pourrait ainsi être ajouté à l'algorithme de prévention. Cela permettrait de comptabiliser le temps de sédentarité pour le comparer dans le temps (e.g., un temps de sédentarité plus élevé cette semaine que la semaine précédente). L'augmentation du temps de sédentarité implique que la personne reste assise pendant de plus longues périodes, ce qui peut être préjudiciable à sa santé physique. Le suivi actimétrique avec les lunettes pourrait, d'autre part, quantifier les activités de la vie quotidienne. Ainsi, un profil type de la journée ou de la semaine de la personne portant les lunettes pourrait être réalisé grâce à du machine Learning, ce qui permettrait de comparer la personne à elle-même dans le temps.

La dernière perspective de ce travail doctoral s'inscrit dans le long terme. Elle concerne l'utilisation des lunettes connectées intégrant un accéléromètre et un GPS pour obtenir des paramètres fonctionnels et biomécaniques afin de prévenir et diagnostiquer différentes pathologies neurodégénératives, telles que Parkinson et Alzheimer. En ce qui concerne la maladie de Parkinson, des différences dans les patterns d'accélération de la marche ont été observées entre des personnes sans pathologie, des personnes atteintes de Parkinson non chuteuses et des personnes atteintes de Parkinson chuteuses (Figure 48) (Latt et al., 2009).



**Figure 48.** Exemple d'un signal accélérométrique de la marche pour trois populations obtenu avec un accéléromètre placé au niveau de la tête (PD : Maladie de Parkinson) (Latt et al., 2009)

La différence du signal accélérométrique entraîne des modifications des paramètres spatiaux (Blin et al., 1990) et temporels (Hausdorff et al., 1998) ainsi qu'une augmentation de la variabilité de la marche (Ellis et al., 2015), notamment la durée et la longueur des pas (Latt et al., 2009). Ces paramètres sont également caractérisés comme des facteurs identifiables de cette pathologie (Lord et al., 2011). Dans cette perspective, certains auteurs (Ellis et al., 2015), ont évalué la variabilité de la marche avec une application mobile chez des personnes atteintes de la maladie de Parkinson. Chez les personnes atteintes de la maladie d'Alzheimer, les paramètres de la marche sont également altérés, notamment la vitesse, la symétrie et la régularité (Gillain et al., 2016). De plus, des auteurs (Pieruccini-Faria et al., 2021) ont établi un lien entre une variabilité élevée des paramètres de la marche et une faible performance cognitive distinguant la maladie d'Alzheimer des autres pathologies neurodégénératives. Ainsi, les lunettes connectées pourraient être utilisées pour monitorer et évaluer la variabilité de la marche dans des conditions écologiques dans le but de prévenir et/ou de diagnostiquer ces deux pathologies. Une détection précoce de la maladie permettrait de mettre en place des traitements pour la retarder au maximum.

## Conclusion

Dans ce travail doctoral, nous nous sommes intéressés à deux conséquences majeures du vieillissement, à savoir les chutes et la fragilité. Nous avons mis en évidence la nécessité d'évaluer les capacités physiques des personnes âgées en condition écologique avec un objet du quotidien. Dans notre travail, nous avons utilisé des lunettes connectées intégrant une centrale inertielle pour prévenir le déclin des capacités physiques. Dans un premier temps, nous avons validé les lunettes pour l'analyse de différents paramètres (i.e., le pic d'accélération maximale verticale et les paramètres spatio-temporels) des deux principaux mouvements des activités de la vie quotidienne, à savoir le lever de chaise et la marche. Nous avons ensuite évalué l'acceptabilité des lunettes. Nous avons obtenu des résultats encourageants pour la commercialisation des lunettes pour la détection et la prévention des chutes. En effet, l'acceptabilité de ce dispositif est modérée et est supérieure aux autres outils de détection des chutes. Ensuite, à des fins de prévention, nous avons testé un programme d'activité physique adaptée par visioconférence chez les personnes âgées. Nous avons constaté que ce mode de diffusion des séances est une bonne alternative aux séances en présentielle.

Les lunettes connectées nous ont permis d'évaluer sept paramètres fonctionnels et biomécaniques des personnes âgées lors de tests cliniques. Dans l'étude 3, nous avons utilisé ces paramètres pour catégoriser la population âgée en trois groupes distincts de performance physique, mais aussi pour créer une équation de performance physique de notre population. Les paramètres physiques des lunettes connectées qui peuvent être analysés dans des conditions écologiques ont été utilisés pour créer un algorithme permettant de prévenir le déclin des capacités physiques.

L'objectif de l'algorithme de prévention est de monitorer les activités de la vie quotidienne des personnes âgées. Cela permettrait un suivi actimétrique des personnes, mais aussi une comparaison longitudinale des différents paramètres fonctionnels et biomécaniques. L'objectif final est de détecter précocement un déclin des capacités physiques afin de prévenir à long terme les chutes et la fragilité et ainsi augmenter l'espérance de vie sans incapacité.

## Bibliographie

- Abellan Van Kan, G., Rolland, Y., Andrieu, S., Bauer, J., Beauchet, O., Bonnefoy, M., Cesari, M., Donini, L. M., Gillette-Guyonnet, S., Inzitari, M., Nourhashemi, F., Onder, G., Ritz, P., Salva, A., Visser, M., & Vellas, B. (2009). Gait speed at usual pace as a predictor of adverse outcomes in community-dwelling older people an International Academy on Nutrition and Aging (IANA) Task Force. *The Journal of Nutrition, Health & Aging*, *13*(10), 881-889. <https://doi.org/10.1007/s12603-009-0246-z>
- Agarwal, S., & Kiely, P. D. W. (2006). Two simple, reliable and valid tests of proximal muscle function, and their application to the management of idiopathic inflammatory myositis. *Rheumatology*, *45*(7), 874-879. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/kel017>
- Aguilar-Farías, N., Brown, W. J., & Peeters, G. M. E. E. (Geeske). (2014). ActiGraph GT3X+ cut-points for identifying sedentary behaviour in older adults in free-living environments. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *17*(3), 293-299. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.07.002>
- Albahri, A. S., Alwan, J. K., Taha, Z. K., Ismail, S. F., Hamid, R. A., Zaidan, A. A., Albahri, O. S., Zaidan, B. B., Alamoodi, A. H., & Alsalem, M. A. (2021). IoT-based telemedicine for disease prevention and health promotion : State-of-the-Art. *Journal of Network and Computer Applications*, *173*, 102873. <https://doi.org/10.1016/j.jnca.2020.102873>
- Albinet, C. (2008). Vieillesse, activité physique et cognition. *Science & Motricité*, *63*, 9-36. <https://doi.org/10.3917/sm.063.0009>
- Alexander, N. B., Schultz, A. B., & Warwick, D. N. (1991). Rising From a Chair : Effects of Age and Functional Ability on Performance Biomechanics. *Journal of Gerontology*, *46*(3), M91-M98. <https://doi.org/10.1093/geronj/46.3.M91>
- Alexandre, T. S., Meira, D. M., Rico, N. C., & Mizuta, S. K. (2012). Accuracy of Timed Up and Go Test for screening risk of falls among community-dwelling elderly. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, *16*(5), 381-388. <https://doi.org/10.1590/S1413-35552012005000041>
- Alkhwaldi, A. F. A., & Kamala, M. (2017). Why Do Users Accept Innovative Technologies ? A Critical Review of Models and Theories. *Journal of Multidisciplinary Engineering Science and Technology*, *4*(8):7962-7971.
- Almeida, O., Zhang, M., & Liu, J.-C. (2007). Dynamic Fall Detection and Pace Measurement in Walking Sticks. *2007 Joint Workshop on High Confidence Medical Devices, Software, and Systems and Medical Device Plug-and-Play Interoperability*, 204-206. <https://doi.org/10.1109/HCMDSS-MDPnP.2007.28>
- American Geriatrics Society, British Geriatrics Society, & American Academy of Orthopaedic Surgeons Panel on Falls Prevention. (2001). Guideline for the Prevention of Falls in Older Persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, *49*(5), 664-672. <https://doi.org/10.1046/j.1532-5415.2001.49115.x>
- Ansai, J. H., Aurichio, T. R., Gonçalves, R., & Rebelatto, J. R. (2016). Effects of two physical exercise protocols on physical performance related to falls in the oldest old : A randomized controlled trial: Exercises protocols in oldest old. *Geriatrics & Gerontology International*, *16*(4), 492-499. <https://doi.org/10.1111/ggi.12497>
- Aussel, C., Woelffle, E., Lemoigne, P., Depailler, L., & Bouillanne, O. (2013). Une nouvelle stratégie nutritionnelle pour lutter contre la dénutrition et la sarcopénie : Le régime protéique pulsé. *Cahiers de Nutrition et de Diététique*, *48*(1), 33-40. <https://doi.org/10.1016/j.cnd.2012.11.001>
- Aziz, O., Musngi, M., Park, E. J., Mori, G., & Robinovitch, S. N. (2017). A comparison of accuracy of fall detection algorithms (threshold-based vs. Machine learning) using waist-mounted tri-axial

- accelerometer signals from a comprehensive set of falls and non-fall trials. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 55(1), 45-55. <https://doi.org/10.1007/s11517-016-1504-y>
- Azizah Mbourou, G., Lajoie, Y., & Teasdale, N. (2003). Step Length Variability at Gait Initiation in Elderly Fallers and Non-Fallers, and Young Adults. *Gerontology*, 49(1), 21-26. <https://doi.org/10.1159/000066506>
- Babič, F., Trtica Majnarić, L., Bekić, S., & Holzinger, A. (2019). Machine Learning for Family Doctors : A Case of Cluster Analysis for Studying Aging Associated Comorbidities and Frailty. In A. Holzinger, P. Kieseberg, A. M. Tjoa, & E. Weippl (Éds.), *Machine Learning and Knowledge Extraction* (Vol. 11713, p. 178-194). Springer International Publishing. [https://doi.org/10.1007/978-3-030-29726-8\\_12](https://doi.org/10.1007/978-3-030-29726-8_12)
- Bagalà, F., Becker, C., Cappello, A., Chiari, L., Aminian, K., Hausdorff, J. M., Zijlstra, W., & Klenk, J. (2012). Evaluation of Accelerometer-Based Fall Detection Algorithms on Real-World Falls. *PLoS ONE*, 7(5), e37062. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0037062>
- Baker, M. K., Atlantis, E., & Fiatarone Singh, M. A. (2007). Multi-modal exercise programs for older adults. *Age and Ageing*, 36(4), 375-381. <https://doi.org/10.1093/ageing/afm054>
- Balier, C., Bourlière, F., Druenne-Ferry, M., Paillat, P., & Péquignit, H. (2011). *Gérontologie* (Encyclopedia Universalis). <https://www.universalis.fr/encyclopedie/gerontologie/>
- Barralon, P. (2005). *Classification et Fusion de Données Actimétriques pour la Télévigilance Médicale : Elaboration et Validation Expérimentale chez la Personne Jeune et Agée*. 230.
- Barrois, R., Vidal, P.-P., & Ricard, D. (2015). Nouvelles techniques de quantification de la marche applicables en pratique clinique. *Pratique Neurologique - FMC*, 6(4), 282-292. <https://doi.org/10.1016/j.praneu.2015.10.009>
- Barry, E., Galvin, R., Keogh, C., Horgan, F., & Fahey, T. (2014). Is the Timed Up and Go test a useful predictor of risk of falls in community dwelling older adults : A systematic review and meta-analysis. *BMC Geriatrics*, 14(1), 14. <https://doi.org/10.1186/1471-2318-14-14>
- Barth, N., Hupin, D., Roche, F., Celarier, T., & Bongue, B. (2018). La prescription de l'activité physique adaptée chez le sujet âgé : De l'intention à la réalité. *NPG Neurologie - Psychiatrie - Gériatrie*, 18(105), 155-161. <https://doi.org/10.1016/j.npg.2017.10.002>
- Batsis, J. A., & Villareal, D. T. (2018). Sarcopenic obesity in older adults : Aetiology, epidemiology and treatment strategies. *Nature Reviews Endocrinology*, 14(9), 513-537. <https://doi.org/10.1038/s41574-018-0062-9>
- Beauchet, O., & Berrut, G. (2006). Marche et double tâche : Définition, intérêts et perspectives chez le sujet âgé. *Psychol NeuroPsychiatr Vieil*, 4, 11.
- Beauchet, O., Eynard-Valhorgues, F., Blanchon, M. A., Terrat, C., & Gonthier, R. (2000). Factors contributing to falls in elderly subjects leading to acute-care hospitalization. *Presse Medicale (Paris, France: 1983)*, 29(28), 1544-1548.
- Beauchet, O., Fantino, B., Allali, G., Muir, S. W., Montero-Odasso, M., & Annweiler, C. (2011). Timed up and go test and risk of falls in older adults : A systematic review. *JNHA: Geriatric Science*, 15(10), 933-938. <https://doi.org/10.1007/s12603-011-0062-0>
- BEH. (2007). *Chute* (p. 37-38) [BEH thématique].
- Berg, K. O., Wood-Dauphinee, S. L., Williams, J. I., & Maki, B. (1992). Measuring Balance in the Elderly : Validation of an Instrument. *Canadian Journal of Public Health / Revue Canadienne de Sante Publique*, 83, S7-S11. <https://doi.org/10.2307/41990843>
- Bernard, M.-M., Janson, F., Flora, P. K., Faulkner, G. E. J., Meunier-Norman, L., & Fruhwirth, M. (2009). Videoconference-Based Physiotherapy and Tele-Assessment for Homebound Older Adults : A Pilot Study. *Activities, Adaptation & Aging*, 33(1), 39-48. <https://doi.org/10.1080/01924780902718608>

- Bernard, P. L., Ninot, G., Allard, C., Herbaux, I., & Jeandel, C. (2008). Prévention de la perte d'autonomie par l'information et l'action : La méthode Posture – Equilibration – Motricité et Education pour la Santé (PEM-ES). *La Revue de Gériatrie*, 11.
- Bigot, L. (2017). *Impact d'un programme d'activités physiques adaptées sur la qualité de vie et les caractéristiques physiologiques de personnes âgées : Utilisation d'un système de visioconférence collective*. Normandie Université.
- Billaud, S., & Gramain, A. (2014). L'aide aux personnes âgées n'est-elle qu'une affaire de femmes ? : *Regards croisés sur l'économie*, n° 15(2), 264-276. <https://doi.org/10.3917/rce.015.0264>
- Billig, A. R., Feng, N. C., Behforuzi, H., McFeeley, B. M., Nicastrì, C. M., & Daffner, K. R. (2020). Capacity-limited resources are used for managing sensory degradation and cognitive demands : Implications for age-related cognitive decline and dementia. *Cortex*, 133, 277-294. <https://doi.org/10.1016/j.cortex.2020.09.005>
- Binder, E. F., Schechtman, K. B., Ehsani, A. A., Steger-May, K., Brown, M., Sinacore, D. R., Yarasheski, K. E., & Holloszy, J. O. (2002). Effects of Exercise Training on Frailty in Community-Dwelling Older Adults : Results of a Randomized, Controlled Trial. *Journal of the American Geriatrics Society*, 50(12), 1921-1928. <https://doi.org/10.1046/j.1532-5415.2002.50601.x>
- Blain, H., Vuillemin, A., Blain, A., & Jeandel, C. (2000). *Les effets préventifs de l'activité physique chez les personnes âgées*.
- Blin, O., Ferrandez, A. M., & Serratrice, G. (1990). Quantitative analysis of gait in Parkinson patients : Increased variability of stride length. *Journal of the Neurological Sciences*, 98(1), 91-97. [https://doi.org/10.1016/0022-510X\(90\)90184-O](https://doi.org/10.1016/0022-510X(90)90184-O)
- Bloch, F., Thibaud, M., Dugué, B., Brèque, C., Rigaud, A.-S., & Kemoun, G. (2011). Psychotropic Drugs and Falls in the Elderly People : Updated Literature Review and Meta-Analysis. *Journal of Aging and Health*, 23(2), 329-346. <https://doi.org/10.1177/0898264310381277>
- Bohannon, R. W. (2015). Daily sit-to-stands performed by adults : A systematic review. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(3), 939-942. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.939>
- Bohannon, R. W., Larkin, P. A., Cook, A. C., Gear, J., & Singer, J. (1984). Decrease in Timed Balance Test Scores with Aging. *Physical Therapy*, 64(7), 1067-1070. <https://doi.org/10.1093/ptj/64.7.1067>
- Bolhasani, H., Mohseni, M., & Rahmani, A. M. (2021). Deep learning applications for IoT in health care : A systematic review. *Informatics in Medicine Unlocked*, 23, 100550. <https://doi.org/10.1016/j.imu.2021.100550>
- Bonnefoy, M. (2004). Sarcopenie, fonction musculaire et prevention. *Nutrition Clinique et Métabolisme*, 18(4), 175-180. <https://doi.org/10.1016/j.nupar.2004.09.005>
- Bonnefoy, M., Boutitie, F., Mercier, C., Gueyffier, F., Carre, C., Guetemme, G., Ravis, B., Laville, M., & Cornu, C. (2012). Efficacy of a home-based intervention programme on the physical activity level and functional ability of older people using domestic services : A randomised study. *The Journal of Nutrition, Health & Aging*, 16(4), 370-377. <https://doi.org/10.1007/s12603-011-0352-6>
- Boulgarides, L. K., McGinty, S. M., Willett, J. A., & Barnes, C. W. (2003). Use of Clinical and Impairment-Based Tests to Predict Falls by Community-Dwelling Older Adults. *Physical Therapy*, 83(4), 328-339. <https://doi.org/10.1093/ptj/83.4.328>
- Bourke, A. K., & Lyons, G. M. (2008). A threshold-based fall-detection algorithm using a bi-axial gyroscope sensor. *Medical Engineering & Physics*, 30(1), 84-90. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2006.12.001>
- Braun, K. L. (2017). *HHS Public Access*. 21(5), 64-70.

- Brodie, M. A., Lord, S. R., Coppens, M. J., Annegarn, J., & Delbaere, K. (2015). Eight-Week Remote Monitoring Using a Freely Worn Device Reveals Unstable Gait Patterns in Older Fallers. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 62(11), 2588-2594. <https://doi.org/10.1109/TBME.2015.2433935>
- Brown, A. P. (1999). Reducing falls in elderly people: A review of exercise interventions. *Physiotherapy Theory and Practice*, 15(2), 59-68. <https://doi.org/10.1080/095939899307775>
- Brown, M., Sinacore, D. R., Ehsani, A. A., Binder, E. F., Holloszy, J. O., & Kohrt, W. M. (2000). Low-Intensity exercise as a modifier of physical frailty in older adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(7), 960-965. <https://doi.org/10.1053/apmr.2000.4425>
- Buatois, S., & Bénétos, A. (2011). Mise en place d'une échelle clinique simple pour évaluer le risque de chutes répétées chez les seniors. *Kinésithérapie, la Revue*, 11(111), 45-48. [https://doi.org/10.1016/S1779-0123\(11\)75077-X](https://doi.org/10.1016/S1779-0123(11)75077-X)
- Buatois, S., Miljkovic, D., Manckoundia, P., Gueguen, R., Miget, P., Vancon, G., Perrin, P., & Benetos, A. (2008). Five times sit to stand test is a predictor of recurrent falls in healthy community-living subjects aged 65 and older: Letters to the editor. *Journal of the American Geriatrics Society*, 56(8), 1575-1577. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2008.01777.x>
- Buchman, A. S., Wilson, R. S., Boyle, P. A., Bienias, J. L., & Bennett, D. A. (2007). Change in Motor Function and Risk of Mortality in Older Persons: Change in motor function and mortality. *Journal of the American Geriatrics Society*, 55(1), 11-19. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2006.01032.x>
- Butler-Browne, G., & Bigard, A.-X. (2006). Caractéristiques du vieillissement musculaire et effets préventifs de l'exercice régulier. *Science & Sports*, 21(4), 184-193. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2006.03.005>
- Byrne, C., & Faure, C. (2016). Ageing, Muscle Power and Physical Function: A Systematic Review and Implications for Pragmatic Training Interventions. *Sports Medicine*, 46(9), 1311-1332. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0489-x>
- Cadore, E. L., Rodríguez-Mañas, L., Sinclair, A., & Izquierdo, M. (2013). Effects of Different Exercise Interventions on Risk of Falls, Gait Ability, and Balance in Physically Frail Older Adults: A Systematic Review. *Rejuvenation Research*, 16(2), 105-114. <https://doi.org/10.1089/rej.2012.1397>
- Campbell, M. J., McComas, A. J., & Petito, F. (1973). Physiological changes in ageing muscles. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 36(2), 174-182. <https://doi.org/10.1136/jnnp.36.2.174>
- Carter, S. E., Campbell, E. M., Sanson-Fisher, R. W., Redman, S., & Gillespie, W. J. (1997). Environmental hazards in the homes of older people. *Age and Ageing*, 26(3), 195-202. <https://doi.org/10.1093/ageing/26.3.195>
- Caspersen, C. J., Powell, K. E., & Christenson, G. M. (1985). Physical activity, exercise, and physical fitness: Definitions and distinctions for health-related research. *Public Health Reports (Washington, D.C.: 1974)*, 100(2), 126-131.
- Catinus, L., & Grenard, R. (2009). Tests cliniques et cinématique 3D. *revue des questions scientifiques*, 12.
- Cavagnoud, S., Losson, M., & Rossel, B. (2011). *La confusion aiguë chez la personne âgée: Prévenir et dépister*.
- Cerrito, A., Bichsel, L., Radlinger, L., & Schmid, S. (2015). Reliability and validity of a smartphone-based application for the quantification of the sit-to-stand movement in healthy seniors. *Gait & Posture*, 41(2), 409-413. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.11.001>

- Cesari, M., Gambassi, G., Abellan van Kan, G., & Vellas, B. (2014). The frailty phenotype and the frailty index : Different instruments for different purposes. *Age and Ageing*, 43(1), 10-12. <https://doi.org/10.1093/ageing/aft160>
- Chang, A. (2012). UTAUT and UTAUT 2 : A Review and Agenda for Future Research. *The Winners*, 13(2), 10. <https://doi.org/10.21512/tw.v13i2.656>
- Chau, J. Y., Grunseit, A. C., Chey, T., Stamatakis, E., Brown, W. J., Matthews, C. E., Bauman, A. E., & van der Ploeg, H. P. (2013). Daily Sitting Time and All-Cause Mortality : A Meta-Analysis. *PLoS ONE*, 8(11), e80000. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0080000>
- Cheng, M.-H., & Chang, S.-F. (2017). Frailty as a Risk Factor for Falls Among Community Dwelling People : Evidence From a Meta-Analysis: Falls With Frailty. *Journal of Nursing Scholarship*, 49(5), 529-536. <https://doi.org/10.1111/jnu.12322>
- Cherni, Y. (2020). Stratégies d'optimisation d'utilisation d'un exosquelette pour la réadaptation locomotrice des patients avec des troubles neuromoteurs. *Thèse*, 228.
- Chevalier, P. (2008). Prévention des chutes chez les personnes âgées. *Société Scientifique de Médecine Générale*, 32.
- Chodzko-Zajko, W. J., Proctor, D. N., Fiatarone Singh, M. A., Minson, C. T., Nigg, C. R., Salem, G. J., & Skinner, J. S. (2009). Exercise and Physical Activity for Older Adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(7), 1510-1530. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181a0c95c>
- Chorin, F. (2014). *Caractérisation biomécanique et physiologique du processus de vieillissement de la fonction motrice : Application au test du lever de chaise* [These]. Université du Maine.
- Chorin, F., Cornu, C., Beaune, B., Frère, J., & Rahmani, A. (2015). Sit to stand in elderly fallers vs non-fallers : New insights from force platform and electromyography data. *Aging Clinical and Experimental Research*, 28(5), 871-879. <https://doi.org/10.1007/s40520-015-0486-1>
- Clark, B. C., & Manini, T. M. (2008). Sarcopenia != Dynapenia. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 63(8), 829-834. <https://doi.org/10.1093/gerona/63.8.829>
- Clark, B. C., & Manini, T. M. (2010). Functional consequences of sarcopenia and dynapenia in the elderly: *Current Opinion in Clinical Nutrition and Metabolic Care*, 13(3), 271-276. <https://doi.org/10.1097/MCO.0b013e328337819e>
- Clark, B. C., & Manini, T. M. (2012). What is dynapenia? *Nutrition*, 28(5), 495-503. <https://doi.org/10.1016/j.nut.2011.12.002>
- Clegg, A., Rogers, L., & Young, J. (2015). Diagnostic test accuracy of simple instruments for identifying frailty in community-dwelling older people : A systematic review. *Age and Ageing*, 44(1), 148-152. <https://doi.org/10.1093/ageing/afu157>
- Cohen, C., Kappel, T., & Verloo, H. (2016). Acceptability of an intelligent wireless sensor system for the rapid detection of health issues : Findings among home-dwelling older adults and their informal caregivers. *Patient Preference and Adherence*, Volume 10, 1687-1695. <https://doi.org/10.2147/PPA.S113805>
- Cohen, H. J., Feussner, J. R., Weinberger, M., Carnes, M., Hamdy, R. C., Hsieh, F., Phibbs, C., Courtney, D., Lyles, K. W., May, C., McMurtry, C., Pennypacker, L., Smith, D. M., Ainslie, N., Hornick, T., Brodtkin, K., & Lavori, P. (2002). A Controlled Trial of Inpatient and Outpatient Geriatric Evaluation and Management. *New England Journal of Medicine*, 346(12), 905-912. <https://doi.org/10.1056/NEJMsa010285>
- Cola, G., Avvenuti, M., Piazza, P., & Vecchio, A. (2017). Fall Detection Using a Head-Worn Barometer. In P. Perego, G. Andreoni, & G. Rizzo (Éds.), *Wireless Mobile Communication and Healthcare* (Vol. 192, p. 217-224). Springer International Publishing. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-58877-3\\_29](https://doi.org/10.1007/978-3-319-58877-3_29)

- Colin, A. (2017). *Prescription d'activité physique chez les personnes âgées fragiles de plus de 75 ans. Etude de pratique auprès des médecins généralistes d'Indre et Loire*. Université François-Rabelais Tours.
- Collard, R. M., Boter, H., Schoevers, R. A., & Oude Voshaar, R. C. (2012). Prevalence of Frailty in Community-Dwelling Older Persons: A Systematic Review. *Journal of the American Geriatrics Society*, 60(8), 1487-1492. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2012.04054.x>
- Comans, T. A., Brauer, S. G., & Haines, T. P. (2010). Randomized Trial of Domiciliary Versus Center-based Rehabilitation: Which is More Effective in Reducing Falls and Improving Quality of Life in Older Fallers? *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 65A(6), 672-679. <https://doi.org/10.1093/gerona/glq054>
- Copeland, J., & Martin, G. (2004). Web-based interventions for substance use disorders. *Journal of Substance Abuse Treatment*, 26(2), 109-116. [https://doi.org/10.1016/S0740-5472\(03\)00165-X](https://doi.org/10.1016/S0740-5472(03)00165-X)
- Cornillon, E., Blanchon, M. A., Ramboatsisetraina, P., Braize, C., Beauchet, O., Dubost, V., Blanc, P., & Gonthier, R. (2002). Impact d'un programme de prévention multidisciplinaire de la chute chez le sujet âgé autonome vivant à domicile, avec analyse avant-après des performances physiques. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 45(9), 493-504. [https://doi.org/10.1016/S0168-6054\(02\)00302-1](https://doi.org/10.1016/S0168-6054(02)00302-1)
- Crane, B. M., Moored, K. D., Rosso, A. L., & Carlson, M. C. (2022). Using GPS Technologies to Examine Community Mobility in Older Adults. *The Journals of Gerontology: Series A*. <https://doi.org/10.1093/gerona/glac185>
- Cruz-Jentoft, A. J., Baeyens, J. P., Bauer, J. M., Boirie, Y., Cederholm, T., Landi, F., Martin, F. C., Michel, J.-P., Rolland, Y., Schneider, S. M., Topinkova, E., Vandewoude, M., & Zamboni, M. (2010). Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis: Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People. *Age and Ageing*, 39(4), 412-423. <https://doi.org/10.1093/ageing/afq034>
- Cuesta-Vargas, A. I., & González-Sánchez, M. (2013). Differences in Muscle Activation Patterns during Sit to Stand Task among Subjects with and without Intellectual Disability. *BioMed Research International*, 2013, 1-7. <https://doi.org/10.1155/2013/173148>
- Cvecka, J., Tirpakova, V., Sedliak, M., Kern, H., Mayr, W., & Hamar, D. (2015). Physical activity in elderly. *European Journal of Translational Myology*, 25(4), 249. <https://doi.org/10.4081/ejtm.2015.5280>
- Dantoine, T., Pele, I., Meyer, S., & Tchalla, A. (2016). *Études médico-économiques et chutes graves du sujet âgé: Quelle évaluation pour les nouvelles technologies appliquées à la prévention? Réflexions à partir de l'exemple des systèmes de Détection Systématique par Caméra Vidéo*.
- Daubney, M. E., & Culham, E. G. (1999). Lower-Extremity Muscle Force and Balance Performance in Adults Aged 65 Years and Older. *Physical Therapy*, 79(12), 1177-1185. <https://doi.org/10.1093/ptj/79.12.1177>
- Daumas, L., Hellec, J., & Reneaud, N. (2021). Les centrales inertielles au service de la prévention, de l'évaluation et de la rééducation dans le cadre du bien vieillir. *Revue du Podologue*, 17(102), 15-18. <https://doi.org/10.1016/j.revpod.2021.09.005>
- Dawa Yomi, S. L. (2017). *Prise en charge de la dénutrition chez la personne âgée: Rôle du pharmacien d'officine*. Faculté des Sciences pharmaceutiques et biologiques de Lille.
- de Battista, M., Goncalves, A., Martinez, C., Strubel, D., & Charbonnier, E. (2020). Pilot study on the effects of an adapted physical activity program focused on the quality of life and risk indicators for falls in independent dwelling-women over 65 years. *Gériatrie et Psychologie Neuropsychiatrie du Vieillessement*, 18(2), 205-212. <https://doi.org/10.1684/pnv.2020.0859>

- Deelen, J., Beekman, M., Capri, M., Franceschi, C., & Slagboom, P. E. (2013). Identifying the genomic determinants of aging and longevity in human population studies : Progress and challenges. *BioEssays*, 35(4), 386-396. <https://doi.org/10.1002/bies.201200148>
- Dehail, P., Delleci, C., Cugy, E., & Nozeres, A. (2012). Vieillesse physiologique et pathologique de la fonction d'équilibration et de la marche. *La Lettre de médecine physique et de réadaptation*, 28(3), 153-157. <https://doi.org/10.1007/s11659-012-0312-5>
- Delbaere, K., Bourgois, J., Van Den Noortgate, N., Vanderstraeten, G., Willems, T., & Cambier, D. (2006). A home-based multidimensional exercise program reduced physical impairment and fear of falling. *Acta Clinica Belgica*, 61(6), 340-350. <https://doi.org/10.1179/acb.2006.054>
- de Quadros, T., Lazzaretti, A. E., & Schneider, F. K. (2018). A Movement Decomposition and Machine Learning-Based Fall Detection System Using Wrist Wearable Device. *IEEE Sensors Journal*, 18(12), 5082-5089. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2018.2829815>
- Derriennic, F., Cassou, B., & Desriaux, F. (1989). Épidémiologie et mesure du vieillissement biologique. *Le travail humain*, 193-201.
- Deshpande, N., Metter, E. J., Bandinelli, S., Lauretani, F., Windham, B. G., & Ferrucci, L. (2008). Psychological, Physical, and Sensory Correlates of Fear of Falling and Consequent Activity Restriction in the Elderly : The InCHIANTI Study. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 87(5), 354-362. <https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e31815e6e9b>
- de Souto Barreto, P., & Ferrandez, A.-M. (2007). Le processus incapacitant au cours du vieillissement : Rôle de l'exercice/activité physique. *Bulletins et mémoires de la société d'anthropologie de Paris*, 19(3-4), 221-232. <https://doi.org/10.4000/bmsap.5103>
- de Vries, N. M., van Ravensberg, C. D., Hobbelen, J. S. M., Olde Rikkert, M. G. M., Staal, J. B., & Nijhuis-van der Sanden, M. W. G. (2012). Effects of physical exercise therapy on mobility, physical functioning, physical activity and quality of life in community-dwelling older adults with impaired mobility, physical disability and/or multi-morbidity : A meta-analysis. *Ageing Research Reviews*, 11(1), 136-149. <https://doi.org/10.1016/j.arr.2011.11.002>
- Digi-key electronics. (s. d.). Consulté 5 mai 2022, à l'adresse [https://www.digikey.fr/fr/product-highlight/s/stmicroelectronics/lsm6ds3?utm\\_adgroup=Capacitors&utm\\_source=google&utm\\_medium=cpc&utm\\_campaign=Dynamic%20Search\\_FR\\_Product&utm\\_term=&productid=&gclid=Cj0KCQjwpcOTBhCZARIsAEAYLuXEKM0WBKyIFMjXKDWlciiIvSgLDhF3hMsE5stzGu9PoXpcABZnUgaAjdJEALw\\_wcB](https://www.digikey.fr/fr/product-highlight/s/stmicroelectronics/lsm6ds3?utm_adgroup=Capacitors&utm_source=google&utm_medium=cpc&utm_campaign=Dynamic%20Search_FR_Product&utm_term=&productid=&gclid=Cj0KCQjwpcOTBhCZARIsAEAYLuXEKM0WBKyIFMjXKDWlciiIvSgLDhF3hMsE5stzGu9PoXpcABZnUgaAjdJEALw_wcB)
- Diop, M., Rahmani, A., Belli, A., Gautheron, V., Geyssant, A., & Cottalorda, J. (2004). Influence of speed variation and age on the asymmetry of ground reaction forces and stride parameters of normal gait in children: *Journal of Pediatric Orthopaedics B*, 13(5), 308-314. <https://doi.org/10.1097/01202412-200409000-00005>
- Doherty, T. J. (2003). Invited Review : Aging and sarcopenia. *Journal of Applied Physiology*, 95(4), 1717-1727. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00347.2003>
- DREES. (2010). *Les fractures du col du fémur en France entre 1998 et 2007 : Quel impact du vieillissement?* <https://drees.solidarites-sante.gouv.fr/sites/default/files/2020-10/er723.pdf>
- DREES. (2014). *Troubles de la vision : Sept adultes sur dix portent des lunettes.* <https://drees.solidarites-sante.gouv.fr/sites/default/files/2020-10/er881.pdf>
- Drouin, J. M., Valovich-mcLeod, T. C., Shultz, S. J., Gansneder, B. M., & Perrin, D. H. (2004). Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *European Journal of Applied Physiology*, 91(1), 22-29. <https://doi.org/10.1007/s00421-003-0933-0>
- Duncan, M. J., Wunderlich, K., Zhao, Y., & Faulkner, G. (2018). Walk this way : Validity evidence of iphone health application step count in laboratory and free-living conditions. *Journal of Sports Sciences*, 36(15), 1695-1704. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1409855>

- Duncan, P. W., Weiner, D. K., Chandler, J., & Studenski, S. (1990). Functional Reach : A New Clinical Measure of Balance. *Journal of Gerontology*, 45(6), M192-M197. <https://doi.org/10.1093/geronj/45.6.M192>
- Dunsky, A., Yahalom, T., Arnon, M., & Lidor, R. (2017). The use of step aerobics and the stability ball to improve balance and quality of life in community-dwelling older adults – a randomized exploratory study. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 71, 66-74. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2017.03.003>
- Ellis, R. J., Ng, Y. S., Zhu, S., Tan, D. M., Anderson, B., Schlaug, G., & Wang, Y. (2015). A Validated Smartphone-Based Assessment of Gait and Gait Variability in Parkinson's Disease. *PLOS ONE*, 10(10), e0141694. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0141694>
- Enright, P. L., & Sherrill, D. L. (1998). Reference Equations for the Six-Minute Walk in Healthy Adults. *Am J Respir Crit Care Med*, 158(1384).
- Ethgen, O., Beaudart, C., Buckinx, F., Bruyère, O., & Reginster, J. Y. (2017). The Future Prevalence of Sarcopenia in Europe : A Claim for Public Health Action. *Calcified Tissue International*, 100(3), 229-234. <https://doi.org/10.1007/s00223-016-0220-9>
- Etnyre, B., & Thomas, D. Q. (2007). Event Standardization of Sit-to-Stand Movements. *Physical Therapy*, 87(12), 1651-1666. <https://doi.org/10.2522/ptj.20060378>
- Eurostat. (2020). *Structure et vieillissement de la population*. [https://ec.europa.eu/eurostat/statistics-explained/index.php?title=Archive:Structure\\_et\\_vieillissement\\_de\\_la\\_population&direction=prev&oldid=510188#La\\_part\\_des\\_personnes\\_.C3.A2g.C3.A9es\\_continue\\_d.E2.80.99augmenter](https://ec.europa.eu/eurostat/statistics-explained/index.php?title=Archive:Structure_et_vieillissement_de_la_population&direction=prev&oldid=510188#La_part_des_personnes_.C3.A2g.C3.A9es_continue_d.E2.80.99augmenter)
- Favre, J., Crevoisier, X., Jolles, B. M., & Aminian, K. (2010). Evaluation of a mixed approach combining stationary and wearable systems to monitor gait over long distance. *Journal of Biomechanics*, 43(11), 2196-2202. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.03.041>
- Feldwieser, F., Gietzelt, M., Goevercin, M., Marschollek, M., Meis, M., Winkelbach, S., Wolf, K. H., Spehr, J., & Steinhagen-Thiessen, E. (2014). Multimodal sensor-based fall detection within the domestic environment of elderly people. *Zeitschrift Für Gerontologie Und Geriatrie*, 47(8), 661-665. <https://doi.org/10.1007/s00391-014-0805-8>
- Fhon, J. R. S., Rodrigues, R. A. P., Neira, W. F., Huayta, V. M. R., & Robazzi, M. L. do C. C. (2016). Fall and its association with the frailty syndrome in the elderly : Systematic review with meta-analysis. *Revista Da Escola de Enfermagem Da USP*, 50(6), 1005-1013. <https://doi.org/10.1590/s0080-623420160000700018>
- Fielding, R. A., LeBrasseur, N. K., Cuoco, A., Bean, J., Mizer, K., & Singh, M. A. F. (2002). High-Velocity Resistance Training Increases Skeletal Muscle Peak Power in Older Women. *Journal of the American Geriatrics Society*, 50(4), 655-662. <https://doi.org/10.1046/j.1532-5415.2002.50159.x>
- Fletcher, P. C., Berg, K., Dalby, D. M., & Hirdes, J. P. (2009). Risk Factors for Falling Among Community-Based Seniors. *Journal of Patient Safety*, 5(2), 61-66. <https://doi.org/10.1097/PTS.0b013e3181a551ed>
- Fleury, A., Noury, N., & Vacher, M. (2009). *Traitement des signaux cinématiques pour la détection et la classification des transferts posturaux : Le système ACTIM6D*. 5.
- Foldvari, M., Clark, M., Laviolette, L. C., Bernstein, M. A., Kaliton, D., Castaneda, C., Pu, C. T., Hausdorff, J. M., Fielding, R. A., & Singh, M. A. F. (2000). Association of Muscle Power With Functional Status in Community-Dwelling Elderly Women. *Journal of Gerontology: Medical Sciences*, 55(4), 8.
- Fournier, J., Vuillemin, A., & Le Cren, F. (2012). Mesure de la condition physique chez les personnes âgées. Évaluation de la condition physique des seniors : Adaptation française de la batterie

- américaine « Senior Fitness Test ». *Science & Sports*, 27(4), 254-259. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2012.07.005>
- Freiberger, E., & Menz, H. B. (2006). Characteristics of falls in physically active community-dwelling older people : Findings from the “Standfest im Alter” study. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*, 39(4), 261-267. <https://doi.org/10.1007/s00391-006-0394-2>
- Fried, L. P. (1998). Risk Factors for 5-Year Mortality in Older Adults The Cardiovascular Health Study. *JAMA*, 279(8), 585. <https://doi.org/10.1001/jama.279.8.585>
- Fried, L. P., Ferrucci, L., Darer, J., Williamson, J. D., & Anderson, G. (2004). Untangling the Concepts of Disability, Frailty, and Comorbidity : Implications for Improved Targeting and Care. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 59(3), M255-M263. <https://doi.org/10.1093/gerona/59.3.M255>
- Fried, L. P., Tangen, C. M., Walston, J., Newman, A. B., Hirsch, C., Gottdiener, J., Seeman, T., Tracy, R., Kop, W. J., Burke, G., & McBurnie, M. A. (2001). Frailty in Older Adults : Evidence for a Phenotype. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 56(3), M146-M157. <https://doi.org/10.1093/gerona/56.3.M146>
- Gabmann, K.-G., Rupprecht, R., & Freiberger, E. (2009). Predictors for occasional and recurrent falls in community-dwelling older people. *Zeitschrift Für Gerontologie Und Geriatrie*, 42(1), 3-10. <https://doi.org/10.1007/s00391-008-0506-2>
- Giansanti, D., Maccioni, G., Benvenuti, F., & Macellari, V. (2007). Inertial measurement units furnish accurate trunk trajectory reconstruction of the sit-to-stand manoeuvre in healthy subjects. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 45(10), 969-976. <https://doi.org/10.1007/s11517-007-0224-8>
- Gillain, S., Dramé, M., Lekeu, F., Wojtasik, V., Ricour, C., Croisier, J.-L., Salmon, E., & Petermans, J. (2016). Gait speed or gait variability, which one to use as a marker of risk to develop Alzheimer disease? A pilot study. *Aging Clinical and Experimental Research*, 28(2), 249-255. <https://doi.org/10.1007/s40520-015-0392-6>
- Gillespie, L. D., Robertson, M. C., Gillespie, W. J., Sherrington, C., Gates, S., Clemson, L., & Lamb, S. E. (2012). Interventions for preventing falls in older people living in the community. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2021(6). <https://doi.org/10.1002/14651858.CD007146.pub3>
- Gjoreski, H., & Gams, M. (2011). *Activity/Posture Recognition using Wearable Sensors Placed on Different Body Locations*. Signal and Image Processing and Applications / Artificial Intelligence and Soft Computing, Crete, Greece. <https://doi.org/10.2316/P.2011.716-067>
- Godin, G. (2011). The Godin-Shephard Leisure-Time Physical Activity Questionnaire. *The Health & Fitness Journal of Canada*, 18-22 Pages. <https://doi.org/10.14288/HFJC.V4I1.82>
- Gomez-Merino, D. (2011). Vieillesse, hormones, et entraînement physique. *Kinésithérapie Scientifique*, 518, 19-27.
- Greene, Barry. R., O'Donovan, A., Romero-Ortuno, R., Cogan, L., Scanaill, C. N., & Kenny, R. A. (2010). Quantitative Falls Risk Assessment Using the Timed Up and Go Test. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 57(12), 2918-2926. <https://doi.org/10.1109/TBME.2010.2083659>
- Gross, M. M., Stevenson, P. J., Charette, S. L., Pyka, G., & Marcus, R. (1998). Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women. *Gait & Posture*, 8(3), 175-185. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(98\)00033-2](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(98)00033-2)
- Guevara, C. R., & Lugo, L. H. (2012). Validez y confiabilidad de la Escala de Tinetti para población colombiana. *Revista Colombiana de Reumatología*, 19(4), 218-233. [https://doi.org/10.1016/S0121-8123\(12\)70017-8](https://doi.org/10.1016/S0121-8123(12)70017-8)

- Guilbaud, A., Mailliez, A., & Boulanger, É. (2020). Vieillesse : Une approche globale, multidimensionnelle et préventive. *médecine/sciences*, 36(12), 1173-1180. <https://doi.org/10.1051/medsci/2020224>
- Guiller, C. (2017). *Évaluation des pratiques professionnelles concernant les patients chuteurs âgés de plus de 75 ans en post-urgence au CHU de Bordeaux et mise en place d'un protocole de prévention des récurrences*. 67.
- Guralnik, J. M., Fried, L. P., & Salive, M. E. (1996). Disability as a Public Health Outcome in the Aging Population. *Annu Rev Public Health*, 17, 25-46.
- Guralnik, J. M., Simonsick, E. M., Ferrucci, L., Glynn, R. J., Berkman, L. F., Blazer, D. G., Scherr, P. A., & Wallace, R. B. (1994). A Short Physical Performance Battery Assessing Lower Extremity Function : Association With Self-Reported Disability and Prediction of Mortality and Nursing Home Admission. *Journal of Gerontology*, 49(2), M85-M94. <https://doi.org/10.1093/geronj/49.2.M85>
- Guyatt, G. H., Sullivan, M. J., Thompson, P. J., Berman, L. B., Jones, N. L., Fallen, E. L., & Taylor, D. W. (1984). Effect of encouragement on walking test performance. *Thorax*, 39(11), 818-822. <https://doi.org/10.1136/thx.39.11.818>
- Hajjar, E. R., Cafiero, A. C., & Hanlon, J. T. (2007). Polypharmacy in elderly patients. *The American Journal of Geriatric Pharmacotherapy*, 5(4), 345-351. <https://doi.org/10.1016/j.amjopharm.2007.12.002>
- Hale, L., Bray, A., & Littmann, A. (2007). Assessing the balance capabilities of people with profound intellectual disabilities who have experienced a fall. *Journal of Intellectual Disability Research*, 51(4), 260-268. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2788.2006.00873.x>
- Harding, V. R., de C Williams, A. C., Richardson, P. H., Nicholas, M. K., Jackson, J. L., Richardson, I. H., & Pither, C. E. (1994). The development of a battery of measures for assessing physical functioning of chronic pain patients. *Pain*, 58(3), 367-375. [https://doi.org/10.1016/0304-3959\(94\)90131-7](https://doi.org/10.1016/0304-3959(94)90131-7)
- Hars, M., & Trombetti, A. (2013). Evaluation de la marche, de l'équilibre et du muscle chez le sujet âgé. *Revue Médicale Suisse*, 8.
- Hauer, K., Becker, C., Lindemann, U., & Beyer, N. (2006). Effectiveness of Physical Training on Motor Performance and Fall Prevention in Cognitively Impaired Older Persons : A Systematic Review. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 85(10), 847-857. <https://doi.org/10.1097/01.phm.0000228539.99682.32>
- Hausdorff, J. M., Cudkowicz, M. E., Firtion, R., Wei, J. Y., & Goldberger, A. L. (1998). Gait variability and basal ganglia disorders : Stride-to-stride variations of gait cycle timing in parkinson's disease and Huntington's disease: gait variability and the basal ganglia. *Movement Disorders*, 13(3), 428-437. <https://doi.org/10.1002/mds.870130310>
- Hausdorff, J. M., Rios, D. A., & Edelberg, H. K. (2001). Gait variability and fall risk in community-living older adults : A 1-year prospective study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(8), 1050-1056. <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.24893>
- Haute Autorité de la Santé. (2006). [https://www.has-sante.fr/jcms/c\\_410178/fr/prevention](https://www.has-sante.fr/jcms/c_410178/fr/prevention)
- Haute Autorité de Santé. (2005). *Prévention des chutes accidentelles chez la personne âgée*.
- Haute Autorité de Santé. (2013). *Comment repérer la fragilité en soins ambulatoires?* [https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2013-06/fiche\\_parours\\_fragilite\\_vf.pdf](https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2013-06/fiche_parours_fragilite_vf.pdf)
- Hayotte, M., Thérouanne, P., Gray, L., Corrion, K., & d'Arripe-Longueville, F. (2020). The French eHealth Acceptability Scale Using the Unified Theory of Acceptance and Use of Technology 2 Model : Instrument Validation Study. *Journal of Medical Internet Research*, 22(4), e16520. <https://doi.org/10.2196/16520>

- He, J., Bai, S., & Wang, X. (2017). An Unobtrusive Fall Detection and Alerting System Based on Kalman Filter and Bayes Network Classifier. *Sensors*, 17(6), 1393. <https://doi.org/10.3390/s17061393>
- Hébuterne, X. (2003). Dénutrition de la personne âgée : De la sarcopénie à la cachexie Malnutrition in the elderly : From sarcopenia to cachexia. *Nutrition clinique et métabolisme*, 12.
- Hektoen, L. F., Aas, E., & Lurås, H. (2009). Cost-effectiveness in fall prevention for older women. *Scandinavian Journal of Public Health*, 37(6), 584-589. <https://doi.org/10.1177/1403494809341093>
- Hepple, R. T., & Rice, C. L. (2016). Innervation and neuromuscular control in ageing skeletal muscle : Innervation and neuromuscular control in ageing skeletal muscle. *The Journal of Physiology*, 594(8), 1965-1978. <https://doi.org/10.1113/JP270561>
- Hervy, M.-P. (2001). Le vieillissement : De qui est-ce l'affaire ? *Champ psychosomatique*, 24(4), 23. <https://doi.org/10.3917/cpsy.024.0023>
- Horton, K. (2008). Falls in older people : The place of telemonitoring in rehabilitation. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 45(8), 1183. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2007.09.0152>
- Houles, M., Abellan van Kan, G., Rolland, Y., Andrieu, S., Anthony, P., Bauer, J., Beauchet, O., Bonnefoy, M., Cesari, M., Donini, L.-M., Gillette-Guyonnet, S., Inzitari, M., Jurk, I., Nourhashemi, F., Offord-Cavin, E., Onder, G., Ritz, P., Salva, A., Visser, M., & Vellas, B. (2010). La vitesse de marche comme critère de fragilité chez la personne âgée vivant au domicile. *Les cahiers de l'année gériatrique*, 2(1), 13-23. <https://doi.org/10.1007/s12612-009-0036-6>
- Hu, X., & Qu, X. (2016). Pre-impact fall detection. *BioMedical Engineering OnLine*, 15(1), 61. <https://doi.org/10.1186/s12938-016-0194-x>
- Hubbard, R. E., Fallah, N., Searle, S. D., Mitnitski, A., & Rockwood, K. (2009). Impact of Exercise in Community-Dwelling Older Adults. *PLoS ONE*, 4(7), e6174. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0006174>
- Hughes, M. A., Weiner, D. K., Schenkman, M. L., Long, R. M., & Studenski, S. A. (1994). Chair rise strategies in the elderly. *Clinical Biomechanics*, 9(3), 187-192. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(94\)90020-5](https://doi.org/10.1016/0268-0033(94)90020-5)
- Hwang, J. Y., Kang, J. M., Jang, Y. W., & Kim, H. C. (2004). Development of novel algorithm and real-time monitoring ambulatory system using Bluetooth module for fall detection in the elderly. *The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 3, 2204-2207. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2004.1403643>
- Imbert, F., Lang, P.-O., Meyer, N., Heitz, D., Berthel, M., & Kuntzmann, F. (2005). Description des conditions de vie de la population âgée de 75 ans ou plus vivant à domicile en Alsace. *Revue d'Épidémiologie et de Santé Publique*, 53(2), 153-165. [https://doi.org/10.1016/S0398-7620\(05\)84585-7](https://doi.org/10.1016/S0398-7620(05)84585-7)
- INSEE. (2017). *Provence-Alpes-Côte d'Azur : Un million de 75 ans ou plus en 2050*. <https://www.insee.fr/fr/statistiques/2869942>
- Inserm. (2008). *Activité physique : Contextes et effets sur la santé*. Institut national de la santé et de la recherche médicale.
- Inserm. (2014). *Activité physique et prévention des chutes chez les personnes âgées*. Institut national de la santé et de la recherche médicale.
- Institut de recherche du bien être de la médecine et du sport santé. (s. d.). *Test de marche des six minutes 6MWT -Six minutes walk test*. Consulté 2 mai 2022, à l'adresse (<https://www.irbms.com/test-de-marche-de-six-minutes-6mwt/>)

- Isles, R. C., Choy, N. L. L., Steer, M., & Nitz, J. C. (2004). Normal Values of Balance Tests in Women Aged 20–80 : Clinical balance test values in women 20–80. *Journal of the American Geriatrics Society*, 52(8), 1367-1372. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2004.52370.x>
- Janssen, I. (2010). Evolution of sarcopenia research. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 35(5), 707-712. <https://doi.org/10.1139/H10-067>
- Janssen, W. G., Bussmann, H. B., & Stam, H. J. (2002). Determinants of the Sit-to-Stand Movement : A Review. *Physical Therapy*, 82(9), 866-879. <https://doi.org/10.1093/ptj/82.9.866>
- Jeandel, C. (2005). Les différents parcours du vieillissement. *Les Tribunes de la santé*, 7(2), 25. <https://doi.org/10.3917/seve.007.35>
- Jensen, J., Nyberg, L., Gustafson, Y., & Lundin-Olsson, L. (2003). Fall and Injury Prevention in Residential Care—Effects in Residents with Higher and Lower Levels of Cognition. *Journal of the American Geriatrics Society*, 51(5), 627-635. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0579.2003.00206.x>
- Jette, A. M., Lachman, M., Giorgetti, M. M., Assmann, S. F., Harris, B. A., Levenson, C., Wernick, M., & Krebs, D. (1999). Exercise it's never too late : The strong-for-life program. *American Journal of Public Health*, 89(1), 66-72. <https://doi.org/10.2105/AJPH.89.1.66>
- Jones, C. J., Rikli, R. E., & Beam, W. C. (1999). A 30-s Chair-Stand Test as a Measure of Lower Body Strength in Community-Residing Older Adults. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 70(2), 113-119. <https://doi.org/10.1080/02701367.1999.10608028>
- Kabeshova, A. (2018). *Prédire la chute de la personne âgée : Apports des modèles mathématiques non-linéaires*. 242.
- Kado, D. M., Huang, M.-H., Barrett-Connor, E., & Greendale, G. A. (2005). Hyperkyphotic Posture and Poor Physical Functional Ability in Older Community-Dwelling Men and Women : The Rancho Bernardo Study. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 60(5), 633-637. <https://doi.org/10.1093/gerona/60.5.633>
- Kalache, A., & Kickbusch, I. (1997). A global strategy for healthy ageing. *World Health*, 4, 4-5.
- Kemoun, G., Benaim, C., Blatt, J. L., Thevenon, A., & Guieu, J. D. (1999). *Les stratégies de marche peuvent-elles pr dire les chutes chez les personnes âgées ?* 11.
- Kerr, K. M., White, J., Barr, D., & Mollan, R. (1997). Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects. *Clinical Biomechanics*, 124(4), 0-245. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(96\)00077-0](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(96)00077-0)
- Koeneman, M. A., Verheijden, M. W., Chinapaw, M. J. M., & Hopman-Rock, M. (2011). Determinants of physical activity and exercise in healthy older adults : A systematic review. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 8(1), 142. <https://doi.org/10.1186/1479-5868-8-142>
- Kostopoulos, P., Nunes, T., Salvi, K., Deriaz, M., & Torrent, J. (2015). Increased Fall Detection Accuracy in an Accelerometer-based Algorithm Considering Residual Movement: *Proceedings of the International Conference on Pattern Recognition Applications and Methods*, 30-36. <https://doi.org/10.5220/0005179100300036>
- Kotake, T., Dohi, N., Kajiwara, T., Sumi, N., Koyama, Y., & Miura, T. (1993). An analysis of sit-to-stand movements. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 74(10), 1095-1099. [https://doi.org/10.1016/0003-9993\(93\)90068-L](https://doi.org/10.1016/0003-9993(93)90068-L)
- Kralj, A., Jaeger, R. J., & Munih, M. (1990). Analysis of standing up and sitting down in humans : Definitions and normative data presentation. *Journal of Biomechanics*, 23(11), 1123-1138. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90005-N](https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90005-N)
- Kuldavletova, O., Pasquier, F., Bigot, L., Langeard, A., Gauthier, A., & Quarck, G. (2021). Videoconference-Based Adapted Physical Exercise Training Is a Good and Safe Option for

- Seniors. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(18), 9439. <https://doi.org/10.3390/ijerph18189439>
- Lai, C.-C., Tu, Y.-K., Wang, T.-G., Huang, Y.-T., & Chien, K.-L. (2018). Effects of resistance training, endurance training and whole-body vibration on lean body mass, muscle strength and physical performance in older people : A systematic review and network meta-analysis. *Age and Ageing*, 47(3), 367-373. <https://doi.org/10.1093/ageing/afy009>
- Lamb, S. E., Jorstad-Stein, E. C., Hauer, K., Becker, C., & on behalf of the Prevention of Falls Network Europe and Outcomes Consensus Group. (2005). Development of a Common Outcome Data Set for Fall Injury Prevention Trials : The Prevention of Falls Network Europe Consensus. *Journal of the American Geriatrics Society*, 53(9), 1618-1622. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2005.53455.x>
- Lang, P. O. (2013). Le processus de fragilité : Que comprendre de la physiopathologie ? *NPG Neurologie - Psychiatrie - Gériatrie*, 13(73), 28-34. <https://doi.org/10.1016/j.npg.2012.08.002>
- Lang, P.-O., & Dramé, M. (2013). Le vieillissement démographique : Comment mesurer la qualité de notre avenir ? *NPG Neurologie - Psychiatrie - Gériatrie*, 13(77), 256-266. <https://doi.org/10.1016/j.npg.2013.02.003>
- Lang, P.-O., Proust, J., Vogel, T., & Aspinall, R. (2013). Saurons-nous jamais ce qui provoque le vieillissement ? *NPG Neurologie - Psychiatrie - Gériatrie*, 13(78), 337-343. <https://doi.org/10.1016/j.npg.2013.03.008>
- Langeard, A., Bigot, L., Maffiuletti, N. A., Moussay, S., Sesboüé, B., Quarck, G., & Gauthier, A. (2022). Non-inferiority of a home-based videoconference physical training program in comparison with the same program administered face-to-face in healthy older adults : The motion randomised controlled trial. *Age and Ageing*, 51(3). <https://doi.org/10.1093/ageing/afac059>
- Latham, N. K., Anderson, C. S., Lee, A., Bennett, D. A., Moseley, A., Cameron, I. D., & For The Fitness Collaborative Group. (2003). A Randomized, Controlled Trial of Quadriceps Resistance Exercise and Vitamin D in Frail Older People : The Frailty Interventions Trial in Elderly Subjects (FITNESS). *Journal of the American Geriatrics Society*, 51(3), 291-299. <https://doi.org/10.1046/j.1532-5415.2003.51101.x>
- Latham, N. K., Bennett, D. A., Stretton, C. M., & Anderson, C. S. (2004). Systematic Review of Progressive Resistance Strength Training in Older Adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 59(1), M48-M61. <https://doi.org/10.1093/gerona/59.1.M48>
- Latt, M. D., Menz, H. B., Fung, V. S., & Lord, S. R. (2009). Acceleration Patterns of the Head and Pelvis During Gait in Older People With Parkinson's Disease : A Comparison of Fallers and Nonfallers. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 64A(6), 700-706. <https://doi.org/10.1093/gerona/glp009>
- Leavitt, M. O. (2008). *Physical Activity Guidelines for Americans*. 76.
- Lee, H., Jeong Cho, H., Xu, W., & Fairhurst, A. (2010). The influence of consumer traits and demographics on intention to use retail self-service checkouts. *Marketing Intelligence & Planning*, 28(1), 46-58. <https://doi.org/10.1108/02634501011014606>
- Lee, I.-M., Shiroma, E. J., Kamada, M., Bassett, D. R., Matthews, C. E., & Buring, J. E. (2019). Association of Step Volume and Intensity With All-Cause Mortality in Older Women. *JAMA Internal Medicine*, 179(8), 1105. <https://doi.org/10.1001/jamainternmed.2019.0899>
- Lee, S. H., & Kim, H. S. (2017). Exercise Interventions for Preventing Falls Among Older People in Care Facilities : A Meta-Analysis: Exercise Interventions for Preventing Falls Among Older People. *Worldviews on Evidence-Based Nursing*, 14(1), 74-80. <https://doi.org/10.1111/wvn.12193>

- Lepetit, K. (2019). *Évaluation biomécanique des capacités musculo-squelettiques lors de la transition assis / debout au moyen d'une centrale inertielle en situation écologique*. 204.
- Lindemann, U., Hock, A., Stuber, M., Keck, W., & Becker, C. (2005). Evaluation of a fall detector based on accelerometers: A pilot study. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 43(5), 548-551. <https://doi.org/10.1007/BF02351026>
- Liu, C., & Latham, N. K. (2009). Progressive resistance strength training for improving physical function in older adults. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD002759.pub2>
- Lord, S., Chastin, S. F. M., McInnes, L., Little, L., Briggs, P., & Rochester, L. (2011a). Exploring patterns of daily physical and sedentary behaviour in community-dwelling older adults. *Age and Ageing*, 40(2), 205-210. <https://doi.org/10.1093/ageing/afq166>
- Lord, S., Baker, K., Nieuwboer, A., Burn, D., & Rochester, L. (2011b). Gait variability in Parkinson's disease: An indicator of non-dopaminergic contributors to gait dysfunction? *Journal of Neurology*, 258(4), 566-572. <https://doi.org/10.1007/s00415-010-5789-8>
- Lord, S., Galna, B., Verghese, J., Coleman, S., Burn, D., & Rochester, L. (2013). Independent Domains of Gait in Older Adults and Associated Motor and Nonmotor Attributes: Validation of a Factor Analysis Approach. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 68(7), 820-827. <https://doi.org/10.1093/gerona/gls255>
- Lord, S. R. (2006). Visual risk factors for falls in older people. *Age and Ageing*, 35. <https://doi.org/10.1093/ageing/afl085>
- Lord, S. R., & Menz, H. B. (2002). Physiologic, psychologic, and health predictors of 6-minute walk performance in older people. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(7), 907-911. <https://doi.org/10.1053/apmr.2002.33227>
- Lord, S. R., Sherrington, C., & Menz, H. B. (2001). *Falls in older people: Risk factors and strategies for prevention*. Cambridge University Press.
- Lu, W., Wang, C., Stevens, M. C., Redmond, S. J., & Lovell, N. H. (2016). Low-power operation of a barometric pressure sensor for use in an automatic fall detector. *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2010-2013. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2016.7591120>
- Lundin-Olsson, L., Nyberg, L., & Gustafson, Y. (1998). Attention, Frailty, and Falls: The Effect of a Manual Task on Basic Mobility. *Journal of the American Geriatrics Society*, 46(6), 758-761. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1998.tb03813.x>
- Luque, R., Casilari, E., Morón, M.-J., & Redondo, G. (2014). Comparison and Characterization of Android-Based Fall Detection Systems. *Sensors*, 14(10), 18543-18574. <https://doi.org/10.3390/s141018543>
- Macfarlane, D. J., Chou, K. L., Cheng, Y. H., & Chi, I. (2006). Validity and normative data for thirty-second chair stand test in elderly community-dwelling Hong Kong Chinese. *American Journal of Human Biology*, 18(3), 418-421. <https://doi.org/10.1002/ajhb.20503>
- MacRae, P. G., Lacourse, M., & Moldavon, R. (1992). Physical Performance Measures That Predict Faller Status in Community-Dwelling Older Adults. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 16(3), 123-128. <https://doi.org/10.2519/jospt.1992.16.3.123>
- Madhushri, P., Dzhagaryan, A., Jovanov, E., & Milenkovic, A. (2016). An mHealth Tool Suite for Mobility Assessment. *Information*, 7(3), 47. <https://doi.org/10.3390/info7030047>
- Maitre, J., Gasnier, Y., Bru, N., Jully, J.-L., & Paillard, T. (2013). Discrepancy in the involution of the different neural loops with age. *European Journal of Applied Physiology*, 113(7), 1821-1831. <https://doi.org/10.1007/s00421-013-2608-9>

- Maki, B. E., Holliday, P. J., & Topper, A. K. (1994). A Prospective Study of Postural Balance and Risk of Falling in An Ambulatory and Independent Elderly Population. *Journal of Gerontology*, 49(2), M72-M84. <https://doi.org/10.1093/geronj/49.2.M72>
- Manckoundia, P., Mourey, F., Tavernier-Vidal, B., & Pfitzenmeyer, P. (2007). Syndrome de désadaptation psychomotrice. *La Revue de Médecine Interne*, 28(2), 79-85. <https://doi.org/10.1016/j.revmed.2006.09.026>
- McClure, R. J., Turner, C., Peel, N., Spinks, A., Eakin, E., & Hughes, K. (2005). Population-based interventions for the prevention of fall-related injuries in older people. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD004441.pub2>
- McMillan, A. G., & Scholz, J. P. (2000). Early development of coordination for the sit-to-stand task q. *Human Movement Science*, 37.
- Means, K. M., Rodell, D. E., & O'Sullivan, P. S. (2005). Balance, Mobility, and Falls Among Community-Dwelling Elderly Persons : Effects of a Rehabilitation Exercise Program. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 84(4), 238-250. <https://doi.org/10.1097/01.PHM.0000151944.22116.5A>
- Mellone, S., Tacconi, C., Schwickert, L., Klenk, J., Becker, C., & Chiari, L. (2012). Smartphone-based solutions for fall detection and prevention: The FARSEEING approach. *Zeitschrift Für Gerontologie Und Geriatrie*, 45(8), 722-727. <https://doi.org/10.1007/s00391-012-0404-5>
- Melzer, I. (2004). Postural stability in the elderly : A comparison between fallers and non-fallers. *Age and Ageing*, 33(6), 602-607. <https://doi.org/10.1093/ageing/afh218>
- Micó-Amigo, M. E., Kingma, I., Ainsworth, E., Walgaard, S., Niessen, M., van Lummel, R. C., & van Dieën, J. H. (2016). A novel accelerometry-based algorithm for the detection of step durations over short episodes of gait in healthy elderly. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 13(1), 38. <https://doi.org/10.1186/s12984-016-0145-6>
- Mijnarends, D., Meijers, J., Halfens, R., ter Borg, S., Luiking, Y., Verlaan, S., & Schols, J. (2013). Validity and reliability of tools to measure muscle mass, strength, and physical performance in community-dwelling older people : A systematic review. *Journal of the American Medical Directors Association*, 14(3), 170-178. <https://doi.org/10.1016/j.jamda.2012.10.009>
- Miller, M. E., Rejeski, W. J., Reboussin, B. A., Ten Have, T. R., & Ettinger, W. H. (2000). Physical Activity, Functional Limitations, and Disability in Older Adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, 48(10), 1264-1272. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2000.tb02600.x>
- Millington, P. J., Myklebust, B. M., & Shambes, G. M. (1992). *Biomechanical Analysis of the Sit-to-Stand Motion in Elderly Persons*. 9.
- Millor, N., Lecumberri, P., Gómez, M., Martínez-Ramírez, A., & Izquierdo, M. (2014). Kinematic Parameters to Evaluate Functional Performance of Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Transitions Using Motion Sensor Devices : A Systematic Review. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(5), 926-936. <https://doi.org/10.1109/tnsre.2014.2331895>
- Ministère des affaires sociales et de la santé. (2016). *Décret n°2016-1990 du 30 décembre 2016 : Art D. 1172-1* (Journal officiel de la république française: Décrets, arrêtés, circulaires).
- Ministère des solidarités et de la santé. (2022). *Plan antichute des personnes âgées*. <https://solidarites-sante.gouv.fr/affaires-sociales/autonomie/article/plan-antichute-des-personnes-agees>
- Montero-Odasso, M., Schapira, M., Soriano, E. R., Varela, M., Kaplan, R., Camera, L. A., & Mayorga, L. M. (2005). Gait Velocity as a Single Predictor of Adverse Events in Healthy Seniors Aged 75 Years and Older. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 60(10), 1304-1309. <https://doi.org/10.1093/gerona/60.10.1304>
- Montesinos, L., Castaldo, R., & Pecchia, L. (2018). Wearable inertial sensors for fall risk assessment and prediction in older adults : A systematic review and meta-analysis. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 26(3), 573-582.

- Morinder, G., Mattsson, E., Sollander, C., Marcus, C., & Larsson, U. E. (2009). Six-minute walk test in obese children and adolescents : Reproducibility and validity. *Physiotherapy Research International*, *14*(2), 91-104. <https://doi.org/10.1002/pri.428>
- Morley, J. E., Vellas, B., Abellan van Kan, G., Anker, S. D., Bauer, J. M., Bernabei, R., Cesari, M., Chumlea, W. C., Doehner, W., Evans, J., Fried, L. P., Guralnik, J. M., Katz, P. R., Malmstrom, T. K., McCarter, R. J., Gutierrez Robledo, L. M., Rockwood, K., von Haehling, S., Vandewoude, M. F., & Walston, J. (2013). Frailty Consensus : A Call to Action. *Journal of the American Medical Directors Association*, *14*(6), 392-397. <https://doi.org/10.1016/j.jamda.2013.03.022>
- Moufawad el Achkar, C., Lenbole-Hoskovec, C., Paraschiv-Ionescu, A., Major, K., Büla, C., & Aminian, K. (2018). Classification and characterization of postural transitions using instrumented shoes. *Medical & Biological Engineering & Computing*, *56*, 1403-1412.
- Moulias, R., Meaume, S., & Raynaud-Simon, A. (1999). Sarcopenia, hypermetabolism, and aging. *Zeitschrift für Gerontologie Und Geriatrie*, *32*(6), 425-432. <https://doi.org/10.1007/s003910050140>
- Mourey, F., Camus, A., d'Athis, P., Blanchon, M.-A., Martin-Hunyadi, C., Rekeneire, N. de, & Pfitzenmeyer, P. (2005). Mini motor test : A clinical test for rehabilitation of patients showing psychomotor disadaptation syndrome (PDS). *Archives of Gerontology and Geriatrics*, *40*(2), 201-211. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2004.08.004>
- Mourey, F., Pozzo, T., Rouhier-Marcet, I., & Didier, J.-P. (1998). A kinematic comparison between elderly and young subjects standing up from and sitting down in a chair. *Age and Ageing*, *27*(2), 137-146. <https://doi.org/10.1093/ageing/27.2.137>
- Nair, K. S. (2005). *Aging muscle*. *81*(953-963).
- Newman, A. B., Haggerty, C. L., Goodpaster, B., Harris, T., Kritchevsky, S., Nevitt, M., Miles, T. P., Visser, M., & The Health Aging and Body Compositi. (2003). Strength and Muscle Quality in a Well-Functioning Cohort of Older Adults : The Health, Aging and Body Composition Study. *Journal of the American Geriatrics Society*, *51*(3), 323-330. <https://doi.org/10.1046/j.1532-5415.2003.51105.x>
- Newman, A. B., Kupelian, V., Visser, M., Simonsick, E. M., Goodpaster, B. H., Kritchevsky, S. B., Tylavsky, F. A., Rubin, S. M., Harris, T. B., & on Behalf of the Health, Aging and Body Composition Study Investigators. (2006). Strength, But Not Muscle Mass, Is Associated With Mortality in the Health, Aging and Body Composition Study Cohort. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, *61*(1), 72-77. <https://doi.org/10.1093/gerona/61.1.72>
- Nierat, M.-C., Demiri, S., Dupuis-Lozeron, E., Allali, G., Morélot-Panzini, C., Similowski, T., & Adler, D. (2016). When Breathing Interferes with Cognition : Experimental Inspiratory Loading Alters Timed Up-and-Go Test in Normal Humans. *PLOS ONE*, *11*.
- Noel, M. (2012). La perception de soi au cours du vieillissement : Approche normale et pathologique à travers l'étude de la chute. *Thèse*, 261.
- Noury, N., Fleury, A., Rumeau, P., Bourke, A. K., Laighin, G. O., Rialle, V., & Lundy, J. E. (2007). Fall detection—Principles and Methods. *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 1663-1666. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2007.4352627>
- Noury, N., Rumeau, P., Bourke, A. K., ÓLaighin, G., & Lundy, J. E. (2008). A proposal for the classification and evaluation of fall detectors. *IRBM*, *29*(6), 340-349. <https://doi.org/10.1016/j.irbm.2008.08.002>

- Novac, P.-E., Pegatoquet, A., Miramond, B., & Caquineau, C. (2022). UCA-EHAR : A Dataset for Human Activity Recognition with Embedded AI on Smart Glasses. *Applied Sciences*, *12*(8), 3849. <https://doi.org/10.3390/app12083849>
- Nuzik, S., Lamb, R., VanSant, A., & Hirt, S. (1986). Sit-to-Stand Movement Pattern. *Physical Therapy*, *66*(11), 1708-1713. <https://doi.org/10.1093/ptj/66.11.1708>
- Nyan, M. N., Tay, F. E. H., & Murugasu, E. (2008). A wearable system for pre-impact fall detection. *Journal of Biomechanics*, *41*(16), 3475-3481. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.08.009>
- Obuchi, S. P., Tsuchiya, S., & Kawai, H. (2018). Test-retest reliability of daily life gait speed as measured by smartphone global positioning system. *Gait & Posture*, *61*, 282-286. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.01.029>
- Oliver, D., Connelly, J. B., Victor, C. R., Shaw, F. E., Whitehead, A., Genc, Y., Vanoli, A., Martin, F. C., & Gosney, M. A. (2007). Strategies to prevent falls and fractures in hospitals and care homes and effect of cognitive impairment : Systematic review and meta-analyses. *BMJ*, *334*(7584), 82. <https://doi.org/10.1136/bmj.39049.706493.55>
- Oliver, D., Healey, F., & Haines, T. P. (2010). Preventing Falls and Fall-Related Injuries in Hospitals. *Clinics in Geriatric Medicine*, *26*(4), 645-692. <https://doi.org/10.1016/j.cger.2010.06.005>
- O'Neil, J., Egan, M., Marshall, S., Bilodeau, M., Pelletier, L., & Sveistrup, H. (2019). Remotely Supervised Home-Based Intensive Exercise Intervention to Improve Balance, Functional Mobility, and Physical Activity in Survivors of Moderate or Severe Traumatic Brain Injury : Protocol for a Mixed Methods Study. *JMIR Research Protocols*, *8*(10), e14867. <https://doi.org/10.2196/14867>
- Organisation mondiale de la Santé. (2002). *Vieillir en restant actif: Cadre d'orientation*. [https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/67758/WHO\\_NMH\\_NPH\\_02.8\\_fre.pdf?sequence=1&isAllowed=y](https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/67758/WHO_NMH_NPH_02.8_fre.pdf?sequence=1&isAllowed=y)
- Organisation mondiale de la Santé. (2010). *Recommandations mondiales sur l'activité physique pour la santé*. <https://apps.who.int/iris/handle/10665/80860>
- Organisation mondiale de la Santé. (2016a). *Rapport mondial sur le vieillissement et la santé*.
- Organisation mondiale de la Santé. (2016b). *La sarcopénie enfin reconnue comme une maladie par l'OMS*. <https://www.toutsurlasarcopenie.fr/sarcopenie-reconnue-comme-maladie-par-loms/>
- Organisation mondiale de la Santé. (2021). *Falls*. <https://www.who.int/news-room/factsheets/detail/falls>
- Özdemir, A. (2016). An Analysis on Sensor Locations of the Human Body for Wearable Fall Detection Devices : Principles and Practice. *Sensors*, *16*(8), 1161. <https://doi.org/10.3390/s16081161>
- Özdemir, A., & Barshan, B. (2014). Detecting Falls with Wearable Sensors Using Machine Learning Techniques. *Sensors*, *14*(6), 10691-10708. <https://doi.org/10.3390/s140610691>
- Pacini Panebianco, G., Bisi, M. C., Stagni, R., & Fantozzi, S. (2018). Analysis of the performance of 17 algorithms from a systematic review : Influence of sensor position, analysed variable and computational approach in gait timing estimation from IMU measurements. *Gait & Posture*, *66*, 76-82. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.08.025>
- Papa, E., & Cappozzo, A. (2000). Sit-to-stand motor strategies investigated in able-bodied young and elderly subjects. *Journal of Biomechanics*, *33*(9), 1113-1122. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00046-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00046-4)
- Papa, E. V., Dong, X., & Hassan, M. (2017). *Skeletal Muscle Function Deficits in the Elderly : Current Perspectives on Resistance Training*. 8.
- Perego, P., Rahmani, A. M., & TaheriNejad, N. (2018). *Wireless Mobile Communication and Healthcare : 7th International Conference, MobiHealth 2017, Vienna, Austria, November 14-15, 2017, Proceedings* (1st ed. 2018). Springer International Publishing : Imprint: Springer. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-98551-0>

- Pérennou, D., Decavel, P., Manckoundia, P., Penven, Y., Mourey, F., Launay, F., Pfitzenmeyer, P., & Casillas, J. M. (2005). Évaluation de l'équilibre en pathologie neurologique et gériatrique. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 48(6), 317-335. <https://doi.org/10.1016/j.annrmp.2005.04.009>
- Perry, J. T., Kellog, S., Vaidya, S. M., Youn, J.-H., Ali, H., & Sharif, H. (2009). Survey and evaluation of real-time fall detection approaches. *2009 6th International Symposium on High Capacity Optical Networks and Enabling Technologies (HONET)*, 158-164. <https://doi.org/10.1109/HONET.2009.5423081>
- Perry, M. C., Carville, S. F., Smith, I. C. H., Rutherford, O. M., & Newham, D. J. (2007). Strength, power output and symmetry of leg muscles : Effect of age and history of falling. *European Journal of Applied Physiology*, 100(5), 553-561. <https://doi.org/10.1007/s00421-006-0247-0>
- Peterson, M. D., Rhea, M. R., Sen, A., & Gordon, P. M. (2010). Resistance exercise for muscular strength in older adults : A meta-analysis. *Ageing Research Reviews*, 9(3), 226-237. <https://doi.org/10.1016/j.arr.2010.03.004>
- Piau, A., Mattek, N., Crissey, R., Beattie, Z., Dodge, H., & Kaye, J. (2020). When Will My Patient Fall? Sensor-Based In-Home Walking Speed Identifies Future Falls in Older Adults. *The Journals of Gerontology: Series A*, 75(5), 968-973. <https://doi.org/10.1093/gerona/glz128>
- Pieruccini-Faria, F., Black, S. E., Masellis, M., Smith, E. E., Almeida, Q. J., Li, K. Z. H., Bherer, L., Camicioli, R., & Montero-Odasso, M. (2021). Gait variability across neurodegenerative and cognitive disorders : Results from the Canadian Consortium of Neurodegeneration in Aging (CCNA) and the Gait and Brain Study. *Alzheimer's & Dementia*, 17(8), 1317-1328. <https://doi.org/10.1002/alz.12298>
- Pizzigalli, L., Filippini, A., Ahmaidi, S., Jullien, H., & Rainoldi, A. (2011). Prevention of Falling Risk in Elderly People : The Relevance of Muscular Strength and Symmetry of Lower Limbs in Postural Stability. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(2), 567-574. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181d32213>
- Podsiadlo, D., & Richardson, S. (1991). The Timed "Up & Go" : A Test of Basic Functional Mobility for Frail Elderly Persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 39(2), 142-148. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1991.tb01616.x>
- Ponti, M., Bet, P., Oliveira, C. L., & Castro, P. C. (2017). Better than counting seconds : Identifying fallers among healthy elderly using fusion of accelerometer features and dual-task Timed Up and Go. *PLOS ONE*, 12(4), e0175559. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0175559>
- Poortmans, J. R., & Carpentier, Y. A. (2009). Sarcopénie, vieillissement et exercice. *Science & Sports*, 24(2), 74-78. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2007.01.007>
- Press, D. (2017). *Resistance training for activity limitations in older adults with skeletal muscle function deficits : A systematic review*. 955-961.
- Proposition loi, assemblée nationale. (2021). [https://www.assemblee-nationale.fr/dyn/15/textes/l15b4257\\_proposition-loi](https://www.assemblee-nationale.fr/dyn/15/textes/l15b4257_proposition-loi).
- Psatha, M., Wu, Z., Gammie, F., Ratkevicius, A., Wackerhage, H., Redpath, T. W., Gilbert, F. J., Meakin, J. R., & Aspden, R. M. (2017). Age-related changes in the effects of strength training on lower leg muscles in healthy individuals measured using MRI. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 3(1), e000249. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2017-000249>
- Putra, I., Brusey, J., Gaura, E., & Vesilo, R. (2017). An Event-Triggered Machine Learning Approach for Accelerometer-Based Fall Detection. *Sensors*, 18(2), 20. <https://doi.org/10.3390/s18010020>
- Rankin, J. K., Woollacott, M. H., Shumway-Cook, A., & Brown, L. A. (2000). Cognitive Influence on Postural Stability : A Neuromuscular Analysis in Young and Older Adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 55(3), M112-M119. <https://doi.org/10.1093/gerona/55.3.M112>

- Rantanen, T., Avlund, K., Suominen, H., Schroll, M., Frandin, K., & Pertti, E. (2002). Muscle strength as a predictor of onset of ADL dependence in people aged 75 years. *Aging Clin Exp Res*, *14*, 10-15.
- Rantz, M., Skubic, M., Abbott, C., Galambos, C., Popescu, M., Keller, J., Stone, E., Back, J., Miller, S. J., & Petroski, G. F. (2015). Automated In-Home Fall Risk Assessment and Detection Sensor System for Elders. *The Gerontologist*, *55*, 10. <https://doi.org/10.1093/geront/gnv044>
- Raynaud-Simon, A. (2009). *Dénutrition de la personne âgée : Épidémiologie et conséquences: Vol. Chapitre 19* (springer Paris, p. 165-166). [https://doi.org/10.1007/978-2-287-98117-3\\_19](https://doi.org/10.1007/978-2-287-98117-3_19)
- Reeves, N. D., Narici, M. V., & Maganaris, C. N. (2004). Effect of resistance training on skeletal muscle-specific force in elderly humans. *Journal of Applied Physiology*, *96*(3), 885-892. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00688.2003>
- Regterschot, G. R. H., Zhang, W., Baldus, H., Stevens, M., & Zijlstra, W. (2014). Test–retest reliability of sensor-based sit-to-stand measures in young and older adults. *Gait & Posture*, *40*(1), 220-224. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.03.193>
- Reid, K. F., & Fielding, R. A. (2012). Skeletal Muscle Power : A Critical Determinant of Physical Functioning in Older Adults. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, *40*(1), 4-12. <https://doi.org/10.1097/JES.0b013e31823b5f13>
- Ren, L., & Peng, Y. (2019). Research of Fall Detection and Fall Prevention Technologies : A Systematic Review. *IEEE Access*, *7*, 77702-77722. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2019.2922708>
- Reychler, G., Aubriot, A., Collignon, C., & Toussaint, M. (2011). Test de 6 minutes de marche en rééducation pulmonaire. *EMC-Kinésithérapie*, 1-6.
- Riebe, D., Ehrman, J. K., Liguori, G., & Magal, M. (2018). *American College of Sports Medicine Wolters Kluwer*. (Wolters Kluwer).
- Riley, P. O., Schenkman, M. L., Mann, R. W., & Hodge, W. A. (1991). Mechanics of a constrained chair-rise. *Journal of Biomechanics*, *24*(1), 77-85. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(91\)90328-K](https://doi.org/10.1016/0021-9290(91)90328-K)
- Robertson, M. C., Campbell, A. J., Gardner, M. M., & Devlin, N. (2002). Preventing Injuries in Older People by Preventing Falls : A Meta-Analysis of Individual-Level Data. *Journal of the American Geriatrics Society*, *50*(5), 905-911. <https://doi.org/10.1046/j.1532-5415.2002.50218.x>
- Rockwood, K., Andrew, M., & Mitnitski, A. (2007). A Comparison of Two Approaches to Measuring Frailty in Elderly People. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, *62*(7), 738-743. <https://doi.org/10.1093/gerona/62.7.738>
- Rockwood, K., Mitnitski, A. B., & MacKnight, C. (2002). Some mathematical models of frailty and their clinical implications. *Reviews in Clinical Gerontology*, *12*(2), 109-117. <https://doi.org/10.1017/S0959259802012236>
- Roebroek, M. E., Doorenbosch, C. A. M., Harlaar, J., Jacobs, R., & Lankhorst, G. J. (1994). Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clinical Biomechanics*, *9*(4), 235-244. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(94\)90004-3](https://doi.org/10.1016/0268-0033(94)90004-3)
- Rolland, Y., Benetos, A., Gentric, A., Ankri, J., Blanchard, F., Bonnefoy, M., de Decker, L., Ferry, M., Gonthier, R., Hanon, O., Jeandel, C., Nourhashemi, F., Perret-Guillaume, C., Retornaz, F., Bouvier, H., Ruault, G., & Berrut, G. (2011). Frailty in older population : A brief position paper from the French society of geriatrics and gerontology. *Gériatrie et Psychologie Neuropsychiatrie du Vieillessement*, *9*(4), 387-390. <https://doi.org/10.1684/pnv.2011.0311>
- Rose, D. J., & Hernandez, D. (2010). The Role of Exercise in Fall Prevention for Older Adults. *Clinics in Geriatric Medicine*, *26*(4), 607-631. <https://doi.org/10.1016/j.cger.2010.07.003>
- Rosenberg, I. H. (1997). Sarcopenia : Origins and Clinical Relevance. *The Journal of Nutrition*, *127*(5), 990S-991S. <https://doi.org/10.1093/jn/127.5.990S>

- Roubenoff, R., & Hughes, V. A. (2000). Sarcopenia : Current Concepts. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 55(12), M716-M724. <https://doi.org/10.1093/gerona/55.12.M716>
- Rubenstein, L. Z. (2006). Falls in older people : Epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age and Ageing*, 35(suppl\_2), ii37-ii41. <https://doi.org/10.1093/ageing/afl084>
- Saich, F., & Szekely, C. (2012). *Les facteurs impliqués dans les chutes des personnes âgées*.
- Salbach, N. M., Mayo, N. E., Higgins, J., Ahmed, S., Finch, L. E., & Richards, C. L. (2001). Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(9), 1204-1212. <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.24907>
- Santos-Eggimann, B., Cuenoud, P., Spagnoli, J., & Junod, J. (2009). Prevalence of Frailty in Middle-Aged and Older Community-Dwelling Europeans Living in 10 Countries. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 64A(6), 675-681. <https://doi.org/10.1093/gerona/glp012>
- Sasaki, J. E., John, D., & Freedson, P. S. (2011). Validation and comparison of ActiGraph activity monitors. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 14(5), 411-416. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2011.04.003>
- Scheen, A., & Petermans, J. (2014). Bien gerer les couts des soins de sante aux personnes agees : Un des defis majeurs pour le 21eme siecle. *Revue Médicale de Liège*, 69(5-6), 229-232.
- Schenkman, M., Berger, R. A., Riley, P. O., Mann, R. W., & Hodge, W. A. (1990). Whole-Body Movements During Rising to Standing from Sitting. *Physical Therapy*, 70(10), 638-648. <https://doi.org/10.1093/ptj/70.10.638>
- Schoene, D., Smith, S. T., Davies, T. A., Delbaere, K., & Lord, S. R. (2014). A Stroop Stepping Test (SST) using low-cost computer game technology discriminates between older fallers and non-fallers. *Age and Ageing*, 43(2), 285-289. <https://doi.org/10.1093/ageing/aft157>
- Schultz, A. B. (1992). Mobility impairment in the elderly : Challenges for biomechanics research. *Journal of Biomechanics*, 25(5), 519-528. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(92\)90092-F](https://doi.org/10.1016/0021-9290(92)90092-F)
- Sedentary Behaviour Research Networ. (2012). Letter to the Editor : Standardized use of the terms “sedentary” and “sedentary behaviours”. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 37(3), 540-542. <https://doi.org/10.1139/h2012-024>
- Shahzad, A., & Kim, K. (2019). FallDroid : An Automated Smart-Phone-Based Fall Detection System Using Multiple Kernel Learning. *IEEE Transactions on Industrial Informatics*, 15(1), 35-44. <https://doi.org/10.1109/TII.2018.2839749>
- Sherrington, C., Tiedemann, A., Fairhall, N. J., Hopewell, S., Michaleff, Z. A., Howard, K., Clemson, L., & Lamb, S. E. (2016). Exercise for preventing falls in older people living in the community. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD012424>
- Silsupadol, P., Prupetkaew, P., Kamnardsiri, T., & Lugade, V. (2020). Smartphone-Based Assessment of Gait During Straight Walking, Turning, and Walking Speed Modulation in Laboratory and Free-Living Environments. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 24(4), 1188-1195. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2019.2930091>
- Silva, J., Madureira, J., Tonelo, C., Baltazar, D., Silva, C., Martins, A., Alcobia, C., & Sousa, I. (2017). Comparing Machine Learning Approaches for Fall Risk Assessment: *Proceedings of the 10th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies*, 223-230. <https://doi.org/10.5220/0006227802230230>
- Similä, H., Immonen, M., & Ermes, M. (2017). Accelerometry-based assessment and detection of early signs of balance deficits. *Computers in Biology and Medicine*, 85, 25-32. <https://doi.org/10.1016/j.compbimed.2017.04.009>
- Sirven, N. (2013). Frailty and Preventing the Loss of Autonomy. *Questions d'économie de La Santé*.

- Sirven, N., & Rapp, T. (2017). The cost of frailty in France. *The European Journal of Health Economics*, 18(2), 243-253. <https://doi.org/10.1007/s10198-016-0772-7>
- Sparrow, W. A., Bradshaw, E. J., Lamoureux, E., & Tirosh, O. (2002). Ageing effects on the attention demands of walking. *Human Movement Science*, 21(5-6), 961-972. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(02\)00154-9](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(02)00154-9)
- Speechley, M., Belfry, S., Borrie, M. J., Jenkyn, K. B., Crilly, R., Gill, D. P., McLean, S., Stolee, P., Vandervoort, A. A., & Jones, G. R. (2005). Risk Factors for Falling among Community-Dwelling Veterans and Their Caregivers. *Canadian Journal on Aging / La Revue Canadienne Du Vieillissement*, 24(3), 261-274. <https://doi.org/10.1353/cja.2005.0083>
- Spoelstra, S. L., Given, B. A., & Given, C. W. (2012). Fall Prevention in Hospitals : An Integrative Review. *Clinical Nursing Research*, 21(1), 92-112. <https://doi.org/10.1177/1054773811418106>
- Sternberg, S. A., Schwartz, A. W., Karunanathan, S., Bergman, H., & Mark Clarfield, A. (2011). The Identification of Frailty : A Systematic Literature Review. *Journal of the American Geriatrics Society*, 59(11), 2129-2138. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2011.03597.x>
- Strubel, D., Jacquot, J. M., & Martin-Hunyadi, C. (2001). Démence et chutes. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 44(1), 4-12. [https://doi.org/10.1016/S0168-6054\(00\)00057-X](https://doi.org/10.1016/S0168-6054(00)00057-X)
- Suarez, J. (2020). *Dépistage Rapide de Fragilité en Médecine Générale : Création d'une nouvelle échelle de fragilité (étude pilote)* [Thèse]. Université de Poitiers.
- Sun, R., & Sosnoff, J. J. (2018). Novel sensing technology in fall risk assessment in older adults : A systematic review. *BMC Geriatrics*, 18(1), 14. <https://doi.org/10.1186/s12877-018-0706-6>
- Sun, S., Melamed, D., & Kitani, K. (2021). *IDOL : Inertial Deep Orientation-Estimation and Localization*. <https://doi.org/10.48550/ARXIV.2102.04024>
- Suriani, N. S., Rashid, A. N., & Yunos, N. Y. (2018). *Optimal Accelerometer Placement for Fall Detection of Rehabilitation Patients*. 10(2), 5.
- Syndrome de fragilité. (s. d.). Consulté 4 avril 2022, à l'adresse <http://www.ipubli.inserm.fr/bitstream/handle/10608/6807/?sequence=13>
- Tan, H., Wilson, A. M., & Lowe, J. (2008). Measurement of stride parameters using a wearable GPS and inertial measurement unit. *Journal of Biomechanics*, 41(7), 1398-1406. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.02.021>
- Tanaka, H., & Seals, D. R. (2003). Invited Review : Dynamic exercise performance in Masters athletes: insight into the effects of primary human aging on physiological functional capacity. *Journal of Applied Physiology*, 95(5), 2152-2162. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00320.2003>
- Taylor, L. M., Klenk, J., Maney, A. J., Kerse, N., MacDonald, B. M., & Maddison, R. (2014). Validation of a Body-Worn Accelerometer to Measure Activity Patterns in Octogenarians. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 95(5), 930-934. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.01.013>
- Teguo, M. T. (2017). *Approche épidémiologique de la fragilité*. Thèse, Université de Bordeaux, 89.
- Teh, R. C.-A., Mahajan, N., Visvanathan, R., & Wilson, A. (2015). Clinical effectiveness of and attitudes and beliefs of health professionals towards the use of health technology in falls prevention among older adults. *International Journal of Evidence-Based Healthcare*, 13(4), 213-223. <https://doi.org/10.1097/XEB.0000000000000029>
- Terrier, P., & Schutz, Y. (2005). How useful is satellite positioning system (GPS) to track gait parameters? A review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2(1), 28. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-2-28>
- Thang, H. M., Viet, V. Q., Dinh Thuc, N., & Choi, D. (2012). Gait identification using accelerometer on mobile phone. *2012 International Conference on Control, Automation and Information Sciences (ICCAIS)*, 344-348. <https://doi.org/10.1109/ICCAIS.2012.6466615>

- Theou, O., Brothers, T. D., Mitnitski, A., & Rockwood, K. (2013). Operationalization of Frailty Using Eight Commonly Used Scales and Comparison of Their Ability to Predict All-Cause Mortality. *Journal of the American Geriatrics Society*, 61(9), 1537-1551. <https://doi.org/10.1111/jgs.12420>
- Theou, O., Stathokostas, L., Roland, K. P., Jakobi, J. M., Patterson, C., Vandervoort, A. A., & Jones, G. R. (2011). The Effectiveness of Exercise Interventions for the Management of Frailty: A Systematic Review. *Journal of Aging Research*, 2011, 1-19. <https://doi.org/10.4061/2011/569194>
- Thin, D. (2012). *Apport des données statistiques dans l'interprétation des tests diagnostiques*. <https://kinedoc.org/work/kinedoc/4e7bb8cc-272e-4be2-9fe8-9dd12c4ace82.pdf>
- Thordardottir, B., Malmgren Fänge, A., Lethin, C., Rodriguez Gatta, D., & Chiatti, C. (2019). Acceptance and Use of Innovative Assistive Technologies among People with Cognitive Impairment and Their Caregivers: A Systematic Review. *BioMed Research International*, 2019, 1-18. <https://doi.org/10.1155/2019/9196729>
- Tinetti, M. E. (2003). Preventing Falls in Elderly Persons. *The New England Journal of Medicine*, 8.
- Tinetti, M. E., Speechley, M., & Ginter, S. F. (1988). Risk Factors for Falls among Elderly Persons Living in the Community. *New England Journal of Medicine*, 319(26), 1701-1707. <https://doi.org/10.1056/NEJM198812293192604>
- Tinetti, M. E., & Williams, C. S. (1997). Falls, Injuries Due to Falls, and the Risk of Admission to a Nursing Home. *New England Journal of Medicine*, 337(18), 1279-1284. <https://doi.org/10.1056/NEJM199710303371806>
- Trombetti, A., Hars, M., Marcant, D., Rizzoli, R., & Ferrari, S. (2009). Prévention de la chute : Un enjeu de taille dans la stratégie visant à prévenir les fractures chez le sujet âgé. *Revue Médicale Suisse*, 7.
- Trombetti, A., Reid, K. F., Hars, M., Herrmann, F. R., Pasha, E., Phillips, E. M., & Fielding, R. A. (2016). Age-associated declines in muscle mass, strength, power, and physical performance: Impact on fear of falling and quality of life. *Osteoporosis International*, 27(2), 463-471. <https://doi.org/10.1007/s00198-015-3236-5>
- Tully, E. A., Fotoohabadi, M. R., & Galea, M. P. (2005). Sagittal spine and lower limb movement during sit-to-stand in healthy young subjects. *Gait & Posture*, 22(4), 338-345. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.11.007>
- Ungar, A., Rafanelli, M., Iacomelli, I., Bruneti, M. A., Ceccofiglio, A., Tesi, F., & Marchionni, N. (2013). Fall prevention in the elderly. *Clinical Cases in Mineral and Bone Metabolism*, 10(2), 91-95.
- Van Roie, E., Delecluse, C., Coudyzer, W., Boonen, S., & Bautmans, I. (2013). Strength training at high versus low external resistance in older adults: Effects on muscle volume, muscle strength, and force-velocity characteristics. *Experimental Gerontology*, 48(11), 1351-1361. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2013.08.010>
- Vander Linden, D. W., Brunt, D., & McCulloch, M. U. (1994). Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75(6), 653-660. [https://doi.org/10.1016/0003-9993\(94\)90188-0](https://doi.org/10.1016/0003-9993(94)90188-0)
- van Lummel, R. C., Ainsworth, E., Lindemann, U., & Hausdorff, J. M. (2013). Automated approach for quantifying the repeated sit-to-stand using one body fixed sensor in young and older adults. *Gait & Posture*, 38(1), 153-156. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.10.008>
- Vellas, B., Gillette-Guyonnet, S., I', F. N., Lauque, S., Ousset, P. J., Moulias, S., Andrieu, S., Adouel, D., Lafont', C., Baumgartner', R., Garry, P., & Albarkde', J. L. (2000). *Chutes, fragilité et ostéoporose chez la personne âgée: Un problème de santé publique*. 6. [https://doi.org/10.1016/s0248-8663\(00\)80006-5](https://doi.org/10.1016/s0248-8663(00)80006-5)

- Vellas, B. J., Wayne, S. J., Garry, P. J., & Baumgartner, R. N. (1998). A Two-Year Longitudinal Study of Falls in 482 Community-Dwelling Elderly Adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 53A(4), M264-M274. <https://doi.org/10.1093/gerona/53A.4.M264>
- Vellas, B. J., Wayne, S. J., Romero, L. J., Baumgartner, R. N., & Garry, P. J. (1997a). Fear of falling and restriction of mobility in elderly fallers. *Age and Ageing*, 26(3), 189-193. <https://doi.org/10.1093/ageing/26.3.189>
- Vellas, B. J., Wayne, S. J., Romero, L., Baumgartner, R. N., Rubenstein, L. Z., & Garry, P. J. (1997b). One-Leg Balance Is an Important Predictor of Injurious Falls in Older Persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 45(6), 735-738. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1997.tb01479.x>
- Venkatesh, Thong, & Xu. (2012). Consumer Acceptance and Use of Information Technology: Extending the Unified Theory of Acceptance and Use of Technology. *MIS Quarterly*, 36(1), 157. <https://doi.org/10.2307/41410412>
- Verghese, J., Holtzer, R., Lipton, R. B., & Wang, C. (2009). Quantitative Gait Markers and Incident Fall Risk in Older Adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 64A(8), 896-901. <https://doi.org/10.1093/gerona/glp033>
- Vermeulen, J., Willard, S., Aguiar, B., & De Witte, L. P. (2015). Validity of a Smartphone-Based Fall Detection Application on Different Phones Worn on a Belt or in a Trouser Pocket. *Assistive Technology*, 27(1), 18-23. <https://doi.org/10.1080/10400435.2014.949015>
- Veyret-Verner, G. (1955). Une définition du vieillissement de la population. *Revue de géographie alpine*, 43(4), 703-706. <https://doi.org/10.3406/rga.1955.1197>
- Viel, É. (2000). *La marche humaine : La course et le saut biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnement*. Masson.
- Viel, É. (2004). Mesurer et non accompagner. *Kinésithérapie, les annales*, 32-33, 15-36.
- Vincent, K. R., Braith, R. W., Feldman, R. A., Magyari, P. M., Cutler, R. B., Persin, S. A., Lennon, S. L., Md, A. H. G., & Lowenthal, D. T. (2002). Resistance Exercise and Physical Performance in Adults Aged 60 to 83. *Journal of the American Geriatrics Society*, 50(6), 1100-1107. <https://doi.org/10.1046/j.1532-5415.2002.50267.x>
- Vuillemin, A. (2012). Bénéfices de l'activité physique sur la santé des personnes âgées. *Science & Sports*, 27(4), 249-253. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2012.07.006>
- Wall, J. C. (2000). *The timed get-up-and-go test revisited : Measurement of the component tasks*. 5.
- Wallace, J. I., Buchner, D. M., Grothaus, L., Leveille, S., Tyll, L., LaCroix, A. Z., & Wagner, E. H. (1998). Implementation and Effectiveness of a Community-Based Health Promotion Program for Older Adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 53A(4), M301-M306. <https://doi.org/10.1093/gerona/53A.4.M301>
- Warburton, D. E. R., Gledhill, N., & Quinney, A. (2001). Musculoskeletal Fitness and Health. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 26(2), 217-237. <https://doi.org/10.1139/h01-013>
- Weir, E. (2004). Fall prevention in the elderly population. *Canadian Medical Association Journal*, 171(7), 724-724. <https://doi.org/10.1503/cmaj.1041381>
- Weiss, A., Brozgol, M., Dorfman, M., Herman, T., Shema, S., Giladi, N., & Hausdorff, J. M. (2013). Does the Evaluation of Gait Quality During Daily Life Provide Insight Into Fall Risk? A Novel Approach Using 3-Day Accelerometer Recordings. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 27(8), 742-752. <https://doi.org/10.1177/1545968313491004>
- Weiss, A., Herman, T., Plotnik, M., Brozgol, M., Giladi, N., & Hausdorff, J. M. (2011). An instrumented timed up and go : The added value of an accelerometer for identifying fall risk in idiopathic fallers. *Physiological Measurement*, 32(12), 2003-2018. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/32/12/009>

- Whitney, S. L., Wrisley, D. M., Marchetti, G. F., Gee, M. A., Redfern, M. S., & Furman, J. M. (2005). Clinical Measurement of Sit-to-Stand Performance in People With Balance Disorders : Validity of Data for the Five-Times-Sit-to-Stand Test. *Physical Therapy*, 85(10), 1034-1045. <https://doi.org/10.1093/ptj/85.10.1034>
- Wolff, J. L., Boulton, C., Boyd, C., & Anderson, G. (2005). Newly Reported Chronic Conditions and Onset of Functional Dependency : Chronic conditions and dependency. *Journal of the American Geriatrics Society*, 53(5), 851-855. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2005.53262.x>
- Wolfson, L., Whipple, R., Amerman, P., & Tobin, J. N. (1990). Gait Assessment in the Elderly : A Gait Abnormality Rating Scale and Its Relation to Falls. *Journal of Gerontology*, 45(1), M12-M19. <https://doi.org/10.1093/geronj/45.1.M12>
- Wong, K. K., Chuah, Y. D., Tan, M. P., Ng, S.-C., & Goh, C.-H. (2021). Development of Clustering Algorithms for Older Faller in Malaysia. *2020 IEEE-EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES)*, 251-255. <https://doi.org/10.1109/IECBES48179.2021.9398829>
- Woollacott, M., & Shumway-Cook, A. (2002). Attention and the control of posture and gait : A review of an emerging area of research. *Gait & Posture*, 16(1), 1-14. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00156-4](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00156-4)
- Yacchirema, D., de Puga, J. S., Palau, C., & Esteve, M. (2018). Fall detection system for elderly people using IoT and Big Data. *Procedia Computer Science*, 130, 603-610. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2018.04.110>
- Yamada, T., & Demura, S. (2009). Relationships between ground reaction force parameters during a sit-to-stand movement and physical activity and falling risk of the elderly and a comparison of the movement characteristics between the young and the elderly. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 48(1), 73-77. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2007.10.006>
- Yang, C.-C., & Hsu, Y.-L. (2006). Development of a portable system for physical activity assessment in a home environment. *Proc. of International Computer Symposium, Taipei Taiwan*, 1339-1344.
- Yang, C.-C., & Hsu, Y.-L. (2010). A Review of Accelerometry-Based Wearable Motion Detectors for Physical Activity Monitoring. *Sensors*, 10(8), 7772-7788. <https://doi.org/10.3390/s100807772>
- Zheng, E., Chen, B., Wang, X., Huang, Y., & Wang, Q. (2014). On the Design of a Wearable Multi-sensor System for Recognizing Motion Modes and Sit-to-stand Transition. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 11(2), 30. <https://doi.org/10.5772/57788>
- Zijlstra, W., Bisseling, R. W., Schlumbohm, S., & Baldus, H. (2010). A body-fixed-sensor-based analysis of power during sit-to-stand movements. *Gait & Posture*, 31(2), 272-278. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.11.003>

# Annexes

## **Annexe 1 : résumé communication orale IHET :**

### **Reproducibility and reliability of embedded inertial motion sensors integrated to smart eyeglasses during Sit-to-Stand test**

**Purpose :** Kinematic and kinetic assessments of Sit-to-Stand (STS) usually done in laboratory settings involve strong technical expertise and expensive equipment. As an alternative, embedded inertial motion sensors can be used to quantify key parameters of selected everyday life movements such as STS. Sensors can be integrated in different wearable devices like smartwatch, wristband and smart eyeglasses. It has been shown that placing inertial sensors on the head allows obtaining better spatial and temporal parameters than those obtained by sensors placed on the hip or the trunk [1]. In this study, we assessed the reliability and reproducibility of inertial motion sensors integrated to smart eyeglasses during Sit-to-Stand movements.

**Methods :** Ten healthy adult participants (5 men and 5 women ;  $27 \pm 5.2$  years old) completed two identical test sessions (separated by one week) comprising STS measures. Throughout the tests, participants wore smart eyeglasses (Ellicie-Healthy, France) with a 3-axis accelerometer inserted in the right branch. Each testing session was composed of Sit-to-Stand movements performed at two different self-selected speeds (e.g., slow and comfort) with and without cervical collar. Fifteen repetitions were realized per condition. The maximum and minimum peak values of the vertical acceleration were obtained with the accelerometer of the eyeglasses. Separate repeated measures ANOVAs were performed to assess the changes across the 15 trials for each variable within, and across, testing sessions. Significance level was set as  $p < 0.05$  and effect size was computed from partial  $\eta^2$  values ( $\eta^2_p$ ). Relative reliability of each variable across the trials was assessed using intraclass correlation coefficient (ICC). Variability of each variable was assessed with the coefficient of variation (CV) calculation.

**Results :** The maximum and minimum acceleration values of STS did not differ across trial nor sessions ( $p > 0.05$ ). ICC values were comprised between 0.63 and 0.93 for the slow speed whether or not the cervical collar was worn. The ICC values ranged between 0.70 and 0.93 for the comfort speed. Coefficients of variation varied from 4.8% to 12.9% for all the conditions during both sessions.

**Discussion and Conclusion :** This study clearly indicated that intra and inter-session reproducibility and reliability of maximum and minimum peak values are satisfactory. Based on the ICC values, our data show that the measured variables were reliable regardless of the testing conditions (i.e., speed and cervical collar). The accelerometer data of the smart eyeglasses used in the present study were reproducible across days and conditions. These smart eyeglasses could be used to recognize everyday life movements. Further studies should investigate the reproducibility and reliability of this technology over a higher number of participants as well as for other movements and populations (e.g., health compromised individuals and/or elderly).

**References:** [1] Lindemann, U., Hock, A., Stuber, M., Keck, W., & Becker, C. (2005). Evaluation of a fall detector based on accelerometers: A pilot study. *Medical and Biological engineering and computing*, 43(5), 548-551.

## **Annexe 2 : résumé communication orale, congrès fragilité :**

### **« Clustering » des performances physiques des personnes âgées grâce au recueil de données biomécaniques issues d'une paire de lunettes instrumentées**

**Contexte :** Une personne âgée est généralement catégorisée comme « chuteuse » en répondant positivement au fait d'avoir chuté dans l'année précédente. Pourtant de nombreux facteurs, dont le déclin des capacités fonctionnelles avec l'âge, peuvent participer au risque de chute. Catégoriser une personne âgée comme « chuteuse » est un processus multifactoriel. Des méthodes d'analyse non-supervisée basées sur le recueil de données biomécaniques lors des activités quotidiennes pourraient permettre de mieux catégoriser cette population.

#### **Objectifs :**

- Evaluer grâce à une innovation technologique, un objet du quotidien instrumenté (i.e., une paire de lunettes) des paramètres fonctionnels et biomécaniques des personnes âgées
- Catégoriser ces personnes en différents groupes de performances physiques

**Méthodes :** Quatre-vingt-quatre personnes âgées indépendantes (âge > 65 ans) ont réalisé trois tests physiques avec des lunettes intégrant un accéléromètre : i) trente secondes de levers de chaise, ii) marche de six minutes, iii) « timed-up and go » (TUG). Différents paramètres fonctionnels et biomécaniques ont été issus des lunettes : nombre de levers, pic vertical d'accélération des levers, distance totale de marche, durée et longueur des pas et temps de réalisation au TUG. Grâce à une analyse non-supervisée les participants ont été classés en différents groupes de performances physiques puis les différences entre groupes ont été examinées.

**Résultats :** L'analyse non-supervisée a catégorisé la population en trois groupes distincts à partir des paramètres fonctionnels et biomécaniques issus des lunettes. Exemple : l'accélération maximale verticale (i.e., application de la gravité) lors des levers de chaise était de 11,80 m.s<sup>-2</sup> pour le groupe le moins performant contre 14,48 m.s<sup>-2</sup> pour le groupe le plus performant, et la durée des pas de 0,52 et 0,46 secondes pour ces deux groupes, respectivement. Le pourcentage de « chuteurs » différait entre ces deux groupes avec une proportion plus importante dans le groupe le moins performant (i.e., 45,45% vs. 34,78%).

**Conclusion :** Les paramètres fonctionnels et biomécaniques issus des lunettes catégorisent les participants grâce à l'approche multifactorielle. Suite à cette catégorisation, il serait intéressant de tester prospectivement le nombre de chutes en fonction des groupes de performances physiques et/ou de suivre longitudinalement le déclin de ces paramètres pour prévenir un risque de chute.

## Annexe 3 : Vulgarisation écrite

Daumas, L., Hellec, J., & Reneaud, N. (2021). Les centrales inertielles au service de la prévention, de l'évaluation et de la rééducation dans le cadre du bien vieillir. *Revue du Podologue*, 17(102), 15-18. <https://doi.org/10.1016/j.revpod.2021.09.00>

### dossier

La prévention des chutes chez la personne âgée

## Les centrales inertielles au service de la prévention, de l'évaluation et de la rééducation dans le cadre du bien vieillir

**Les centrales inertielles sont des outils accessibles, qui peuvent être intégrés dans des objets du quotidien. Chez les personnes âgées, elles sont insérées dans des lunettes connectées et peuvent détecter le déclin des capacités physiques. Des capteurs embarqués évaluent et quantifient le mouvement pour dresser un bilan clinique précis. Grâce aux genouillères connectées, la rééducation peut être monitorée au domicile du patient. L'objectif global vise à proposer des stratégies afin de maintenir les capacités fonctionnelles.**

© 2021 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés

**Mots clés** – centrale inertielle ; fonction motrice ; monitoring ; personne âgée ; rééducation

**Inertial units for prevention, assessment and rehabilitation in the context of ageing well.** Inertial sensors are accessible tools that can be integrated into everyday objects. In the elderly, they are inserted in connected glasses and can detect the decline of physical abilities. Onboard sensors assess and quantify movement to provide an accurate clinical assessment. Thanks to the connected knee braces, rehabilitation can be monitored at the patient's home. The overall objective is to propose strategies to maintain functional abilities.

© 2021 Elsevier Masson SAS. All rights reserved

**Keywords** – elderly; inertial unit; monitoring; motor function; rehabilitation

La transition démographique à laquelle nous assistons voit émerger un nouvel enjeu sociétal, celui de répondre au défi du vieillissement. En effet, les personnes âgées de plus de 65 ans comptent en France et en Europe 20 % de la population, et celles-ci représenteront, selon les estimations, 30 % de la population d'ici à 2070 [1]. En soixante-dix ans, une large augmentation de l'espérance de vie en France a été constatée. Cependant, l'espérance de vie en bonne santé et sans incapacités est, elle, moins favorable, puisque de nombreuses personnes âgées vivent en mauvaise santé, voire dépendantes. L'avancée en âge s'accompagne de modifications physiologiques qui exposent les personnes âgées à un risque accru de vulnérabilité. Plus spécifiquement, des changements s'opèrent au niveau du système neuromusculaire et locomoteur, induisant une augmentation du risque de détérioration des capacités motrices fonctionnelles, et favorisant par conséquent la perte d'autonomie. En effet, ces dernières sont indispensables à la réalisation des activités de la vie quotidienne telles que marcher, se lever d'une chaise ou encore monter des escaliers. Ainsi, la mise en place de stratégies pour maintenir les capacités fonctionnelles afin de préserver le plus longtemps possible l'indépendance, de retarder

l'institutionnalisation et, plus globalement, de garder, voire d'améliorer, la qualité de vie des personnes âgées, constitue un réel enjeu de santé publique.

### Un surveillance en continu

Dans cette perspective, le monitoring, c'est-à-dire la surveillance et le suivi continu par l'intermédiaire d'appareils innovants, permettrait de détecter les risques de chute ainsi que le déclin des capacités physiques. Les nouvelles technologies ont connu un important essor dans le domaine de la santé et, parmi elles, les centrales inertielles offrent d'intéressantes perspectives dans le cadre de l'analyse du mouvement chez la personne âgée. Composées d'un accéléromètre, d'un gyroscope et d'un magnétomètre qui mesurent respectivement l'accélération, la vitesse angulaire et l'orientation du champ magnétique, les centrales inertielles permettent de quantifier le mouvement. Elles présentent l'avantage d'être peu coûteuses, facilement transportables et intégrables dans des objets du quotidien grâce à leur petite taille et permettent des mesures écologiques. De plus, elles offrent la possibilité d'être placées sur différentes parties du corps en fonction de la zone d'intérêt. Elles peuvent ainsi être utilisées pour réaliser des bilans cliniques, dans le cadre de la recherche ou encore pour un suivi quotidien.

Lyne DAUMAS<sup>a,b</sup>  
Étudiante doctorante

Justine HELLEC<sup>a,c,\*</sup>  
Étudiante doctorante

Nicolas RENEAUD<sup>a,d</sup>  
Étudiant doctorant

<sup>a</sup>LAMHESS, EUR Healthy, université Côte d'Azur, 261 boulevard du Mercantour, 06205 Nice, France

<sup>b</sup>Université Côte d'Azur, CoBTek UPR 7276, 06100 Nice, France

<sup>c</sup>Ellice Healthy, 670 chemin du Valbosquet, 06600 Antibes, France

<sup>d</sup>Ted Orthopedics, 37 rue Guibal, 13003 Marseille, France

### Références

- [1] Institut national de la statistique et des études économiques. Tableaux de l'économie française. Édition 2018. 27 février 2018. [www.insee.fr/fr/statistiques/3303333?sommaire=3353488](http://www.insee.fr/fr/statistiques/3303333?sommaire=3353488).
- [2] Aminian K, Najafi B, Bula C, et al. Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes. *J Biomech* 2002;35(5):689-99.
- [3] Greene BR, McGrath D, O'Neill R, et al. An adaptive gyroscope-based algorithm for temporal gait analysis. *Med Biol Eng Comput* 2010;48(12):1251-60.
- [4] Sijobert B, Benoussaad M, Denys J, et al. Implementation and validation of a stride length estimation algorithm, using a single basic inertial sensor on healthy subjects and patients suffering from Parkinson's disease. *Health* 2015;7(6):704-14.

\*Auteur correspondant.  
Adresse e-mail :  
justine.hellec@univ-cotedazur.fr  
(J. Hellec).

## dossier

## La prévention des chutes chez la personne âgée

## Références

- [5] Hellec J, Chorin F, Castagnetti A, et al. Smart eyeglasses: a valid and reliable device to assess spatiotemporal parameters during gait. [In submission].
- [6] Beauchet O, Annweiler C, Dubost V, et al. Stops walking when talking: a predictor of falls in older adults? *Eur J Neurol* 2009;16(7):786–95.
- [7] Morat M, Morat T, Zijlstra W, et al. Effects of multimodal agility-like exercise training compared to inactive controls and alternative training on physical performance in older adults: a systematic review and meta-analysis. *Eur Rev Aging Phys Act* 2021;18(1):4.
- [8] Beissner K, Collins J, Holmes H. Extremity strength and range of motion as predictors of function in older adults. *Phys Ther* 2000;80(6):556–63.
- [9] Padma A, Sukanesh R. Automatic classification and segmentation of brain tumor in CT images using optimal dominant gray level run length texture features. *IJACSA* 2011;2(10):53–9.
- [10] Zhang W, Nuki G, Moskowitz RW, et al. OARSI recommendations for the management of hip and knee osteoarthritis: part III: changes in evidence following systematic cumulative update of research published through January 2009. *Osteoarthritis Cartilage* 2010;18(4):476–99.
- [11] Azma K, RezaSoltani Z, Rezaeimoghaddam F, et al. Efficacy of tele-rehabilitation compared with office-based physical therapy in patients with knee osteoarthritis: a randomized clinical trial. *J Telemed Telecare* 2018;24(8):560–5.

Ainsi, la quantification du mouvement chez la personne âgée pour la prévention, l'évaluation et la rééducation dans l'optique d'un suivi transversal et longitudinal pourrait être une stratégie intéressante pour répondre aux besoins du bien vieillir.

## En prévention, les lunettes connectées

Dans le cadre des projets pour améliorer le vieillissement des personnes âgées, différents dispositifs sont mis en place afin de détecter des incidents tels que des chutes. Par exemple, des colliers ou des bracelets, qui sont souvent stigmatisants pour les porteurs, sont par conséquent peu portés et donc inutiles. Cependant, lorsqu'une chute est présente, une dégradation des capacités physiques est déjà amorcée, ce qui rend la rééducation plus complexe et moins efficiente.

♦ **Il est important d'intervenir en amont du déclin des capacités physiques**, de se situer dans la prévention des déficiences motrices afin d'améliorer la prise en charge de la personne âgée. Afin de faire un monitoring quotidien, il semble pertinent d'instrumenter un objet de la vie quotidienne avec des centrales inertielles. Il y a de nombreuses personnes âgées qui portent des verres correcteurs, il est donc intéressant d'instrumenter une paire de lunettes avec un accéléromètre et un gyroscope (figure 1), ce qui a été développé par une start-up antoise (Elcie-Healthy, Antibes, France).

♦ **L'accéléromètre des lunettes est capable de mesurer les paramètres spatio-temporels** de la marche, dont la durée des pas, la cadence de marche et la longueur des pas, mais aussi le nombre de lever de chaise quotidien (figure 2). Ces paramètres permettent d'établir un suivi des activités de la vie quotidienne. Grâce à l'intelligence artificielle, une signature intraparticipant est réalisée pour chaque porteur de ces lunettes. Dès lors qu'une modification de cette signature est présente telle que l'augmentation des paramètres temporels, le rôle de la prévention est maximal. Il est donc important de comprendre les

causes de cette modification et donc du déclin des capacités physiques. La personne âgée est alors conseillée pour réaliser des tests fonctionnels.

## L'évaluation par capteurs inertiels

De nombreux tests fonctionnels s'appuient sur des activités de la vie quotidienne telles que la marche et les activités de transfert et sont utilisés en clinique pour évaluer les capacités physiques. En fournissant des paramètres plus précis que les mesures habituellement réalisées par ces tests, les capteurs inertiels à placer sur le corps permettent une analyse plus approfondie du mouvement (figure 3). Celle-ci peut aboutir à la détection de faiblesses physiques ou à l'identification de comportements moteurs pathologiques.

Les capteurs inertiels quantifient les paramètres spatio-temporels de la marche, d'une part, et réalisent des analyses cinématiques sur diverses tâches motrices, comme un lever de chaise, d'autre part. En utilisant les données du gyroscope, les capteurs inertiels montrent une bonne fiabilité pour la détection des événements de marche et les paramètres spatio-temporels qui en découlent [2–5] tels que la longueur du pas, la durée d'une foulée ou encore la variabilité qui peuvent révéler des troubles de la marche et prédire un risque de chute chez la personne âgée [6,7]. Les données cinématiques (figure 4) fournissent, quant à elles, des informations sur les mouvements articulaires telles que les amplitudes articulaires ou la vitesse angulaire qui peuvent être également associées à des limitations fonctionnelles [8]. De plus, les capteurs inertiels donnent accès à de nombreux autres paramètres. Par exemple, l'orientation du tronc constitue un paramètre cliniquement pertinent, notamment pour évaluer le contrôle postural lors de la locomotion ou lors d'une tâche de lever de chaise. Ainsi, les capteurs inertiels peuvent fournir une multitude d'informations, tout en présentant de nombreux avantages en comparaison aux outils



Figure 1. Lunettes connectées Elcie-Healthy.

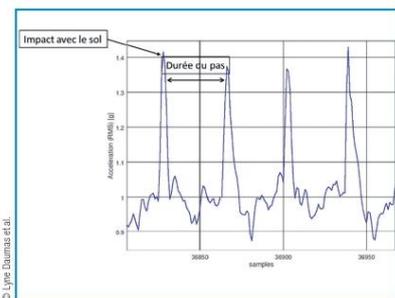


Figure 2. Signal accélérométrique pendant la marche.

gold standard (GAITRite, capture de mouvements optiques multicaméras).

### La rééducation avec une genouillère connectée

La prise en charge non pharmacologique *via* des exercices thérapeutiques en centre ou à la maison devient une solution de plus en plus utilisée. En effet, ces types d'interventions font partie de celles qui possèdent le plus d'évidence scientifique soutenant leurs efficacités pour réduire la douleur et améliorer les capacités fonctionnelles chez des personnes présentant une gonarthrose [9]. De même, ce type de traitement permet d'obtenir d'autres bienfaits tels qu'une amélioration de la force, de la souplesse, de la proprioception et de l'endurance. Cette prise en charge a l'avantage d'avoir des effets secondaires réduits avec des effets équivalents ou supérieurs à ceux d'un traitement pharmacologique [10].

♦ **La prise en charge d'une rééducation à la maison supervisée devient possible** avec l'émergence des nouvelles technologies. Dans un premier temps, les visioconférences ont permis à un praticien d'encadrer des séances de rééducation à distance, telles que la prise en charge de personnes âgées souffrant d'arthrose du genou [11]. Dans cette continuité, l'utilisation d'objets connectés permet maintenant de monitorer la rééducation d'un patient en autonomie, pour quantifier les progrès réalisés au cours des séances. De même, il est possible d'utiliser les données des capteurs pour fournir des indications visuelles et auditives durant les exercices thérapeutiques pour permettre une rééducation ajustée et plus sécuritaire [12, 13]. Le praticien peut avoir un suivi plus précis de l'évolution de son patient, et ainsi individualiser sa rééducation au mieux.

♦ **Dans cette optique, une start-up marseillaise** (Ted Orthopedics, Marseille, France) a mis au point une genouillère connectée, composée de deux capteurs inertiels, pour obtenir les données cinématiques du genou (figure 5). Cet outil est notamment utilisé pour un complément de prise en charge chez le masseur-kinésithérapeute pour permettre au patient une continuité de la rééducation en cabinet vers une rééducation autonome à la maison. De même, les rhumatologues peuvent prescrire cet outil (partiellement remboursé par la Sécurité sociale) pour une prise en charge autonome de rééducation pour l'arthrose du genou. Les données de la genouillère permettent, dans un premier temps, d'afficher des *biofeedbacks* sur le *smartphone* du patient, pour indiquer des amplitudes articulaires à atteindre, des durées de contractions ou un objectif de stabilité à maintenir. Dans un second temps, ces données sont traitées pour fournir des bilans au praticien et quantifier



Figure 3. Placement des capteurs inertiels sur le bas du corps.

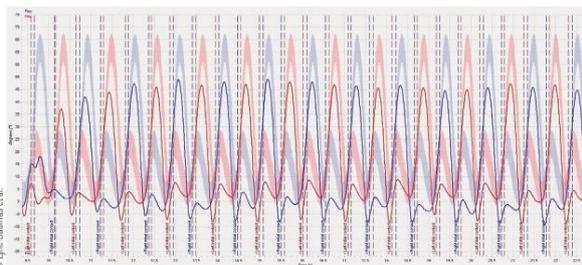
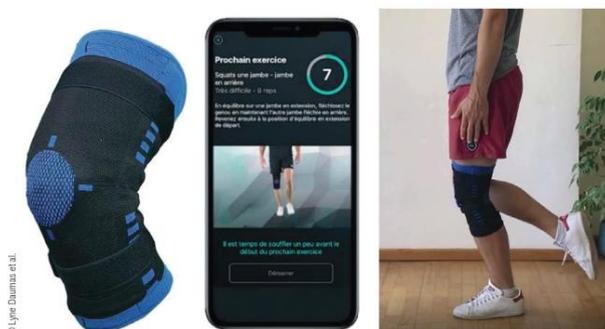


Figure 4. Courbes cinématiques sur le mouvement de flexion-extension du genou droit (bleu) et gauche (rouge) avec détection de l'événement de marche "contact initial".

les évolutions du patient au fil des séances (figure 6). La rééducation individualisée, supervisée *via* les *biofeedbacks*, va permettre d'obtenir un meilleur gain de

## dossier

## La prévention des chutes chez la personne âgée



© Lyle Daumas et al.

Figure 5. Genouillère instrumentée Ted Orthopedics avec son application smartphone pour superviser la rééducation à la maison.

## Références

- [12] Leardini A, Lullini G, Giannini S, et al. Validation of the angular measurements of a new inertial-measurement-unit based rehabilitation system: comparison with state-of-the-art gait analysis. *J Neuroeng Rehabil* 2014;4:11:136.
- [13] Queen RM, Peebles AT, Miller TK, et al. Reduction of risk factors for ACL Re-injuries using an innovative biofeedback approach: rationale and design. *Contemp Clin Trials Commun* 2021;22:100769.
- [14] Gruner MP, Hogaboom N, Hasley J, et al. Prospective, single-blind, randomized controlled trial to evaluate the effectiveness of a digital exercise therapy application compared with conventional physical therapy for the treatment of non-operative knee conditions. *Arch Rehabil Res Clin Transl* 2021;. [In Press].
- [15] Reneaud N, Gerus P, Chorin F, et al. Effects of home based-progressive rehabilitation program on assessment of functional and pain outcomes in people with knee osteoarthritis: a pilot study. *Osteoarthritis Cartil* 2021;29(Suppl 2):S10–1.

Déclaration de liens d'intérêts  
Les auteurs déclarent ne pas avoir de liens d'intérêts.



© Lyle Daumas et al.

Figure 6. Exemple de *biofeedback* durant les exercices de rééducation (a) et de suivi de rééducation (b)

qualité de vie et une réduction de la douleur par rapport à une rééducation conventionnelle [14, 15].

## Les limites du monitoring

Les centrales inertielles présentent de nombreux avantages, notamment leur capacité à quantifier le mouvement dans une grande variété d'environnements, leur facilité d'utilisation, leur transportabilité et leur faible coût.

♦ Elles présentent cependant également certaines limites qui doivent être prises en compte. Parmi elles, des erreurs de positionnement et de fixation des capteurs et la présence de vibrations parasites peuvent impacter négativement les données des accéléromètres et des gyroscopes, induisant par conséquent des problèmes de calculs pour déterminer certains paramètres.

♦ La présence de perturbations magnétiques peut entraver la précision des données. Des ingénieurs travaillent ainsi encore sur l'amélioration de ces systèmes afin de se rapprocher au mieux de la précision

des systèmes opto-électroniques qui constituent le *gold standard* dans l'analyse quantifiée du mouvement. En outre, des limites concernant l'acceptabilité de ces technologies par les personnes âgées peuvent être soulignées.

♦ Néanmoins, les centrales inertielles restent des outils prometteurs avec de nombreuses applications, notamment dans la prévention, l'évaluation et la rééducation qui peuvent être considérées comme un triptyque au service du "bien vieillir" et qui s'inscrit pleinement dans la *silver* économie.

## Conclusion

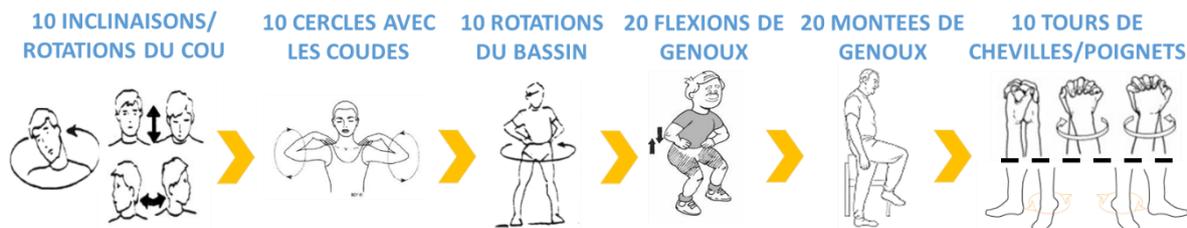
Les centrales inertielles présentent l'avantage, grâce à leur petite taille, d'être facilement intégrables dans des objets du quotidien tels que des lunettes. Elles permettent ainsi de collecter longitudinalement un grand nombre d'informations écologiques dans la vie quotidienne de l'individu et, de ce fait, de prévenir un éventuel déclin des fonctions motrices. Les centrales inertielles peuvent également prendre la forme de capteurs à fixer sur le corps et être utilisées pour réaliser des bilans cliniques. Enfin, intégrables dans une genouillère, elles trouvent leur utilité dans le monitoring et la supervision d'une rééducation au domicile.

La quantification du mouvement au travers de ces objets connectés offre la possibilité d'avoir un socle commun à la prévention, l'évaluation et la rééducation, et ce, pour une prise en charge optimale de la personne âgée. Les données cinématiques et spatio-temporelles recueillies par ces outils peuvent être corrélées et utilisées symbiotiquement. Ainsi, il est possible de valider les données de prévention grâce à l'évaluation, et par la suite de suivre l'évolution de celles-ci par l'intermédiaire des bilans fournis durant la rééducation monitorée au domicile. De même, les déficits identifiés lors de l'évaluation peuvent être utilisés pour concevoir et mettre en place des protocoles de rééducation individualisés, afin d'assurer l'intégrité physique du patient et d'obtenir les meilleurs résultats possibles. Cette approche s'accorde avec le développement des prises en charge qui se veulent de plus en plus personnalisées ainsi qu'avec la promotion des programmes d'activité physique adaptée. De même, cette approche répond aux critères de l'évolution actuelle de l'approche de la santé qui tend vers une prise en charge globale et continue, sous la forme d'un parcours du patient. Cette démarche a pour objectif de maintenir une cohésion dans le suivi et d'éviter des actions isolées et/ou redondantes des praticiens, et par conséquent de limiter les pertes financières et temporelles. ▶

## Annexe 4 : Séances d'activité physique du programme par visioconférence

Toutes les séances d'activité physiques débutaient par un échauffement commun entre toutes les séances

- Echauffement articulaire



- Echauffement musculaire

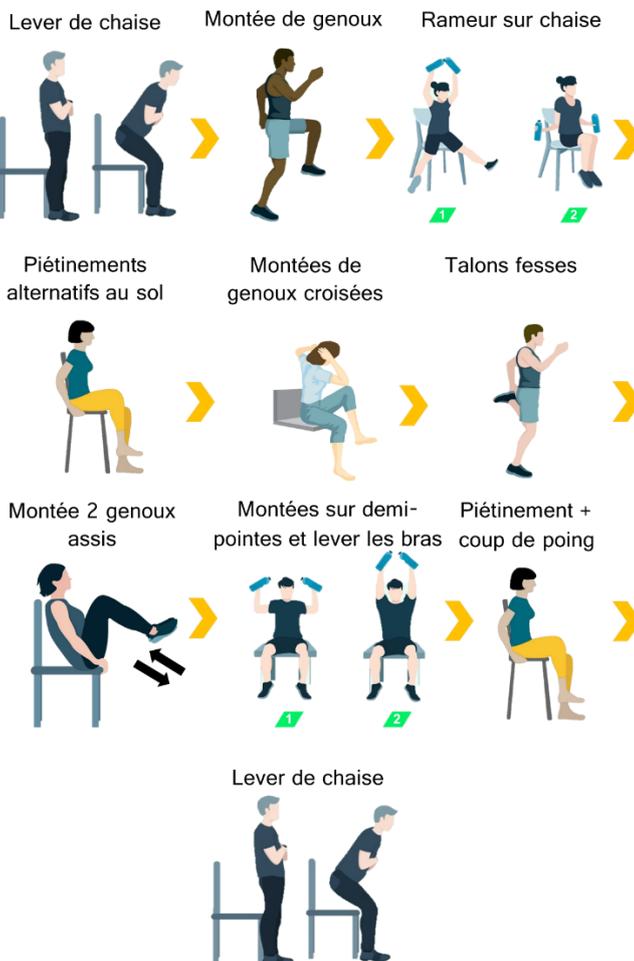


Une séance de chaque cycle du programme d'activité physique adaptée réalisé par visioconférence est représentée ci-dessous.

**Exemple d'une séance du cycle 1 (séance 3)**

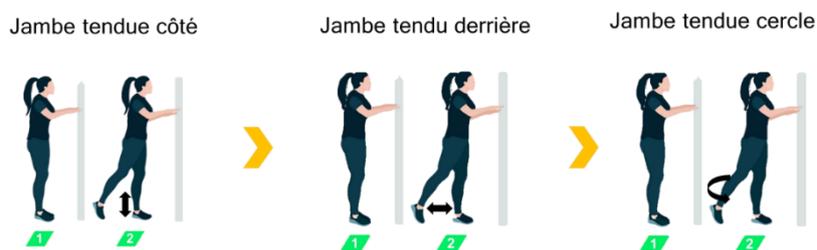
RPE recherché par l'enseignant en APA : 5

- ❖ Echauffement : Articulaire et musculaire
- ❖ Circuit training : 3 séries de 20 secondes de chaque exercice



❖ Equilibre :

- 2 séries de 10 répétitions de chaque jambe



- 3 séries de 30 secondes

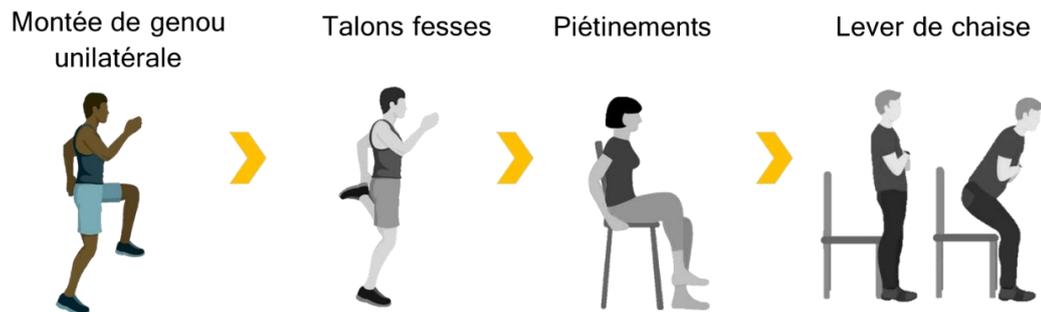
Equilibre bipodal (tandem)



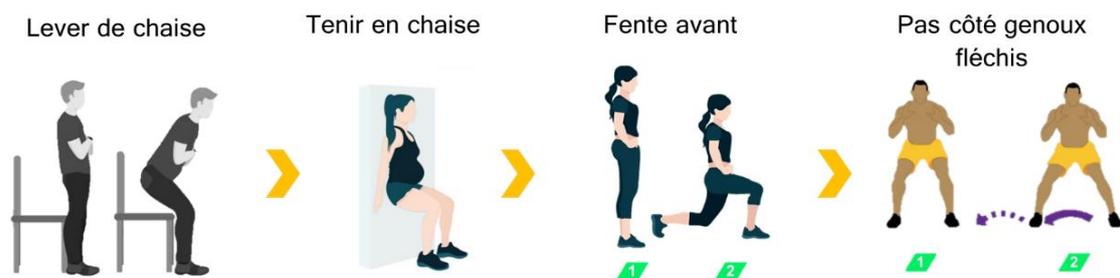
### Exemple d'une séance du cycle 2 (séance 10)

RPE recherché par l'enseignant en APA : 7

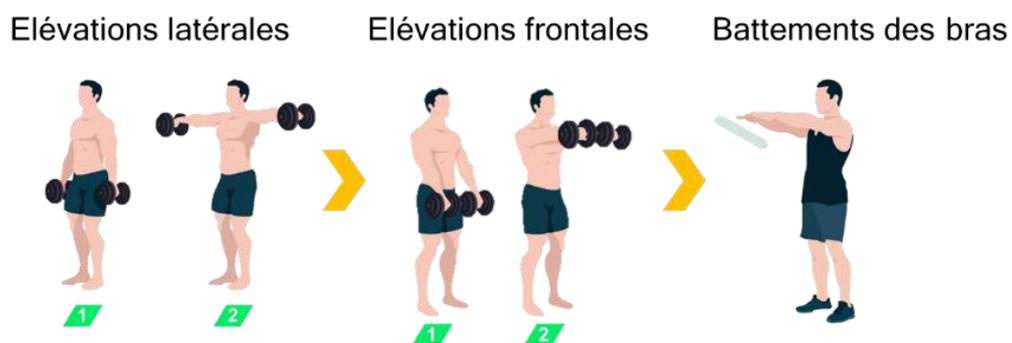
- ❖ Echauffement : Articulaire et musculaire
- ❖ Circuit cardio : 3 séries de 40 répétitions de chaque exercice (10 lentes, 10 intermédiaires et 20 rapides)



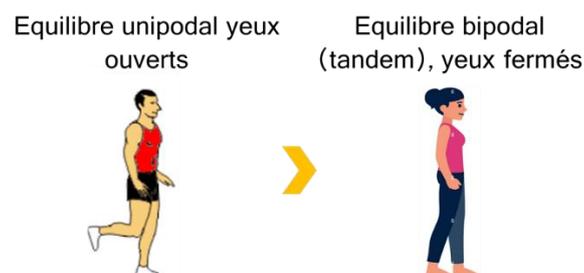
- ❖ Circuit renforcement musculaire sous forme pyramidale : 15 sec + 30 sec + 45 sec + 1 min + 45 sec + 30 sec + 15 sec avec 30 sec de repos entre chaque exercice



- ❖ Circuit renforcement membres supérieurs : 2 séries de 30 répétitions



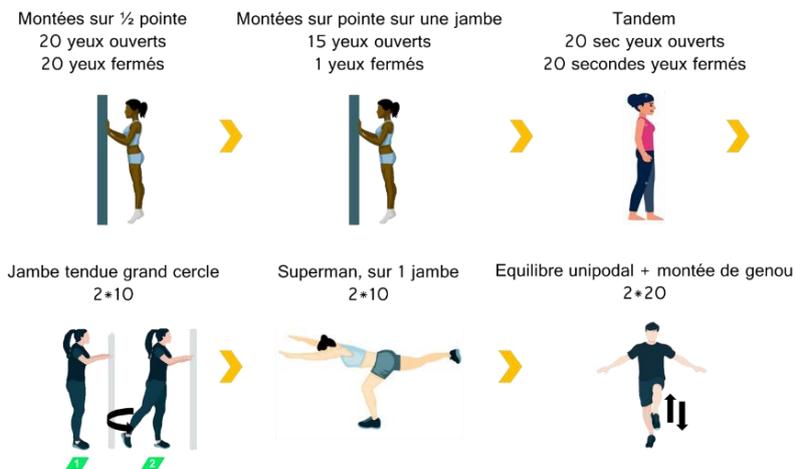
- ❖ Equilibre statique



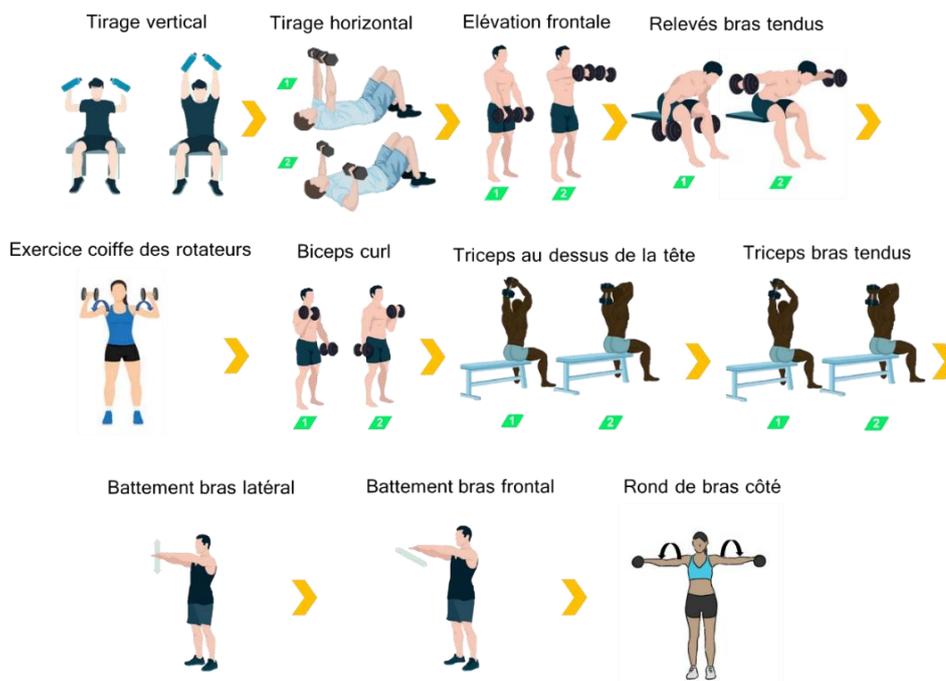
**Exemple d'une séance du cycle 3 (séance 16)**

RPE recherché par l'enseignant en APA : 9

- ❖ Echauffement : Articulaire et musculaire
- ❖ Equilibre :



- ❖ Circuit renforcement membres supérieurs : 2 séries de 30 secondes avec bouteilles d'eau



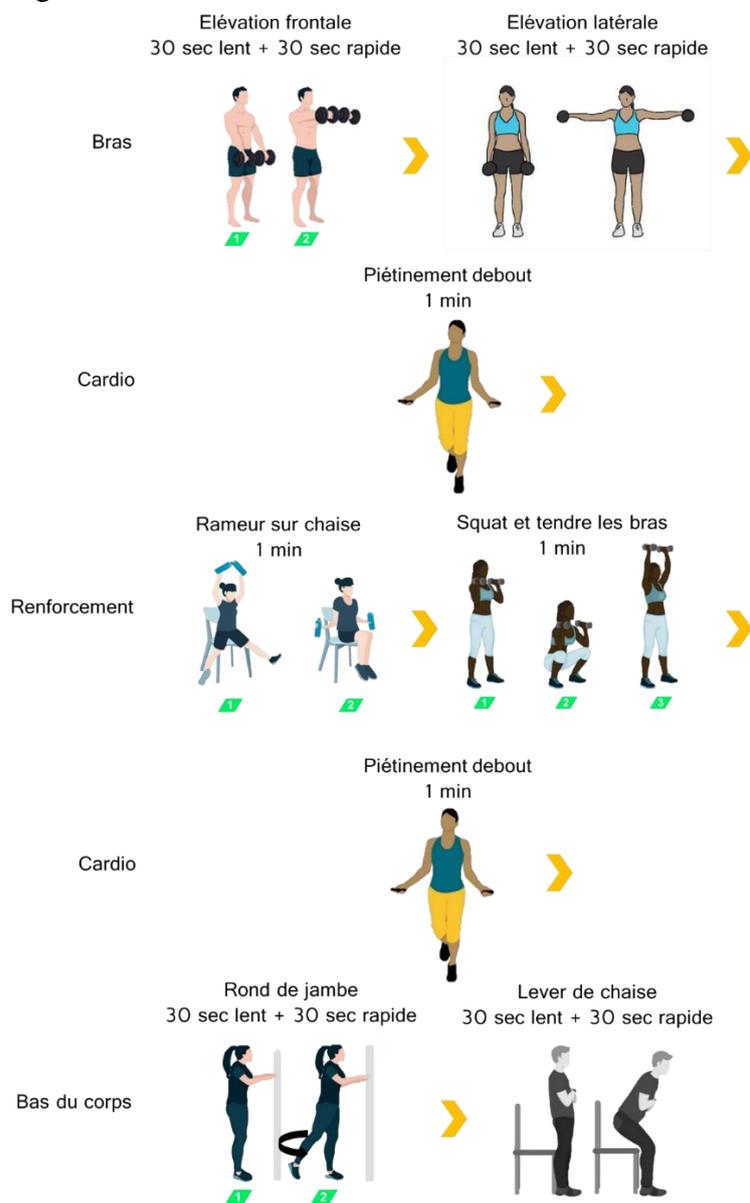
- ❖ Travail vitesse lever de chaise : se lever rapidement et s'asseoir doucement, faire 3 séries de 10 répétitions
- ❖ Gainage : 3 séries de 30 secondes



**Exemple d'une séance du cycle 4 (séance 22)**

RPE recherché par l'enseignant en APA : 6

- ❖ Echauffement : Articulaire et musculaire
- ❖ Circuit training : 3 séries



- ❖ Equilibre : 2 séries de 45 secondes de chaque côté

