

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

L'ÉTUDE DES VARIABLES BIOMÉCANIQUES LORS DE LA DESCENTE
D'ESCALIERS CHEZ LES PERSONNES ÂGÉES AYANT FAIT UNE CHUTE

MÉMOIRE PRÉSENTÉ

COMME EXIGENCE PARTIELLE DE LA

MAÎTRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

PAR

JEFFREY AYOTTE

SEPTEMBRE 2025

Université du Québec à Trois-Rivières

Service de la bibliothèque

Avertissement

L'auteur de ce mémoire, de cette thèse ou de cet essai a autorisé l'Université du Québec à Trois-Rivières à diffuser, à des fins non lucratives, une copie de son mémoire, de sa thèse ou de son essai.

Cette diffusion n'entraîne pas une renonciation de la part de l'auteur à ses droits de propriété intellectuelle, incluant le droit d'auteur, sur ce mémoire, cette thèse ou cet essai. Notamment, la reproduction ou la publication de la totalité ou d'une partie importante de ce mémoire, de cette thèse et de son essai requiert son autorisation.

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES
MAÎTRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE (M. Sc.)

Direction de recherche :

Gabriel Moisan

Prénom et nom

Directeur de recherche

Martin Descarreaux

Prénom et nom

Codirecteur de recherche

Jury d'évaluation

Gabriel Moisan

Directeur de recherche

Prénom et nom

Fonction du membre de jury

Jacques Abboud

Évaluateur interne

Prénom et nom

Fonction du membre de jury

Guillaume Desroches

Évaluateur externe

Prénom et nom

Fonction du membre de jury

TABLE DES MATIÈRES

| | |
|--|------|
| RÉSUMÉ..... | iii |
| LISTE DES FIGURES..... | v |
| LISTE DES TABLEAUX | vi |
| LISTE DES ABRÉVIATIONS..... | vii |
| REMERCIEMENTS..... | viii |
| INTRODUCTION..... | 1 |
| REVUE DE LA LITTÉRATURE..... | 3 |
| Personnes âgées et épidémiologie des chutes | 3 |
| Contrôle postural..... | 5 |
| Contrôle moteur | 6 |
| Système vestibulaire..... | 8 |
| Système visuel..... | 10 |
| Système musculosquelettique | 12 |
| Contrôle moteur lors de tâches statiques et dynamiques | 14 |
| Marche..... | 17 |
| Marche dans les escaliers..... | 20 |
| PROBLÉMATIQUE, OBJECTIF ET HYPOTHÈSE..... | 25 |
| Objectif et hypothèse de recherche | 28 |
| MÉTHODOLOGIE..... | 29 |
| Participants | 29 |
| Instrumentations..... | 30 |
| Protocole..... | 35 |
| Questionnaires..... | 35 |
| Tests physiques | 35 |

| | |
|--|----|
| Forces maximales volontaires isométriques | 36 |
| Descente d'un escalier instrumenté | 41 |
| TRAITEMENT DE DONNÉES | 43 |
| Centre de pression | 43 |
| Électromyographie | 43 |
| Cinématique | 44 |
| ANALYSE STATISTIQUE | 45 |
| RÉSULTATS | 46 |
| DISCUSSION | 50 |
| Retour sur l'objectif et l'hypothèse | 50 |
| Interprétation des résultats en fonction de la littérature scientifique | 50 |
| Limites | 55 |
| Perspectives de recherches futures | 56 |
| CONCLUSION | 58 |
| RÉFÉRENCE | 59 |
| Annexe A : certification éthique | 66 |
| Annexe B : modification du certificat éthique | 68 |
| Annexe C : affiche lors de la publication en clinique universitaire de kinésiologie et sur Facebook | 69 |

RÉSUMÉ

Introduction : Le monde connaît actuellement une transformation démographique majeure caractérisée par un vieillissement de la population. Ce phénomène s'accompagne d'une augmentation des chutes chez les personnes âgées, pouvant engendrer des blessures graves. Le vieillissement entraîne une détérioration progressive des systèmes sensoriels essentiels au contrôle postural, notamment le système vestibulaire, le système visuel et le système musculosquelettique. La dégradation de ces systèmes se traduit par une modification des stratégies motrices, rendant des tâches quotidiennes plus difficiles. La descente d'escaliers est une tâche plus exigeante et risquée que la marche. Si la marche a été largement étudiée, les mécanismes précis sous-tendant ces stratégies motrices lors de la descente d'escaliers restent peu étudiés pour les personnes âgées ayant chuté, surtout en ce qui concerne l'activation musculaire des membres inférieurs et le déplacement du centre de pression représentant la capacité physique du système musculosquelettique. Comprendre ces mécanismes est essentiel pour identifier les déficiences spécifiques qui prédisposent aux chutes.

Objectif : Comparer l'activation musculaire des membres inférieurs et le déplacement du centre de pression lors de la descente d'un escalier entre des personnes âgées de 65 ans et plus qui ont chuté et des personnes âgées de 65 ans et plus qui n'ont pas chuté dans les 12 derniers mois.

Méthodologie : Deux groupes de 20 personnes âgées de 65 ans et plus ont été constitués : un groupe avec un antécédent de chute et un groupe témoin sans historique de chute dans

les 12 mois précédents l'étude. Les participants ont réalisé 10 descentes d'un escalier instrumenté à une vitesse confortable autodéterminée. L'activation musculaire des muscles des membres inférieurs et le déplacement du centre de pression ont été enregistrés et comparés entre les groupes avec des tests t non appariés.

Résultats : Les personnes âgées ayant chuté montrent une activation musculaire plus élevée du muscle tibial antérieur (augmentation de 4,4%, $p=0,046$), du gastrocnémien médial (augmentation de 10,4%, $p=0,020$) et du muscle gastrocnémien latéral (augmentation de 12,7%, $p=0,002$) comparativement aux personnes âgées n'ayant pas chuté. Aucune différence significative n'a été observée entre les groupes pour le déplacement du centre de pression.

Conclusion : L'activation musculaire plus élevée du tibial antérieur, du gastrocnémien médial et du gastrocnémien latéral chez les personnes âgées ayant chuté suggère une stratégie motrice compensatoire visant à préserver leur contrôle postural lors de la descente d'escaliers. Dans cette étude, l'activité musculaire distale plus élevée est suffisante pour maintenir un centre de pression comparable à celui des personnes n'ayant pas chuté, du moins dans des conditions contrôlées. Cependant, ces résultats doivent être interprétés avec prudence en raison de limites méthodologiques. La tâche a été réalisée dans un environnement de laboratoire stable et contrôlé, sans induire de fatigue. Ces conditions pourraient ne pas avoir été suffisamment exigeantes pour solliciter pleinement les capacités physiques et ainsi révéler des déficiences supplémentaires sous-jacentes du groupe ayant des antécédents de chutes.

LISTE DES FIGURES

| | |
|---|----|
| Figure 1 : Anatomie de l'oreille | 8 |
| Figure 2 : Anatomie de l'œil | 10 |
| Figure 3 : Escalier instrumenté de plateformes de force | 31 |
| Figure 4 : Position de l'électrode sur le muscle moyen fessier | 33 |
| Figure 5 : Position de l'électrode sur le muscle biceps fémoral | 33 |
| Figure 6 : Position de l'électrode sur le muscle vaste latéral | 33 |
| Figure 7 : Position de l'électrode sur le muscle tibial antérieur | 34 |
| Figure 8 : Position de l'électrode sur le muscle gastrocnémien médial | 34 |
| Figure 9 : Position de l'électrode sur le muscle gastrocnémien latéral | 34 |
| Figure 10 : Positionnement pour les forces maximales volontaires isométriques pour le moyen fessier | 39 |
| Figure 11 : Positionnement pour les forces maximales volontaires isométriques pour le biceps fémoral | 39 |
| Figure 12 : Positionnement pour les forces maximales volontaires isométriques pour les gastrocnémiens | 40 |
| Figure 13 : Positionnement pour les forces maximales volontaires isométriques pour le vaste latéral | 40 |
| Figure 14 : Positionnement pour les forces maximales volontaires isométriques pour le tibial antérieur | 41 |

LISTE DES TABLEAUX

| | |
|---|----|
| Tableau 1 : Position des électrodes pour l'électromyographie sur le membre inférieur . | 32 |
| Tableau 2 : Méthodes utilisées pour effectuer les forces maximales volontaires isométriques..... | 36 |
| Tableau 3 : Données descriptives | 47 |
| Tableau 4 : Déplacements du centre de pression et des variables temporelles | 48 |
| Tableau 5 : Amplitude moyenne de l'électromyographie | 49 |

LISTE DES ABRÉVIATIONS

| | |
|---------|---|
| AP | Antéropostérieur |
| AVQ | Activités de la quotidienne |
| ML | Médiolatéral |
| BBS | Berg Balance Scale |
| CdP | Centre de pression |
| EMG | Électromyographie |
| FES-I | Falls Efficacy Scale-International |
| IMC | Indice de masse corporelle |
| IPAQ-SF | International Physical Activity Questionnaire-Short Form |
| MMSE | Mini-Mental State Examination |
| SENIAM | Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles |
| SPSS | Statistical Package for the Social Science |
| TUG | Timed Up and Go |
| UQTR | Université du Québec à Trois-Rivières |

REMERCIEMENTS

Je tiens d’abord à exprimer ma profonde gratitude envers Julien Ducas pour m’avoir encouragé à poursuivre mes études aux cycles supérieurs en recherche. Ton conseil a été déterminant dans la suite de mon parcours scolaire.

Un merci tout particulier à Martin Descarreaux pour m’avoir accueilli après un changement brusque dans mon parcours universitaire au deuxième cycle, ainsi qu’à Gabriel Moisan pour son soutien et son intégration dans cette nouvelle étape de mon cheminement. Merci pour votre accompagnement, votre compréhension et votre patience tout au long de mon parcours.

À Mariève Houle, mon ancienne professeure devenue une amie, merci de m’avoir fait confiance pour me permettre de participer à la partie pratique de ton projet de doctorat concernant l’entraînement des individus atteints de sténose lombaire.

Enfin, un immense merci à tous mes collègues et amis qui ont rendu ces dernières années enrichissantes, tant sur le plan professionnel qu’humain. Votre présence a été une source constante de motivation et de soutien durant ces dernières années.

INTRODUCTION

Actuellement, la population mondiale est confrontée à un phénomène majeur qui est le vieillissement démographique (Organisation mondiale de la santé, 2023). L'Organisation mondiale de la santé définit le vieillissement en bonne santé comme étant le processus de développement et de maintien des aptitudes fonctionnelles qui favorise le bien-être pendant la vieillesse (Organisation mondiale de la santé, 2023). Cependant, le vieillissement s'accompagne également d'un déclin cognitif et physique qui peut avoir des répercussions sur l'autonomie et la qualité de vie des individus (Organisation mondiale de la santé, 2017).

Parmi les multiples aspects du vieillissement, la capacité à maintenir une posture stable et à réaliser les activités de la vie quotidienne (AVQ) est essentielle. On constate que les déplacements, les fonctions sensorielles, la capacité à réaliser les AVQ, les fonctions cognitives, les comorbidités, la médication, la nutrition et les risques environnementaux sont tous des facteurs qui peuvent influencer la faculté des personnes âgées d'être debout et de se déplacer sans danger (Montero-Odasso et al., 2022). La capacité du corps à maintenir l'équilibre dans différentes positions et lors de mouvements est désignée comme le contrôle postural. Le contrôle postural repose sur la proprioception, qui intègre plusieurs systèmes sensoriels, notamment le système vestibulaire, visuel et musculosquelettique (Henry & Baudry, 2019). L'altération de l'un ou plusieurs de ces systèmes d'un individu a un effet direct et perceptible sur sa capacité de se déplacer efficacement et sécuritairement, pouvant même provoquer une chute (Xing et al., 2023).

Dans le cadre de mon projet de maîtrise, j'ai étudié certains paramètres physiques associés aux chutes chez les personnes âgées de 65 ans et plus lors de la descente des escaliers. Mon mémoire a pour objectif de comparer l'activation musculaire des membres inférieurs et le déplacement du centre de pression (CdP) lors de la descente d'un escalier entre des personnes âgées de 65 ans et plus qui ont chuté et des personnes âgées de 65 ans qui n'ont pas chuté dans les 12 derniers mois. La première section composée de la revue de la littérature aborde le vieillissement de la population, l'épidémiologie des chutes, la proprioception et le contrôle moteur. La deuxième section exposera la problématique, suivie de la troisième section qui détaillera la méthodologie. La quatrième section présentera les résultats obtenus dans le cadre de mon projet de maîtrise. Enfin, une dernière section sera consacrée à la discussion et à l'interprétation de ces résultats.

REVUE DE LA LITTÉRATURE

Personnes âgées et épidémiologie des chutes

La population au Canada a été estimée à 41 705 028 le 11 juillet 2025 (Statistique Canada, 2025). Un événement important lié à la croissance démographique a eu lieu au Canada entre 1946 et 1965; le baby-boom. Cette croissance démographique a été caractérisée par plus de 8,2 millions de naissances lors de cette période (Statistique Canada, 2018). En 2022, le nombre de personnes âgées de 65 ans et plus était de 7,3 millions, ce qui représentait 18,8% de la population canadienne (Statistique Canada, 2023). De plus, la population âgée de 65 ans et plus au Canada devrait atteindre 10,4 millions d'ici 2037 (Institut canadien d'information sur la santé, 2017) alors que la population âgée de 65 ans et plus au Québec, devrait quant à elle, passer de 1,4 million (17,5% de la population) à 2,5 millions d'individus (26,0% de la population) entre 2015 et 2041 (Institut national de santé publique de Québec, 2023). Les personnes nées lors de la période du baby-boom seront donc âgées entre 65 ans et 84 ans à la fin de l'an 2030. Par ailleurs, la population de personnes âgées de 85 ans et plus pourrait atteindre au Canada 2,5 millions d'individus d'ici 2046 (Statistique Canada, 2022).

Les chutes, chez les personnes âgées, constituent un problème de santé publique à l'échelle mondiale auquel le Canada n'échappe pas (Gouvernement du Canada, 2022; Organisation mondiale de la santé, 2021). On définit une chute comme étant un événement à l'issu duquel une personne se retrouve, par inadvertance, sur le sol ou toute autre surface située à un niveau inférieur à celui où elle se trouvait précédemment (Organisation

mondiale de la santé, 2021). Le risque de chute et de subir un préjudice est plus important chez les personnes de 65 ans et plus, et augmente avec l'âge (Agence de la santé publique du Canada, 2014, février; Montero-Odasso et al., 2022). On sait aussi que la moitié des personnes âgées qui chutent subissent une deuxième chute au cours d'une même année (Kabeshova et al., 2016) et que ces chutes sont associées à un risque accru de mortalité (Davison et al., 2005). Au Québec, un million de personnes âgées de 65 ans et plus vivent à domicile et le tiers d'entre-elles fera une chute au cours de l'année (Institut national de santé publique du Québec, 2022). De plus, 50 % des chutes menant à une hospitalisation surviennent à domicile (Agence de la santé publique du Canada, 2021).

Les chutes chez les personnes âgées ont engendré 21 433 hospitalisations en moyenne par année entre 2011 et 2021 (Institut national de santé publique de Québec, 2022, 2 juin). Par ailleurs, les hospitalisations liées aux chutes ont entraîné en moyenne 5 jours supplémentaires d'hospitalisation entre 2008 et 2020 comparativement à toutes autres causes confondues d'hospitalisation chez les personnes âgées de 65 ans et plus (Gouvernement du Canada, 2022). Les deux blessures autodéclarées les plus fréquentes à la suite d'une chute sont les fractures osseuses à 39% et les entorses à 27%. (Gouvernement du Canada, 2022). En 2018, au Canada, les coûts liés aux chutes étaient estimés à 5,6 milliards de dollars chez les personnes âgées, ce qui est le double des coûts comparativement aux adultes de 18 à 64 ans (Gouvernement du Canada, 2022). En plus des coûts engendrés par les chutes, on observe une augmentation de 111 % du nombre de décès lié à une chute de 2001 à 2019. Le nombre de décès est passé de 41,0 à 86,4 personnes pour 100 000 personnes (Gouvernement du Canada, 2022).

Dans la majorité des cas, les chutes se produisent lors de mouvements dynamiques plutôt que statiques (Hamacher et al., 2011). Les deux principales tâches dynamiques lors desquelles les personnes âgées de 65 ans et plus chutent sont la marche ainsi que le déplacement dans les escaliers (Gouvernement du Canada, 2022). Les données indiquent que la majorité des chutes chez les personnes âgées surviennent lors de la marche. En effet, 43 % des chutes se produisent en marchant sur des surfaces autres que la glace ou la neige, tandis que 18 % sont attribuables à une glissade sur la glace ou la neige. Par ailleurs, les chutes liées spécifiquement à l'utilisation d'escaliers, que ce soit à la montée ou à la descente, représentent 11 % des incidents (Gouvernement du Canada, 2022). L'augmentation du risque de chute en vieillissant est directement corrélée avec le déclin du contrôle postural et proprioceptif (Granacher et al., 2008; Mion et al., 1989).

Contrôle postural

Fragilité

Plusieurs aspects contribuent à la dégradation de la santé chez les personnes âgées, entraînant une fragilité accrue et, par conséquent, un risque plus élevé de chute (Ntanasi et al., 2020). La fragilité est un phénomène multifactoriel qui affecte les aspects physiques, cognitifs, sociaux et psychologiques (Ntanasi et al., 2020). Parmi ces aspects, le déclin cognitif peut être évalué à l'aide du *Mini-Mental State Examination* (MMSE), un outil couramment utilisé pour mesurer les fonctions cognitives globales telles que l'orientation temporelle et spatiale, l'attention et la mémoire (Tavares et al., 2020). La

peur de chuter est non seulement liée au déclin cognitif et physique, mais aussi à leur perception personnelle de leur santé. Cette peur accroît le risque de fragilité des personnes âgées. Par ailleurs, Merchant et al. (2020) ont examiné la prévalence de la peur de chuter et des restrictions d'activités chez les personnes âgées, ainsi que leur association avec divers facteurs. Leurs résultats indiquent que la peur de chuter, avec ou sans restriction d'activités, est fréquente, en particulier chez les personnes atteintes de sarcopénie, de préfragilité ou de fragilité. Elle a un impact négatif significatif sur la fonction physique, la qualité de vie, le réseau social et la santé mentale (Merchant et al., 2020). Au-delà de la peur de chuter, d'autres marqueurs physiques de la fragilité sont des prédicteurs établis du risque. Une étude de Moreira et al. (2018) visant à examiner les différences de capacité fonctionnelle, d'activité physique et d'âge entre les personnes âgées ayant chuté et non a montré que la force de préhension et l'équilibre sont des prédicteurs significatifs des chutes jusqu'à 79 ans, tandis que le niveau d'activité physique l'est jusqu'à 70 ans et la mobilité fonctionnelle jusqu'à 80 ans. Sommairement, la capacité fonctionnelle et le niveau d'activité physique peuvent prédire les chutes, mais leur impact varie selon l'âge. Parallèlement à ces facteurs physiques, la conscience du risque de chute émerge comme un prédicteur comportemental important.

Contrôle moteur

Le contrôle moteur joue un rôle important dans les AVQ (Kováčiková et al., 2021). Le contrôle moteur est l'ensemble des processus neurologiques et musculosquelettiques

permettant l'intention, la planification, l'initiation, la programmation et l'action (McKinley et al., 2014). Il repose sur l'interaction entre le système nerveux central (cerveau, moelle épinière) et le système périphérique (muscles, articulations, capteurs sensoriels) (McKinley et al., 2014). Il permet à une personne de maintenir l'équilibre sur deux pieds ou être en mesure de se déplacer lors de tâches fonctionnelles, comme dans les escaliers (Kováčiková et al., 2021). Le contrôle moteur peut être évalué par l'électromyographie (EMG) des membres inférieurs et le déplacement du centre de pression (CdP) (Donath et al., 2016). L'EMG permet d'évaluer l'activité électrique des muscles (Konrad, 2005) tandis que le CdP est la somme des forces qui sont appliquées sur le sol, pouvant être calculées à l'aide d'une plateforme de force (Quijoux et al., 2021).

Proprioception

La proprioception, composante fondamentale du contrôle postural, s'appuie sur l'intégration des informations issues de trois systèmes principaux : le système vestibulaire, qui détecte les mouvements de la tête; le système visuel, qui fournit des repères spatiaux et environnementaux ; et le système musculosquelettique, qui informe sur la position et les mouvements des segments corporels grâce aux récepteurs sensoriels situés dans les muscles, les tendons, les ligaments et les articulations (McKinley et al., 2014). Dans les sections suivantes, le rôle et l'interaction de ces systèmes seront analysés, en mettant l'accent sur leur implication chez les personnes âgées lors de tâches complexes telles que la marche et la descente des escaliers.

Système vestibulaire

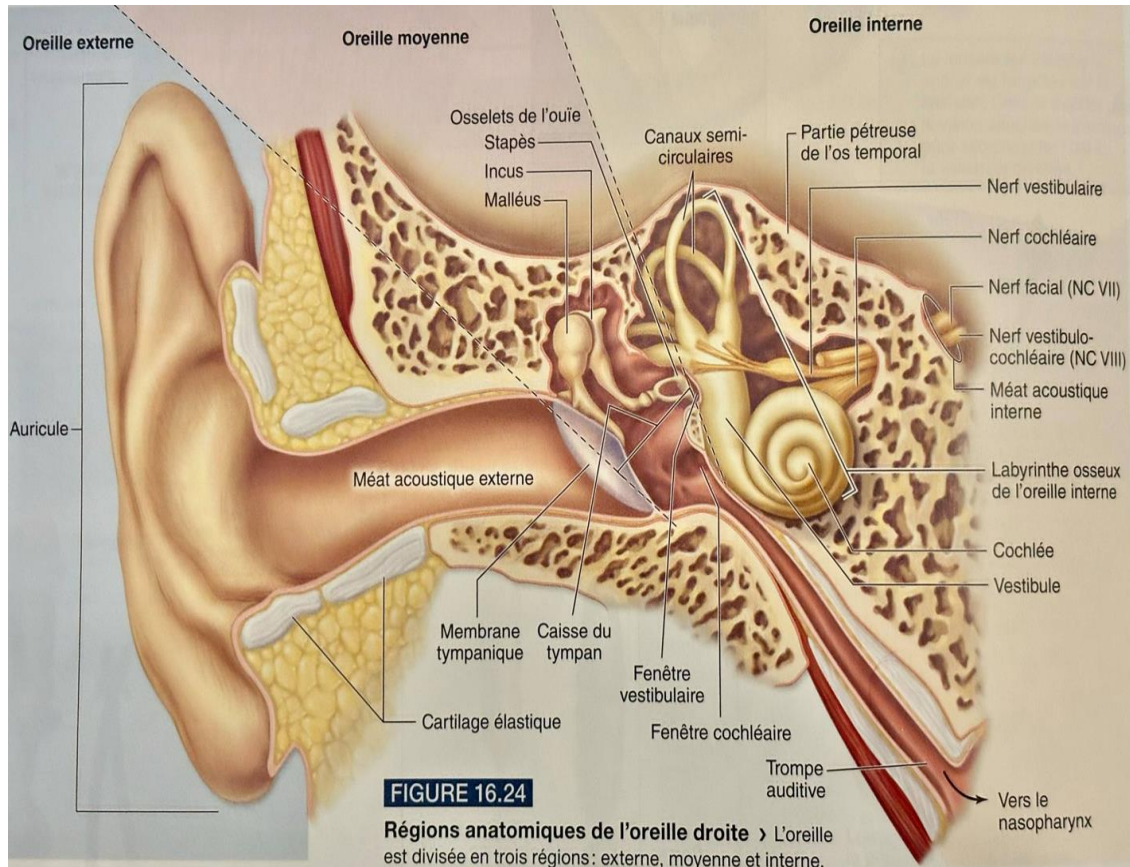


Figure 1 : Anatomie de l'oreille

Image tirée de : ((McKinley et al., 2014)

Les différentes structures dans l'oreille interne sont responsables de détecter les mouvements de la tête, de percevoir la position du corps en mouvement, et de réguler les mouvements oculaires et de la tête (McKinley et al., 2014). Chez les personnes âgées, on observe une réduction significative des cellules ciliées vestibulaires par rapport aux jeunes adultes, indépendamment des maladies vestibulaires. Cette diminution varie selon les régions : les cellules ciliées du saccule et de l'utricule diminuent d'environ 25 %, tandis

que celles des canaux semi-circulaires réduisent d'environ 40 % (Matheson et al., 1999). Le nombre de neurones des noyaux vestibulaires diminue de 3% chaque décennie à partir de 40 ans (Lopez et al., 1997). La réduction des cellules sensorielles vestibulaires, des voies nerveuses et des cellules de Purkinje du cervelet entraîne une diminution des signaux vestibulaires transmis au système nerveux central avec l'âge (Andersen et al., 2003). À partir de 30 ans, le nombre de cellules des ganglions de Scarpa, situés dans le système vestibulaire périphérique, commence à diminuer (Park et al., 2001) et la diminution de ce nombre est plus importante à partir de 60 ans (Velázquez-Villaseñor et al., 2000). Ces altérations peuvent compromettre la capacité à prévenir des mouvements indésirables, entraînant ainsi des perturbations de l'équilibre et de la posture, se manifestant parfois sous forme de tremblements (Luft et al., 1999; Raz et al., 2001). Le vieillissement entraîne aussi une diminution du fonctionnement du réflexe vestibulo-oculaire, qui est responsable de la stabilisation de la vision lors des mouvements de la tête (Kerber et al., 2006). De plus, le réflexe vestibulo-spinal, qui contribue au maintien de la position debout en détectant la position de la tête, est également affecté par le vieillissement (Welgampola & Colebatch, 2002). Cela se traduit donc par des symptômes tels que des étourdissements, des vertiges et une sensation de déséquilibre. Alors que le système vestibulaire joue un rôle central dans la détection des mouvements de la tête et la stabilisation de la posture, le système visuel complète ces fonctions en fournissant des repères spatiaux et environnementaux essentiels pour maintenir l'équilibre (McKinley et al., 2014).

Système visuel

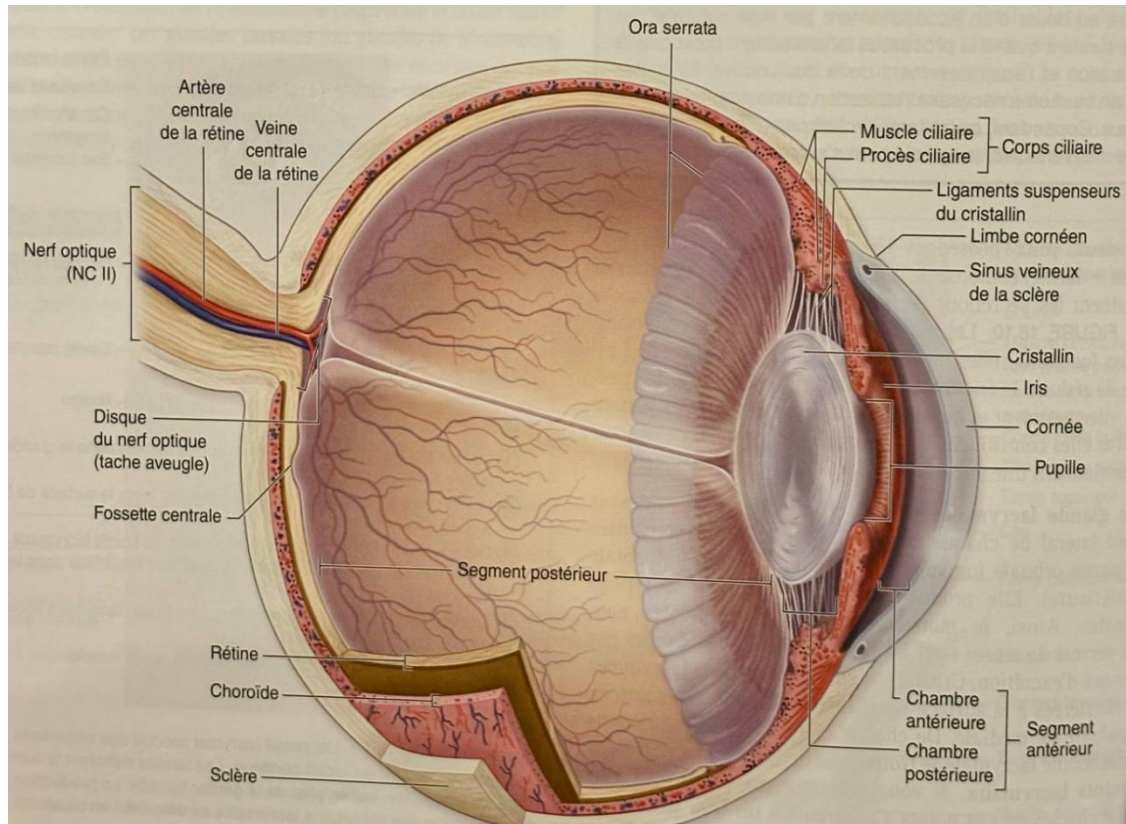


Figure 2 : Anatomie de l'œil

Image tirée de : (McKinley et al., 2014)

Le processus visuel commence par l'entrée de la lumière dans les yeux, sa réfraction par la cornée, la régulation de la quantité de lumière atteignant la rétine par la pupille, et la mise au point grâce au cristallin (McKinley et al., 2014). Ensuite, ce signal lumineux déclenche une série de processus nerveux qui conduisent à la formation et à l'interprétation de l'image visuelle dans le cerveau (McKinley et al., 2014).

Cependant, avec le vieillissement, le système visuel subit divers changements anatomiques et fonctionnels qui auront comme conséquences de diminuer la vision ce qui

augmente le risque de chute (Lord et al., 2018; Saftari & Kwon, 2018). La plupart des problèmes visuels surviennent chez les individus de plus de 50 ans (World Health Organization, 2022, 13 Octobre). Avec l'âge, le cristallin s'épaissit et perd sa flexibilité, réduisant la capacité d'accommodation qui est la mise au point des objets à différentes distances (Esenwah et al., 2014). La pupille rétrécit limitant la transmission de lumière et contribuant à la baisse de luminosité perçue (Esenwah et al., 2014). La cornée perd en transparence et elle devient plus fragile en raison d'une sensibilité réduite (Esenwah et al., 2014; Faragher et al., 1997).

Parallèlement, des changements se produisent au niveau de la rétine et des connexions neuronales. Notamment, on retrouve une diminution du nombre de photorécepteurs dans la rétine, qui contribue à une altération de la fonction visuelle (Lord et al., 2018). Les chutes chez les personnes âgées sont associées à des modifications de la vision comme la sensibilité de contraste, de la perception des profondeurs, du champ visuel et les preuves scientifiques restent mitigées sur le lien entre l'acuité visuelle et les chutes (Lord et al., 2018; Saftari & Kwon, 2018). En plus des informations fournies par le système visuel, le système musculosquelettique, grâce à ses récepteurs proprioceptifs, permet une perception précise de la position et des mouvements des segments corporels, contribuant ainsi à la coordination et à la stabilité posturale (McKinley et al., 2014).

Système musculosquelettique

La structure du système musculosquelettique prend en compte les os, les muscles, les articulations, les tendons, les ligaments et les récepteurs sensoriels (McKinley et al., 2014). Les os fournissent un support solide pour maintenir la posture (McKinley et al., 2014). La colonne vertébrale, par exemple, soutient le tronc et protège la moelle épinière, tandis que la cage thoracique abrite le cœur et les poumons (McKinley et al., 2014). Les muscles squelettiques, attachés aux os via les tendons, génèrent les forces nécessaires au mouvement. Leur contraction, volontaire ou réflexe, permet des actions allant de la marche et la course à la saisie d'objets (McKinley et al., 2014). Les articulations (comme la hanche, le genou ou la cheville) agissent comme des pivots, facilitant une amplitude de mouvement tout en maintenant la stabilité (McKinley et al., 2014). Grâce à des récepteurs spécialisés (fuseaux neuromusculaires, organes tendineux de Golgi, mécanorécepteurs cutanés et articulaires), le système musculosquelettique détecte en permanence la position du corps dans l'espace (proprioception) (McKinley et al., 2014). Ces signaux, transmis au système nerveux central, permettent des ajustements posturaux rapides et précis, essentiels pour rester stables debout, marcher sur des surfaces irrégulières ou éviter des obstacles (McKinley et al., 2014).

La composition des muscles en fibres de type 1 (lentes, résistantes à la fatigue) et de type 2 (rapides, génératrices de force) influence leur capacité à accomplir des tâches spécifiques (McKinley et al., 2014). Avec l'âge, les personnes âgées subissent des modifications dans la composition des muscles qui ont une influence sur le contrôle

postural (Miljkovic et al., 2015; Verdijk et al., 2007). Ainsi, on constate une réduction de la taille et du nombre de fibres musculaires de type 2 des personnes âgées comparativement aux jeunes adultes. Contrairement aux fibres musculaires de type 2, tandis que les fibres musculaires de type 1 demeurent semblables lors du vieillissement (Tieland et al., 2018; Verdijk et al., 2007). Cette évolution est accentuée par la diminution du nombre de connexions nerveuses (Deschenes, 2004). Pour les fuseaux neuromusculaires, ils subiront un épaississement capsulaire, une réduction des fibres et une perte de sensibilité à l'étirement (Goble et al., 2009). Ces altérations neuromusculaires entraînent une diminution de la masse, de la force et de la capacité d'activation des muscles des membres inférieurs, favorisant ainsi une vulnérabilité accrue aux chutes (Larsson et al., 2019). De surcroît, les membres inférieurs semblent particulièrement touchés par cette perte de masse musculaire, ce qui peut rendre difficiles certaines AVQ (Larsson et al., 2019). Les tâches plus exigeantes nécessitent une dépense énergétique plus importante (Anastasopoulou et al., 2014) ce qui peut aggraver les limitations fonctionnelles. La perte progressive de masse musculaire peut évoluer vers une sarcopénie, syndrome associant une atrophie musculaire à une baisse de la force et des performances physiques (Cruz-Jentoft et al., 2010). En définitive, la diminution de la force musculaire et de la masse musculaire des membres inférieurs sont des facteurs bien documentés en ce qui a trait à la vulnérabilité aux chutes (Larsson et al., 2019). En plus de l'atrophie musculaire, les personnes âgées subiront une diminution des informations tactiles fournie par leurs mécanorécepteurs au niveau des jambes diminuant ainsi leur équilibre (Lord et al., 2018). Finalement, le système nerveux sera aussi touché par le

vieillesse engendrant la démyélinisation, la perte neuronale et axonale réduit la quantité et la qualité des signaux nerveux, entraînant une altération de l'intégration sensorielle, de la planification motrice et des fonctions exécutives (attention, inhibition, prise de décision) (Lord et al., 2018).

En résumé, les récepteurs sensori-moteurs collectent les informations et les transmettent au cerveau via le système nerveux pour qu'elles soient intégrées. Le cerveau envoie ensuite des signaux électriques aux muscles pour ajuster la posture et maintenir l'équilibre. Cependant, le vieillissement entraîne une dégradation des systèmes musculosquelettique, vestibulaire et visuel, tous interconnectés par le système nerveux (Xing et al., 2023). De ce fait, cette dégradation des systèmes influencera négativement la capacité de la personne âgée à maintenir son équilibre lors de tâches statiques et dynamiques.

Contrôle moteur lors de tâches statiques et dynamiques

Donath et al. (2016) se sont penchés sur l'analyse de l'activité musculaire et des variations du CdP lors de diverses tâches d'équilibre entre les jeunes adultes et les personnes âgées. L'objectif de leur étude était d'examiner l'activité musculaire de la jambe, de la cuisse et du tronc, en plus d'étudier le déplacement du CdP lors de diverses tâches d'équilibre en position statique (Donath et al., 2016). Ces auteurs ont conclu que les personnes âgées ont un déplacement du CdP plus important dans toutes les tâches d'équilibre comparativement aux jeunes adultes, suggérant une diminution de leur

contrôle posturale. De plus, les personnes âgées présentent une activation musculaire plus élevée des muscles de la jambe, de la cuisse et du tronc par rapport aux jeunes adultes pour les mêmes tâches.

Une revue systématique de Roman-Liu et al. (2018), qui avait pour objectif de comparer les valeurs des mesures du CdP afin d'évaluer la capacité à maintenir l'équilibre statique dans différents groupes d'âge, montre que les personnes âgées ont une vitesse et une amplitude de déplacement du CdP significativement plus grande que les jeunes adultes (Roman-Liu, 2018). De plus, un plus grand écart a été observé lorsqu'une tâche d'équilibre est effectuée avec les yeux fermés comparativement à lorsque les yeux sont ouverts. De plus, une revue systématique avait comme objectif de déterminer si les StepTest volontaires et réactifs pouvaient distinguer les personnes âgées qui chutent ou non (Okubo et al., 2021). Ces tests sont particulièrement pertinents pour évaluer les capacités d'équilibre et de réaction. Un StepTest se réalise debout (stationnaire ou en marchant) et le participant doit réagir à des défis environnementaux tels que marcher sur une cible de façon volontaire ou réagir à une perturbation. L'analyse des 61 études sélectionnées révèle que les personnes âgées ayant chuté présentent des performances réduites, telles que la réduction de la longueur de leurs pas et l'exécution plus lente des tâches. Par ailleurs, en s'appuyant sur 23 articles de la revue systématique, les auteurs ont réalisé une méta-analyse sur la sensibilité et la spécificité des StepTest à identifier les personnes à risque de chutes. Les résultats montrent que les tests d'étapes ont une sensibilité modérée de 0,70 et une spécificité de 0,69 pour distinguer les personnes âgées qui chutent de ceux qui ne chutent pas. Bien que les tests d'étapes démontrent une capacité

acceptable à distinguer les chuteurs des non-chuteurs, d'autres outils comme le *Berg Balance Scale* (BBS) et le *Timed Up and Go* (TUG). Le BBS montre notamment une spécificité élevée (0,88), ce qui en fait un excellent test pour exclure les non-chuteurs, tandis que le TUG présente une sensibilité remarquable (0,88), le rendant très efficace pour détecter les chuteurs (Chiu et al., 2003). Il importe toutefois de noter que le BBS et le TUG évaluent principalement l'équilibre fonctionnel et la mobilité, contrairement aux tests d'étapes qui ciblent spécifiquement les capacités réactives et anticipatrices du contrôle postural (Chiu et al., 2003).

Les études de Donath et al. (2016) et de Roman-Liu (2018) mettent en lumière les différences de l'activité musculaire et du CdP chez les personnes âgées comparativement aux personnes adultes plus jeunes. Les résultats montrent que les personnes âgées présentent une plus grande activation musculaire (Donath et al., 2016) et un plus grand déplacement du CdP (Roman-Liu, 2018), ce qui a des répercussions importantes quant à leur capacité à maintenir l'équilibre. Herssens et al. (2021) ont réalisé une étude dont l'objectif était d'explorer la relation entre, d'une part, *l'Activities-Specific Balance Confidence* et le *Dizziness Handicap Inventory*, et d'autre part, la performance en matière d'équilibre ainsi que l'historique de chute chez les patients atteints de troubles vestibulaires périphériques. Les chercheurs présentent que les scores de *l'Activities-Specific Balance Confidence* et du *Dizziness Handicap Inventory* soient plus fortement corrélés avec un antécédent de chutes survenues il y a 6 mois, comparativement à des chutes survenues il y a 4 semaines ou 2 mois. Ils ont constaté que de meilleurs résultats à *l'Activities-Specific Balance Confidence* étaient associés à un score plus bas au *Dizziness*

Handicap Inventory. À l'inverse, les patients exprimant une confiance en eux plus faible ou une perception de leur handicap plus grave présentaient des performances d'équilibre moins bonnes et un risque accru d'avoir connu plusieurs chutes au cours des six derniers mois (Herssens et al., 2021). Par ailleurs, les individus ayant chuté à plusieurs reprises étaient surreprésentés dans la catégorie des faibles niveaux fonctionnels, contrairement à ceux n'ayant pas chuté, qui étaient moins nombreux dans cette catégorie.

Marche

Les personnes âgées présentent fréquemment des déficits d'équilibre lors de tâches dynamiques, ce qui se traduit par un risque de chute plus élevé et impacte leur autonomie. Parmi ces tâches, la marche et la descente d'escaliers sont les plus étudiées, car elles sollicitent des mécanismes complexes de contrôle postural. Une étude de Maki & McIlroy (2006) souligne que la capacité à maintenir l'équilibre lors de ces activités est un déterminant clé du maintien de l'autonomie fonctionnelle chez les aînés. En effet, des déficits lors de l'exécution de ces tâches sont associés à une diminution de la mobilité et de l'indépendance dans les AVQ (Maki & McIlroy, 2006).

Une étude de Lee et al. (2017) avait pour objectif d'examiner l'effet relatif de l'âge sur les caractéristiques de la marche et leurs associations avec les fonctions d'équilibre chez des adultes (Lee et al., 2017). Les jeunes adultes et les adultes d'âge moyen ont des paramètres de marche semblable concernant la vitesse de marche, la cadence, la longueur et la largeur de pas (Lee et al., 2017). Cependant, les personnes âgées présentent une

diminution de tous ces paramètres de marche, sauf leur largeur de pas qui est plus élevé. De plus, les personnes âgées ont présenté des résultats inférieurs (variable dépendante : score total) aux tests physiques du *Short Physical Performance Battery* (variable dépendante : équilibre, vitesse de marche, force des membres inférieurs) et du BBS (variable dépendante : équilibre statique et dynamique) comparativement aux deux autres groupes (Lee et al., 2017), ce qui suggère qu'elles sont en moins bonne condition physique. Pour mieux comprendre les mécanismes sous-jacents à cette diminution de la performance, l'analyse de l'activation musculaire apporte un éclairage pertinent. En effet, les résultats montrent que les muscles érecteurs du rachis ont une activation musculaire plus importante tout au long de la marche (Lee et al., 2017). Cette tendance à une activation accrue se précise lorsqu'on examine les phases spécifiques du cycle de marche. Lors de la phase d'appui, les personnes âgées montrent une activation musculaire plus élevée au niveau des muscles érecteurs du rachis et des obliques externes en comparaison aux deux autres groupes (Lee et al., 2017). Cependant, seulement une plus grande activation est observée comparativement aux jeunes adultes pour le moyen fessier, le biceps fémoral, le droit fémoral, le vaste médial, le tibial antérieur et le gastrocnémien médial (Lee et al., 2017). Lors de la phase d'envol, les personnes âgées montrent une activation musculaire plus élevée que les deux groupes pour les muscles érecteurs du rachis, les multifides et les droits fémoraux (Lee et al., 2017). Cependant, les personnes âgées montrent seulement une plus grande activation musculaire comparativement aux jeunes adultes pour les muscles grands droits de l'abdomen, les obliques externes et les tibiaux antérieurs (Lee et al., 2017). Selon les auteurs, cette activation généralisée plus

élevée pourrait être liée à la demande d'un effort plus important pour accomplir une même tâche de marche à un âge avancé, reflétant une efficacité neuromusculaire réduite.

L'étude de Kwon et al. (2018) avait comme objectif d'investiguer les différences entre les schémas spatio-temporels et la cinématique de la marche chez les personnes âgées ayant chuté ou non. Les personnes âgées qui chutent ont tendance à marcher plus lentement en plus de réduire la longueur des pas ce qui entraîne un temps en double appui plus long comparativement à ceux qui ne chutent pas (Kwon et al., 2018). De ce fait, les personnes ayant fait une chute avaient une phase d'appui plus long dû à la période en double support. Selon Kwon et al. (2018) cela s'expliquerait par une moins grande stabilité lors de la marche et ainsi limite la période en simple appui pour élever leur capacité pour se stabiliser. Par ailleurs, d'autres études, comme celle de Mehdizadeh et al. (2021), ont approfondi cette question à travers une revue systématique visant à explorer l'impact de l'âge et des antécédents de chute sur les mesures du CdP lors de différentes tâches de marche, telle que la marche normale, l'initiation de la marche et la traversée d'obstacles, chez les personnes âgées (Mehdizadeh et al., 2021). Les résultats montrent que les variables les plus couramment utilisées pour évaluer le CdP sont la moyenne du déplacement et la vitesse du CdP, analysées dans les directions antéropostérieure (AP) et médiolatérale (ML). Chez les personnes âgées, lors de la marche normale, on observe des déplacements ML plus grands et une vitesse de déplacement du CdP plus élevée au contact initial du pied, mais une vitesse plus faible en phase de mi-support. Pour les tâches d'initiation de la marche et de traversée d'obstacles, les personnes âgées présentent une diminution des déplacements et de la vitesse du CdP dans les directions AP et ML. Les

personnes âgées présentent des caractéristiques de marche distinctes comparativement aux jeunes adultes.

Marche dans les escaliers

La descente d'escaliers représente un défi majeur pour les personnes âgées, en raison des exigences musculaires excentriques nécessaires pour résister à la gravité et maintenir l'équilibre. Plusieurs études ont examiné les différences cinématiques, musculaires et fonctionnelles entre les personnes âgées et les jeunes adultes lors de cette tâche, mettant en lumière des adaptations stratégiques et des limitations spécifiques.

La contribution musculaire lors des déplacements dans les escaliers a été étudiée par Lin et al. (2015). Ces chercheurs ont analysé l'accélération du centre de masse, correspondant à la position moyenne de la distribution de masse corporelle, lors de la marche, la montée et la descente d'escaliers, tout en identifiant le rôle des muscles dans la modulation de ces mouvements chez personnes en fin de l'âge moyen (*middle-age*) (Lin et al., 2015). En descente, le muscle vaste latéral joue un rôle clé en générant une accélération vers l'arrière et médiale du centre de masse pendant la seconde moitié de la phase d'appui (Lin et al., 2015). En montée, le grand fessier et le soléaire contribuent respectivement à l'accélération vers l'avant et l'arrière du centre de masse. Ces différences musculaires soulignent la complexité des déplacements dans les escaliers, qui nécessitent une coordination précise entre plusieurs groupes musculaires (Lin et al., 2015).

Une étude de Reeves et al. (2008) a déterminé les moments articulaires et les amplitudes de mouvement au genou et à la cheville lors de la descente d'escaliers chez les personnes âgées et les jeunes adultes. La dorsiflexion de référence était mesurée à l'aide d'un dynamomètre lors d'un test manuel passif. La dorsiflexion maximale passive, mesurée au dynamomètre, était significativement plus faible chez les aînés. Pourtant, pour la dorsiflexion lors de la descente, atteignant 107% de la valeur passive de référence, contre seulement 91% chez les jeunes, ce qui suggère une sollicitation accrue de cette articulation. Les moments excentriques maximaux (force de rotation générée pour freiner un mouvement) du genou sont significativement plus faibles chez les personnes âgées, indiquant une diminution de la capacité musculaire. Bien que les moments articulaires au genou soient similaires entre les deux groupes, les personnes âgées utilisent 42 % de leur capacité maximale, contre 30 % chez les jeunes adultes, ce qui reflète une utilisation plus intensive de leur capacité maximale disponible (Reeves et al., 2008).

L'étude de Kim (2009) a analysé le déplacement du CdP lors de la descente d'un escalier à trois marches entre de jeunes adultes et des personnes âgées. Les personnes âgées montrent une vitesse et un déplacement du CdP significativement réduit dans les directions AP et ML par rapport aux jeunes adultes. Selon les auteurs, cela pourrait refléter une stratégie plus prudente pour minimiser les risques de chute (Kim, 2009).

De plus, Kováčiková et al. (2021) ont étudié les effets de l'âge et du sexe sur le CdP lors de la descente d'une marche et pendant la phase de stabilisation qui suivait. Ils ont observé que l'âge influence significativement le déplacement du CdP pendant la

stabilisation, avec des différences entre les sexes : les femmes âgées présentent un déplacement plus grand du CdP dans les directions AP et ML, tandis que les hommes âgés montrent un déplacement plus grand du CdP plus élevé uniquement dans la direction AP comparativement aux jeunes adultes du même sexe. (Kabeshova et al., 2016). Aucune différence significative n'a été constatée pendant la descente pour l'âge et le sexe, suggérant que les défis liés à l'équilibre surviennent principalement après l'exécution du mouvement (Kabeshova et al., 2016).

L'étude de Verghese et al. (2008) a analysé les corrélats cliniques et fonctionnels associés à la présence de difficultés auto-rapportées à monter et à descendre les escaliers chez les personnes âgées (Verghese et al., 2008).

Des différences significatives ont été observées entre les groupes pour les deux activités, les personnes rapportant des difficultés affichant une peur de chuter plus élevée et une capacité réduite à se lever d'une chaise. Toutefois, la descente d'escaliers s'est distinguée comme étant spécifiquement et significativement associée à un risque accru de chutes.

L'analyse des limitations dans les activités de la vie quotidienne (AVQ) a révélé que la difficulté à se lever d'une chaise était corrélée avec les deux tâches. En revanche, des limitations spécifiques, telles que la difficulté à prendre un bain, à s'habiller et à marcher à l'intérieur, étaient exclusivement liées à la descente d'escaliers.

Sur le plan fonctionnel, les deux tâches étaient associées à une réduction significative de la vitesse de marche, de la cadence et de la longueur des pas. Cependant,

une augmentation significative de la variabilité de la longueur des pas, un marqueur d'instabilité de la marche, a été observée spécifiquement lors de la descente d'escaliers.

L'étude de Verghese et al. (2008) a examiné les résultats cliniques et fonctionnels en présence ou pas de difficultés autorapportées à monter et descendre les escaliers chez les personnes âgées (Verghese et al., 2008). Des différences significatives ont été observées entre les groupes pour les deux activités, les personnes rapportant des difficultés affichant une peur de chuter plus élevée et une capacité réduite à se lever d'une chaise. Toutefois, la descente d'escaliers s'est distinguée comme étant spécifiquement et significativement associée à un risque accru de chutes (Verghese et al., 2008). L'analyse des limitations dans les activités de la vie quotidienne (AVQ) a révélé que la difficulté à se lever d'une chaise était corrélée avec les deux tâches. En revanche, des limitations spécifiques, telles que la difficulté à prendre un bain, à s'habiller et à marcher à l'intérieur, étaient exclusivement liées à la descente d'escaliers (Verghese et al., 2008). Toutefois, des limitations spécifiques, telles que la difficulté à prendre un bain, à s'habiller et à marcher à l'intérieur étaient spécifiquement liées à la descente d'escaliers. Sur le plan fonctionnel, la montée et la descente d'escaliers deux montraient des différences significatives pour la vitesse de marche, la cadence et la longueur des pas qui étaient diminués pour les personnes disant éprouver des difficultés à descendre les escaliers (Verghese et al., 2008). Cependant, seule la variabilité dans la longueur des pas était significativement plus élevée lors de la descente d'escaliers (Verghese et al., 2008).

Une étude récente de Júlio et al. (2023) a utilisé le système *Movement Deviation Profile* pour évaluer les différences cinématiques entre les personnes âgées ayant chuté et celles n'ayant pas chuté lors de diverses tâches fonctionnelles, dont la montée et la descente d'escaliers. Bien que le temps d'exécution des tâches ne montre pas de différences significatives entre les deux groupes, les scores Z révèlent des écarts importants dans la cinématique, en particulier lors de la descente d'escaliers (score Z = 0,89), suivie de la montée d'escaliers (0,74) et des transitions de position (de debout à assis et vice versa) (Júlio et al., 2023). Ces résultats suggèrent que la descente d'escaliers, en raison de son exigence musculaire excentrique, est une tâche particulièrement révélatrice des déficiences motrices chez les personnes âgées à risque de chute (Júlio et al., 2023).

PROBLÉMATIQUE, OBJECTIF ET HYPOTHÈSE

Les chutes chez les personnes âgées représentent un enjeu majeur de santé publique, notamment avec le vieillissement de la population. Au Québec, un tiers des personnes âgées vivant à domicile chutent chaque année, entraînant des hospitalisations, des blessures graves (p.ex., entorses et fractures) et parfois des décès (Gouvernement du Canada, 2022; Institut national de santé publique du Québec, 2022). Les chutes surviennent principalement lors de tâches dynamiques, comme la marche ou la descente d'escaliers, qui sollicitent fortement les systèmes vestibulaire, visuel et musculosquelettique (Gouvernement du Canada, 2022; Maki & McIlroy, 2006).

Les personnes âgées adoptent souvent des stratégies compensatoires pour minimiser les risques de chute lors de la descente d'escaliers. Par exemple, la vitesse lors de la descente diminue et des amplitudes de mouvement moins élevées pour améliorer leur stabilité (Kim, 2009; Reeves et al., 2008). Cependant, ces adaptations ne suffisent pas toujours à prévenir les chutes, en particulier chez les personnes âgées ayant déjà chuté. En effet, les études montrent que les personnes âgées ayant des antécédents de chutes présentent des déficiences motrices plus marquées, notamment une variabilité accrue dans la longueur des pas, une activation musculaire moins efficace et des déplacements plus prononcés du CdP (Kwon et al., 2018; Verghese et al., 2008). Ces déficits entraînent une vulnérabilité plus élevée aux chutes répétées et limitent leur capacité à réaliser des AVQ de manière sécuritaire.

L'analyse biomécanique de la descente d'escaliers s'avère particulièrement révélatrice des déficiences motrices liées au vieillissement. Par exemple, les personnes âgées utilisent une plus grande amplitude articulaire en ayant également des moments articulaires plus faibles, reflétant une capacité musculaire diminuée (Reeves et al., 2008). Plus significativement, lorsqu'on compare spécifiquement les personnes âgées ayant chuté ou non, la descente d'escaliers présente la plus grande différence cinématique et un risque de chute accrue (Júlio et al., 2023; Verghese et al., 2008) .

Malgré ces avancées, peu d'études se sont attardées spécifiquement aux différences spécifiques lors de la descente d'escaliers entre les personnes âgées ayant chuté et celles n'ayant pas chuté. Pourtant, une meilleure compréhension de ces différences potentiellement cruciales pourrait permettre d'identifier des marqueurs prédictifs de risque de chute et de développer des interventions préventives ciblées pour améliorer la stabilité et la sécurité lors de cette tâche. Par exemple, des programmes de renforcement musculaire et d'entraînement à l'équilibre pourraient être développés pour cibler les déficits spécifiques observés chez les personnes ayant des antécédents de chute.

En somme, la descente d'escaliers représente une tâche clé pour évaluer les déficiences motrices et posturales chez les personnes âgées, en particulier celles ayant des antécédents de chute. Toutefois, le tableau des altérations du contrôle postural reste incomplet pour les personnes ayant chuté. De ce fait, des recherches supplémentaires sont nécessaires pour comparer directement l'activation musculaire des membres inférieurs et le déplacement du CdP lors de cette tâche entre les personnes âgées ayant chuté et celles

n'ayant pas chuté. Cette comparaison permettra non seulement de mieux comprendre les mécanismes sous-jacents aux chutes, mais aussi de planifier de prochaines études sur les résultats obtenus.

Objectif et hypothèse de recherche

L'objectif principal de recherche est de comparer l'activation musculaire des membres inférieurs et le déplacement du CdP lors de la descente d'un escalier entre des personnes âgées de 65 ans et plus qui ont chuté et des personnes âgées de 65 ans qui n'ont pas chuté dans les 12 derniers mois.

L'hypothèse principale est que l'activation musculaire sera plus élevée à la cheville (p. ex., gastrocnémiens et tibial antérieur) et un déplacement du CdP plus grand sera observé lors de la descente d'un escalier chez les personnes âgées de 65 ans et plus qui ont chuté dans les 12 derniers mois.

MÉTHODOLOGIE

Participants

Dans cette étude cas-témoins, 40 participants séparés en deux groupes ont été recrutés. Le premier groupe consistait en 20 personnes âgées ayant chuté dans les 12 derniers mois tandis que le second groupe consistait en 20 personnes âgées n'ayant pas chuté dans les 12 derniers mois. Considérant qu'aucune étude précédemment publiée n'a examiné les différences d'activation musculaire et du déplacement du CdP lors de la descente d'escaliers entre des personnes qui ont et qui n'ont pas chuté, nous avons choisi cet échantillon de convenance, représentative des études similaires examinant la marche (Cattagni et al., 2018; Lee & Kerrigan, 1999; McCrory et al., 2014; Schulz et al., 2013). Les participants ont été recrutés parmi la clientèle régulière de la Clinique de Kinésiologie et de Thérapie du sport de l'Université du Québec à Trois-Rivières (UQTR), Canada. Le protocole de cette étude a obtenu l'approbation du comité d'éthique de la recherche avec des êtres humains de l'UQTR (CER-24-307-07.05. Annexe A). Chaque participant a lu et signé le formulaire d'information et de consentement avant d'être inclus dans l'étude.

Les critères d'inclusion étaient : d'avoir 65 ans et plus ayant eu ou non une chute dans les 12 derniers mois et obtenir un score de 24 et plus au questionnaire MMSE effectué au début de la rencontre. Les critères d'exclusion étaient un historique de chirurgie aux membres inférieurs, aux hanches ou à la colonne vertébrale dans les 3 derniers mois, un diagnostic de polyarthrite rhumatoïde, d'une maladie neuromusculaire ou neurodégénérative, d'une maladie systémique ou locale non maîtrisée, présenter des

douleurs incapacitantes empêchant l'exécution des tâches proposées ou une déficience visuelle non corrigée .

Instrumentations

Toutes les données ont été recueillies dans le laboratoire du Groupe de Recherche sur les Affections Neuromusculosquelettiques (UQTR, Canada). Les données ont été recueillies et synchronisées avec le logiciel Motive (V.3.0.0; OptiTrack; Natural Point, Corvallis, OR, É.-U.). Deux marqueurs cinématiques ont été positionnés sur l'hallux et le talon de chaque pied afin de déterminer le positionnement des pieds lors de la tâche. Le déplacement de ces marqueurs a été enregistré avec un système d'analyse de mouvement tridimensionnel (12 caméras, 200 Hz, Optitrack) à une fréquence d'échantillonnage de 120 Hz.

L'escalier à plateformes de force amovibles (AMTI, É.-U.) isole les forces et les moments générés lors de chaque appui sur l'une des marches, puis les transfère à l'une des deux plateformes de force sous-jacentes. L'escalier utilise une conception d'emboîtement innovante pour alterner la plateforme à laquelle chaque marche est connectée, de sorte qu'aucune marche consécutive ne soit transférée sur la même plateforme de force.

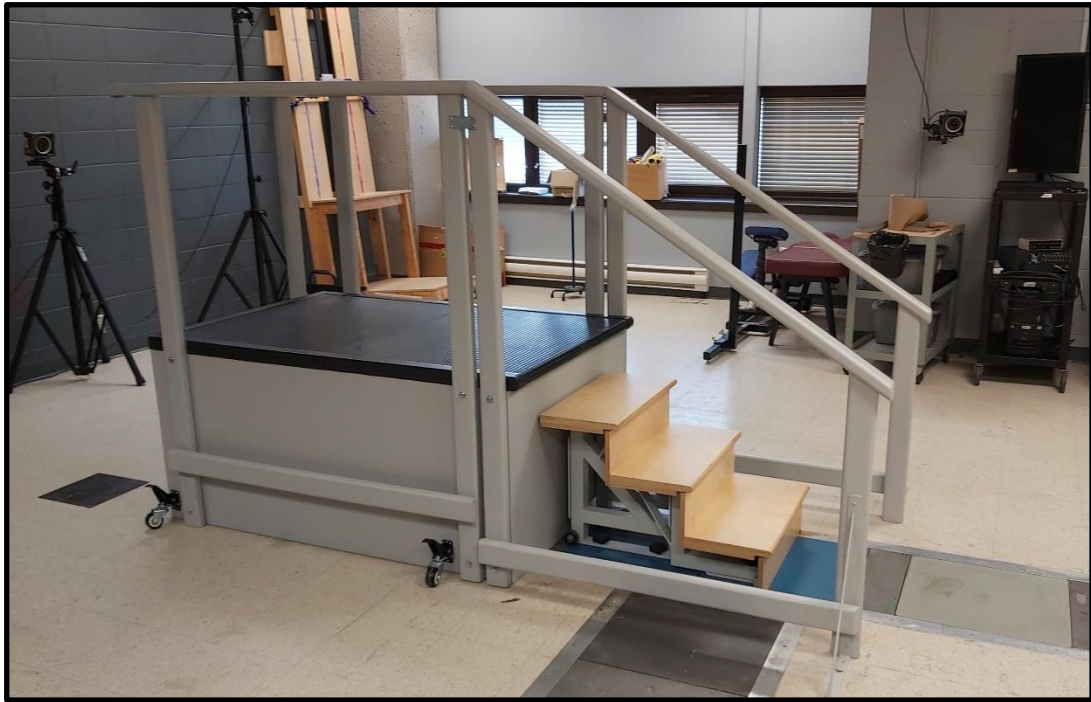


Figure 3 : Escalier instrumenté de plateformes de force

L'activité des muscles tibial antérieur, gastrocnémien médial, gastrocnémien latéral, biceps fémoral, vaste latéral et moyen fessier a été enregistrée unilatéralement sur la jambe dominante (jambe utilisée pour frapper un ballon) :. L'activité musculaire a été enregistrée avec des électromyogrammes de surface sans fils (Delsys Trigno wireless, Boston, É.-U.) positionnés dans le sens des fibres musculaires selon les recommandations du *"Surface Electromyography for the Non-invasive Assessment of Muscles"* (SENIAM) (Hermens et al., 1999) (Tableau 1). L'emplacement des électrodes a été déterminé à l'aide d'un ruban à mesurer lorsque le participant était debout, et marqué d'un <<X>> (Figure 4 à 9). De plus, l'impédance cutanée a été réduite en rasant la peau, en l'abrasant

doucement avec du papier de verre de grain fin, puis en la nettoyant avec des tampons imbibés d'alcool isopropylique 70%. Un morceau de ruban adhésif a été appliqué sur chaque électrode pour limiter le déplacement de ceux-ci sur la peau.

Tableau 1 : Position des électrodes pour l'électromyographie sur le membre inférieur

| Muscles | Position des électrodes |
|-----------------------|---|
| Moyen fessier | 50 % sur la ligne allant de la crête iliaque au grand trochanter du fémur |
| Biceps fémoral | 50 % sur la ligne entre la tubérosité ischiatique et l'épicondyle latéral du tibia |
| Vaste latéral | 2/3 de la ligne allant de l'épine iliaque antérieure supérieure à la face latérale de la rotule |
| Tibial antérieur | 1/3 de la ligne entre la pointe du péroné et la pointe de la malléole interne de la cheville |
| Gastrocnémien médial | Portion la plus volumineuse du gastrocnémien médial |
| Gastrocnémien latéral | 1/3 de la ligne entre la tête de la fibula et le talon |



Figure 4 : Position de l'électrode sur le muscle moyen fessier

Image tirée de : <http://www.seniam.org/>

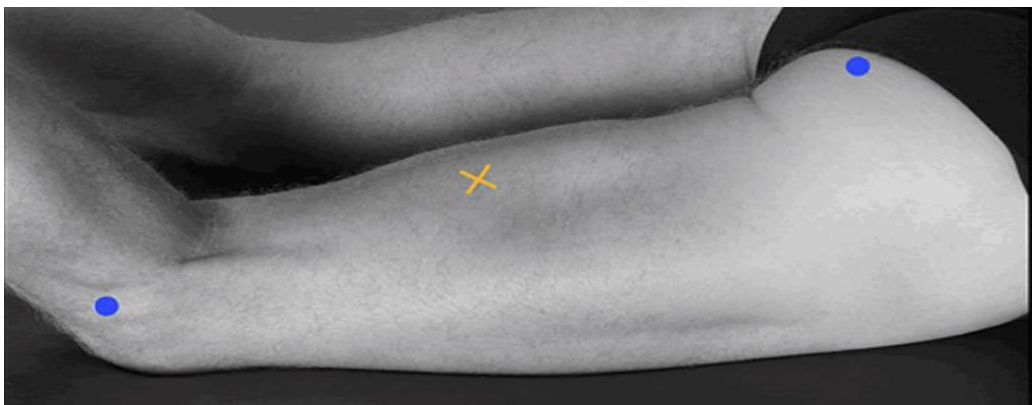


Figure 5 : Position de l'électrode sur le muscle biceps fémoral

(Image tirée de : <http://www.seniam.org/>)



Figure 6 : Position de l'électrode sur le muscle vaste latéral

(Image tirée de : <http://www.seniam.org/>)

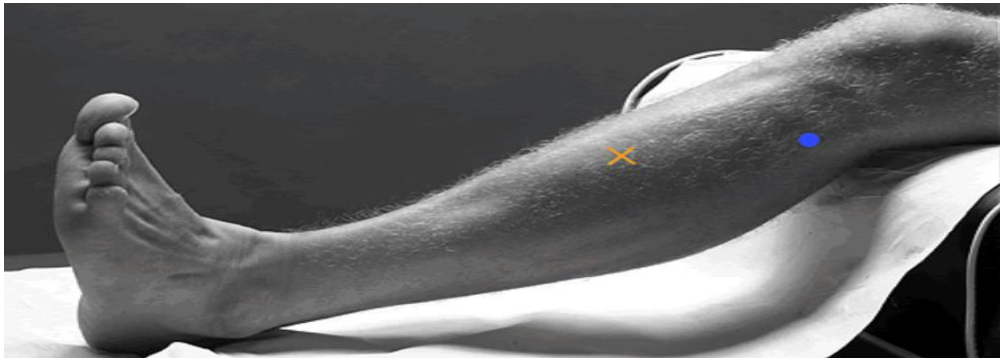


Figure 7 : Position de l'électrode sur le muscle tibial antérieur

(Image tirée de : <http://www.seniam.org/>)



Figure 8 : Position de l'électrode sur le muscle gastrocnémien médial

(Image tirée de : <http://www.seniam.org/>)

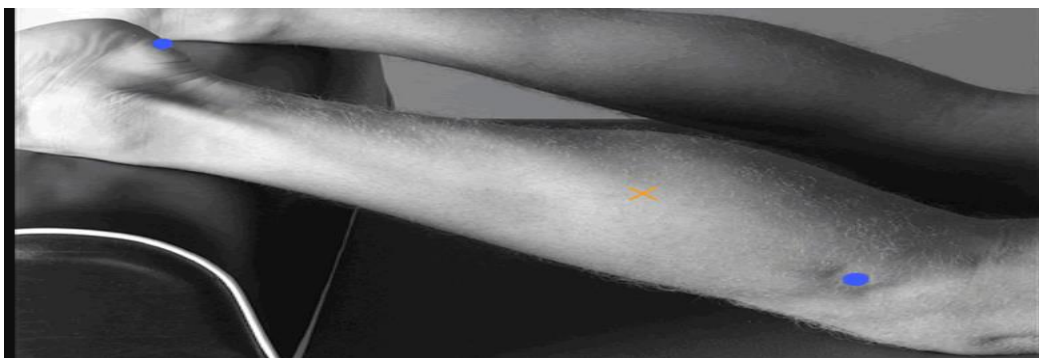


Figure 9 : Position de l'électrode sur le muscle gastrocnémien latéral

(Image tirée de : <http://www.seniam.org/>)

Protocole

Questionnaires

Les participants ont répondu au questionnaire MMSE, qui évalue l'orientation spatiotemporelle, l'enregistrement d'information, l'attention et le calcul, la rétention mnésique, le langage et la praxie de construction (Carrier et al., 2023). Par la suite, les participants ont rempli les questionnaires suivants : *l'International Physical Activity Questionnaire-Short Form (IPAC-SF)* validé en français (Craig et al., 2003) et le *Falls Efficacy Scale International (FES-I)* traduit en français (Piot-Ziegler, 2005). Le IPAC-SF évalue les comportements liés à l'activité physique et la sédentarité durant les 7 derniers jours. Il inclut trois niveaux d'activité physique, soit faible, modérée et élevée. Le FES-I concerne la confiance d'une personne âgée à effectuer 16 AVQ sans tomber. Chaque AVQ est noté d'un (pas du tout inquiet) jusqu'à quatre (très inquiet).

Tests physiques

Les tests physiques ont été administrés par le chercheur principal. Un temps de repos était offert aux personnes le demandant. La taille et le poids ont été mesurés et l'indice de masse corporelle a été calculé. Par la suite, les participants ont effectué consécutivement le BBS et le TUG correspondant à des tests physiques évaluant l'équilibre statique et dynamique (Montero-Odasso et al., 2022). Le BBS consiste en 14 AVQ à réaliser et le score peut se situer de 0 à 56. Pour le TUG, il repose sur le temps d'exécution du test avec un chronomètre. Le participant doit se lever de la chaise et

contourner un cône à huit pieds devant lui pour revenir s'asseoir le plus rapidement sur la chaise en marchant.

Forces maximales volontaires isométriques

Les forces maximales volontaires isométriques ont été réalisées à la suite de l'installation des capteurs EMG sur les six muscles évalués. La mesure des forces maximales volontaires isométriques a été effectuée sur une table de traitement de chiropratique (Figure 10 à 14). Les forces maximales volontaires isométriques ont été réalisées pour la normalisation des données EMG des différents muscles lors de la descente de l'escalier. Chaque participant a réalisé trois forces maximales volontaires isométriques par muscle. Une sangle avec du velcro a été utilisée pour stabiliser le participant sur la table et ainsi permettre d'obtenir des forces isométriques (Tableau 2). La planchette à pince, utilisée pour la prise de notes, a servi à mesurer les angles de 90 degrés.

Tableau 2 : Méthodes utilisées pour effectuer les forces maximales volontaires isométriques

| Muscles | Position du participant | Exécution des forces maximales volontaires isométriques |
|----------------|---|---|
| Moyen fessier | <ul style="list-style-type: none"> • Décubitus latéral. • Genou de la jambe non dominante fléchi. • Jambe dominante alignée avec le tronc. | <ul style="list-style-type: none"> • Le chercheur principal est installé derrière le participant avec une main sur le bassin et l'autre main |

| | | |
|----------------|--|---|
| | <ul style="list-style-type: none"> • Jambe dominante parallèle à la table. | <p>latéralement et en haut du genou de la jambe dominante.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Le chercheur principal maintient la jambe du participant lorsqu'il effectue une abduction de la hanche. |
| Biceps fémoral | <ul style="list-style-type: none"> • Couché sur le ventre. • Sangle au niveau de bassin. • Genou de la jambe dominante à 90 degrés de flexion. | <ul style="list-style-type: none"> • Le chercheur principal est positionné à côté de la hanche de la jambe dominante en ayant une main sur le côté du genou et l'autre sur la cheville. • Le chercheur principal maintient la jambe du participant lorsqu'il effectue une flexion du genou. |
| Vaste latéral | <ul style="list-style-type: none"> • Assis au bord de la table. • Une sangle rigide est installée au niveau de la cheville de la jambe dominante. • Une sangle est installée au niveau des hanches. | <ul style="list-style-type: none"> • Le participant effectue une extension du genou de la jambe dominante. |

| | | |
|------------------|--|---|
| | <ul style="list-style-type: none"> • Le genou de la jambe dominante est à 90 degrés. • Le participant maintient le côté de la table pour se stabiliser. | |
| Tibial antérieur | <ul style="list-style-type: none"> • Assis au bord de la table. • Une sangle est installée au niveau des hanches. • Le genou et la cheville de la jambe dominante sont positionnés à 90 degrés. • Le participant tient le côté de la table pour se stabiliser. • Une serviette sur le dessus du pied de la jambe dominante. | <ul style="list-style-type: none"> • Le chercheur principal est positionné au pied du participant. Il a une main sur le talon et une autre sur le dessus du pied. • Le participant effectue une dorsiflexion de la cheville. |
| Gastrocnémiens | <ul style="list-style-type: none"> • Couché sur le ventre. • La jambe dominante est positionnée sur le bord de la table au milieu de la distance entre le bas de la patella et le marqueur EMG qui teste le tibial antérieur. • Une sangle est installée au niveau des métatarsiens | <ul style="list-style-type: none"> • Le chercheur principal est positionné près de la tête du participant. Il maintient le participant sur la table en ayant des serviettes entre ses mains et le participant. • Le participant effectue une flexion plantaire de la jambe dominante. |

| | | |
|--|--|--|
| | pour immobiliser la cheville à 90 degrés. | |
|--|--|--|



Figure 10 : Positionnement pour les forces maximales volontaires isométriques pour le moyen fessier



Figure 11 : Positionnement pour les forces maximales volontaires isométriques pour le biceps fémoral



Figure 12 : Positionnement pour les forces maximales volontaires isométriques pour les gastrocnémiens



Figure 13 : Positionnement pour les forces maximales volontaires isométriques pour le vaste latéral



Figure 14 : Positionnement pour les forces maximales volontaires isométriques pour le tibial antérieur

Descente d'un escalier instrumenté

La tâche expérimentale consistait à descendre un escalier de trois marches, instrumenté de deux plateformes de force, à une vitesse confortable déterminée par chaque participant. Tout d'abord, chaque participant devait se positionner devant la première marche, sur la plateforme de retournement, puis effectuer un pas avec la jambe non dominante avant d'amener le pied de la jambe dominante sur la première marche en face de lui. Ensuite, il devait descendre en posant un seul pied par marche jusqu'à atteindre la ligne au sol, située à 153 cm de l'escalier.

Chaque participant a d'abord effectué quelques essais de familiarisation afin de le rendre confortable avec le protocole expérimental. Ensuite, 10 essais de descente d'escaliers ont été enregistrés. Les participants pouvaient prendre des pauses entre les

essais s'ils le désiraient. Dans le cas qu'un participant perdait l'équilibre lors de la descente, l'essai était rejeté et immédiatement repris. Un membre de l'équipe de recherche était situé près des participants en tout temps lors des expérimentations pour sécuriser les participants et limiter les risques de chute.

TRAITEMENT DE DONNÉES

Les deux plateformes de force ont été synchronisées et calibrées avec le système d'analyse de mouvement et le système EMG avec le logiciel Motive (v.3.0.0., Optitrack, É-U). Le logiciel Visual3D (v6.01.36, C-motion, Inc., MD, USA) a été utilisé pour traiter les données d'EMG et du CdP.

Centre de pression

Pour l'analyse, un cycle complet de descente d'une marche a été analysé. Il était délimité par l'impact initial du pied de la jambe dominante sur la marche (début du cycle) et le retrait de la jambe dominante de la marche (fin du cycle). Tout d'abord, un seuil de détection des forces a été fixé à 20 N. Cette étape permet d'exclure les signaux de faible intensité susceptibles d'être du bruit expérimental. Les données des plateformes de force ont été filtrées à l'aide d'un filtre passe-bas Butterworth avec un seuil de 20 Hz, réduisant ainsi le bruit tout en préservant les variations essentielles. Le déplacement total en AP (Y) et en ML (X) a été calculé lors de chaque cycle de descente d'escaliers.

Électromyographie

Un filtre passe-bas Butterworth (450 Hz) a été appliqué pour atténuer les hautes fréquences indésirables et réduire le bruit. Ensuite, un filtre passe-haut (20 Hz) a permis d'éliminer les composantes de très basse fréquence, telles que les dérives du signal, afin de mieux isoler l'activité musculaire. Après cette première phase de filtrage, le signal a

été rectifié en prenant sa valeur absolue, ce qui permet de conserver uniquement l'amplitude des variations du signal. Pour obtenir l'enveloppe linéaire, un filtre passe-bas Butterworth (10 Hz) a été appliqué, permettant de lisser le signal et de mettre en évidence son évolution dans le temps. Les signaux EMG ont été normalisés à l'aide de la moyenne de trois forces maximales volontaires isométriques. L'amplitude d'activation musculaire de chaque essai de descente d'escaliers a été rapportée sur 100% de la force maximale volontaire isométrique à l'aide du logiciel BYK (Moveck Inc, Canada).

Cinématique

Quatre marqueurs cinématiques (deux par pied, positionné sur le talon et la première tête métatarsienne) ont servi à détecter les événements de contact et de décharge du pied avec la marche, garantissant ainsi l'extraction précise des données cinétiques pour les intervalles de temps pertinents.

ANALYSE STATISTIQUE

La moyenne et l'écart-type ont été calculés pour les données descriptives, l'amplitude moyenne de l'EMG et le déplacement du CdP. La distribution normale de chaque variable a été évaluée avec un test de Shapiro-Wilk et une inspection visuelle. Des tests t pour échantillons indépendants ont été utilisés pour identifier une différence entre les deux groupes pour les données respectant la distribution normale. Un test du chi-carré a été réalisé pour comparer la proportion des sexes dans les groupes. Si les variables ne respectaient pas la distribution normale, des tests U de Mann-Whitney pour échantillons indépendants ont été réalisés. Le niveau statistique de significativité a été situé à 5% pour toutes les analyses. Toutes les analyses statistiques ont été effectuées avec IBM SPSS Statistics version 26.0.0.

RÉSULTATS

Les données démographiques, les questionnaires et les tests physiques sont présentés dans le Tableau 3. Pour l'analyse des proportions des sexes entre les groupes, le résultat du test de chi-carré de Pearson ne montre aucune différence significative ($\chi^2 = 1,129$, $p=0,288$). Le test U de Mann-Whitney pour échantillons indépendants montre une différence significative entre les deux groupes pour le questionnaire FES-I ($p=0,002$) et le BBS ($p<0,001$). Le test t pour échantillons indépendants montre une différence significative entre les deux groupes pour le TUG ($p=0,029$). Aucune différence significative n'a été observée entre les groupes pour l'âge ($p=0,381$), la taille ($p=0,517$), le poids ($p=0,654$), l'IMC ($p=0,414$), le nombre d'années d'études ($p=0,853$), le questionnaire MMSE ($p=0,547$), les différentes sections du questionnaire IPAC concernant les activités intenses ($p=0,227$), les activités modérées ($p=0,314$) et la marche ($p=0,314$).

Tableau 3 : Données descriptives

| | Personnes âgées n'ayant pas chuté | Personnes âgées ayant chuté | Valeur p | d de Cohen |
|---|--------------------------------------|--------------------------------|------------------|---------------|
| Âge | 70,5 ± 3,9 | 71,7 ± 4,6 | 0,381 | 0,28 |
| F:H | 12:8 | 16:4 | 0,288 | 0,33 |
| Taille (m) | 1,64 ± 0,1 | 1,62 ± 0,8 | 0,517 | 0,21 |
| Poids (kg) | 74,7 ± 11,9 | 75,3 ± 10,7 | 0,654 | 0,14 |
| IMC (kg/m ²) | 27,7 ± 4,2 | 29,0 ± 4,1 | 0,414 | 0,30 |
| Années d'études | 14,3 ± 2,6 | 14,4 ± 2,5 | 0,853 | 0,06 |
| Nombre de chute (12 derniers mois) | - | 1,35 ± 0,98 | - | - |
| Temps d'activité intense de IPAC-SF (min) | 118,5 ± 235,6 | 75,3 ± 236,7 | 0,277 | 0,18 |
| Temps d'activité modéré de IPAC-SF (min) | 484,5 ± 624,5 | 491,3 ± 804,6 | 0,314 | 0,01 |
| Temps de marche de IPAC-SF (min) | 285,5 ± 323,6 | 194,7 ± 222,4 | 0,314 | 0,33 |
| Temps sédentaire de IPAC-SF (min) | 372,0 ± 200,3 | 356,5 ± 178,0 | 0,758 | 0,08 |
| MMSE (/30) | 28,4 ± 1,6 | 28,8 ± 1,0 | 0,547 | 0,34 |
| FES-I (/64) | 18,7 ± 2,8 | 21,7 ± 3,0 | 0,002 | 1,02 |
| BBS (/56) | 53,6 ± 2,0 | 48,6 ± 5,0 | <0,001 | 1,31 |
| TUG (s) | 6,2 ± 1,0 | 7,2 ± 1,8 | 0,029 | 0,72 |

Données présentées par la moyenne ± écart-type. F : femme, H : homme, IMC : indice de masse corporelle, IPAC-SF : International Physical Activity Questionnaire-Short Form, min : minute, s : seconde, MMSE : Mini-Mental State Examination, FES-I : Falls Efficacy Scale-International, BBS : Berg Balance Scale, TUG : Time Up and Go

Les différentes variables concernant le CdP et les variables temporelles sont présentées dans le Tableau 2. Le déplacement ML (p=0,942) et AP (p=0,208) du CdP, la durée de la phase de support (p=0,428), la durée de la phase d'envol (p=0,613) et la durée

totale ($p=0,497$) ne montre pas de différence significative entre les groupes avec l'utilisation des tests pour échantillons indépendants.

Tableau 4 : Déplacements du centre de pression et des variables temporelles

| | Groupe | Moyenne | Valeur p | d de Cohen |
|----------------------------------|-----------------------------------|-------------------|----------|------------|
| Déplacement absolu en ML (cm) | Personnes âgées n'ayant pas chuté | $7,58 \pm 7,96$ | 0,447 | 0,25 |
| | Personnes âgées ayant chuté | $5,95 \pm 4,50$ | | |
| Déplacement absolu en AP (cm) | Personnes âgées n'ayant pas chuté | $24,39 \pm 13,13$ | 0,208 | 0,42 |
| | Personnes âgées ayant chuté | $29,71 \pm 12,39$ | | |
| Durée de la phase de support (s) | Personnes âgées n'ayant pas chuté | $0,71 \pm 0,14$ | 0,428 | 0,26 |
| | Personnes âgées ayant chuté | $0,74 \pm 0,15$ | | |
| Durée de la phase d'envol (s) | Personnes âgées n'ayant pas chuté | $0,40 \pm 0,08$ | 0,613 | 0,15 |
| | Personnes âgées ayant chuté | $0,42 \pm 0,09$ | | |
| Durée totale du cycle (s) | Personnes âgées n'ayant pas chuté | $1,11 \pm 0,21$ | 0,497 | 0,22 |
| | Personnes âgées ayant chuté | $1,16 \pm 0,23$ | | |

Données présentées par la moyenne \pm écart-type. AP : antéropostérieur, ML : médiolatérale, cm : centimètres, s : seconde

Les moyennes d'amplitude de l'EMG sont disponibles dans le Tableau 3. Le test U de Mann-Whitney pour échantillons indépendants montre une différence significative entre les deux groupes pour le muscle gastrocnémien latéral ($p=0,002$). Le test t pour échantillons indépendants montre une différence significative entre les deux groupes pour

le muscle tibial antérieur ($p=0,046$) et le gastrocnémien médial ($p=0,020$). Aucune différence significative n'a été observée entre les deux groupes pour l'activation des muscles moyen fessier ($p=0,365$), biceps fémoral ($p=0,317$) et vaste latéral ($p=0,857$).

Tableau 5 : Amplitude moyenne de l'électromyographie

| | Groupe | Moyenne | Valeur p | d de Cohen |
|---------------------------|-----------------------------------|-----------------|--------------|-------------|
| Moyen fessier (%) | Personnes âgées n'ayant pas chuté | $17,7 \pm 8,0$ | 0,365 | 0,29 |
| | Personnes âgées ayant chuté | $20,1 \pm 8,6$ | | |
| Biceps fémoral (%) | Personnes âgées n'ayant pas chuté | $13,6 \pm 7,3$ | 0,317 | 0,27 |
| | Personnes âgées ayant chuté | $15,4 \pm 6,5$ | | |
| Vaste latéral (%) | Personnes âgées n'ayant pas chuté | $25,7 \pm 12,0$ | 0,857 | 0,04 |
| | Personnes âgées ayant chuté | $25,3 \pm 10,0$ | | |
| Tibial antérieur (%) | Personnes âgées n'ayant pas chuté | $12,2 \pm 6,3$ | 0,046 | 0,69 |
| | Personnes âgées ayant chuté | $16,6 \pm 6,6$ | | |
| Gastrocnémien médial (%) | Personnes âgées n'ayant pas chuté | $28,1 \pm 14,7$ | 0,020 | 0,68 |
| | Personnes âgées ayant chuté | $38,5 \pm 16,0$ | | |
| Gastrocnémien latéral (%) | Personnes âgées n'ayant pas chuté | $20,0 \pm 8,5$ | 0,002 | 1,19 |
| | Personnes âgées ayant chuté | $32,7 \pm 12,6$ | | |

Données présentées par la moyenne \pm écart-type.

DISCUSSION

Retour sur l'objectif et l'hypothèse

Cette étude avait pour objectif de comparer l'activation musculaire des membres inférieurs et le déplacement du CdP lors de la descente d'un escalier entre des personnes âgées de 65 ans et plus qui ont chuté et des personnes âgées du même âge n'ayant pas chuté dans les 12 derniers mois. L'hypothèse principale était que l'activation musculaire serait plus élevée aux muscles de la cheville (p. ex., gastrocnémiens et tibial antérieur) et le déplacement plus grand du CdP lors de la descente d'un escalier chez les personnes âgées de 65 ans et plus ayant chuté dans les 12 derniers mois.

Interprétation des résultats en fonction de la littérature scientifique

D'une part, les résultats révèlent une activation significativement plus élevée des muscles tibiaux antérieurs, gastrocnémiens médial et latéral chez les personnes âgées ayant chuté comparées aux personnes âgées n'ayant pas chuté dans les 12 derniers mois. D'autre part, les résultats concernant le CdP ne présentent pas une différence significative entre les personnes âgées ayant chuté et celles n'ayant pas chuté, pour les déplacements AP et ML, ainsi que pour les durées des différentes phases de la descente d'escaliers.

Ces résultats sont cohérents avec les stratégies posturales adaptatives sélectionnées en fonction de la complexité perçue de la tâche. Face à une perturbation antérieure ou postérieure, les individus ont une activation des muscles distaux plus élevés (ex. tibial antérieur, gastrocnémiens) pour corriger les déséquilibres (Horak & Nashner,

1986). Si cette compensation suffit à maintenir la stabilité, aucune autre stratégie n'est nécessaire. Si les muscles distaux sont insuffisants pour corriger les déséquilibres (perturbation plus importante), les muscles proximaux (ex. abducteur de hanche, muscles lombaires) sont recrutés (Horak & Nashner, 1986). Enfin, en cas d'échec des deux premières stratégies, des ajustements locomoteurs (ex. pas rapides, rattrapage) sont déclenchés pour éviter la chute (Horak & Nashner, 1986).

Les personnes âgées présentent une vitesse de marche, une cadence et une longueur de pas plus basse, ainsi qu'une largeur de pas plus élevée comparativement aux jeunes adultes, ce qui reflète leurs adaptations lors de la marche, une tâche du quotidien (Lee et al., 2017). Ces changements lors de la marche sont aussi liés à une élévation significative de l'activité musculaire des membres inférieurs (Lee et al., 2017). Ces résultats révèlent que lorsque la réalisation d'une tâche devient plus difficile, les individus développent des adaptations pour parvenir à accomplir la même activité.

Nos résultats sont cohérents avec les observations de Kováčiková et al. (2021) lors de la descente d'une marche unique. Leur étude sur les effets de l'âge et du sexe sur les paramètres du CdP n'avait pas mis en évidence de différences significatives entre les jeunes adultes et les personnes âgées (Kováčiková et al., 2021). Cette absence de différence pourrait s'expliquer par le fait que la tâche était trop simple pour solliciter pleinement les mécanismes posturaux compensatoires. À l'inverse, pour une descente de trois marches, Kim et al. (2009) ont constaté que les amplitudes de déplacement du CdP

chez les personnes âgées sont plus élevées comparativement aux jeunes adultes, ce qui suggère un impact plus marqué de la complexité de la tâche (Kim, 2009).

Dans notre étude, l'activité musculaire plus élevée apparaît comme une stratégie compensatoire visant à compenser les déficits physiques mis en évidence par les scores plus faibles au BBS et au TUG par les personnes âgées ayant chuté. Cette observation rejoint les conclusions de Kim et al. (2018) sur le rôle des muscles agonistes et antagonistes autour de la cheville dans le maintien du contrôle postural à la suite de perturbations externes en position statique. Lors de la descente d'escalier, les gastrocnémiens, muscles agonistes, effectuent le mouvement excentrique de la flexion plantaire étant le mouvement principal. Les muscles antagonistes comme le tibial antérieur vont contrôler le mouvement en contrôlant la vitesse et l'amplitude de mouvement en réponse aux muscles agonistes pour stabiliser une articulation (McKinley et al., 2014). En réponse à des perturbations de faible amplitude, le système neuromusculaire augmente la co-contraction des muscles agonistes-antagonistes de la cheville, optimisant la stabilité locale (Kim & Hwang, 2018). En revanche, face à des perturbations de grande amplitude, la réponse dominante devient un déplacement significatif du CdP, reflétant une stratégie posturale globale (Kim & Hwang, 2018).

Dans notre étude, chez les personnes âgées ayant chuté, l'absence de modification du CdP malgré une activité musculaire plus élevée indique une stratégie de stabilisation articulaire par co-contraction distale à la cheville. Cette stratégie privilégie donc un contrôle articulaire rigide plutôt que la génération de mouvements compensatoires

visibles. Ces résultats montrent que le contrôle postural, évalué par les paramètres du CdP, est maintenu grâce à cette activation musculaire accrue, sans modification significative des déplacements ou de la temporalité du CdP. Ainsi, la tâche demandée lors de notre étude consistant en une simple descente d'un escalier sans contrainte chez des personnes âgées ayant chuté n'est pas suffisante pour dépasser la capacité d'activation musculaire distale pour ultimement engendrer des compensations du CdP.

Plus spécifiquement, lors de la phase de support de la descente d'escalier, notre étude révèle un recrutement préférentiel des gastrocnémiens, principaux effecteurs de la flexion plantaire et décélérateur de la flexion dorsale. Cette observation est particulièrement pertinente, car elle met en lumière le rôle crucial des gastrocnémiens lors de la contraction excentrique lors de la descente d'escaliers lors d'une tâche contrôlée en laboratoire. Une étude a comparé l'effet de la fatigue sur les muscles effectuant la flexion plantaire de la cheville lors de contractions maximales concentriques et excentriques chez les jeunes adultes et les personnes âgées (Baudry et al., 2007). Bien que les auteurs n'aient observé aucune différence significative entre les types de contractions (concentriques vs excentriques) au sein de chaque groupe d'âge, leurs résultats révèlent des différences entre les groupes. En effet, les personnes âgées ont une perte de force musculaire lors de mouvement concentrique de 9,3% ($p < 0,05$) et de 15% ($p < 0,01$) lors de force lors de mouvement excentrique comparativement aux jeunes adultes (Baudry et al., 2007).

La perte de force musculaire pourrait entraîner des conséquences négatives, notamment une dépense énergétique accrue induisant une fatigue musculaire plus importante et rapide, conduisant à un risque de chute plus élevé lors d'activités prolongées. Morrison et al. (2016) ont examiné les effets de la fatigue induite par la marche en pente sur tapis sur le risque de chute, la force musculaire des membres inférieurs, le temps de réaction, la marche et l'équilibre chez 75 adultes en bonne santé répartis également en cinq groupes d'âge (30-39, 40-49, 50-59, 60-69 et 70-79 ans). Avant l'induction de fatigue, les résultats montrent une corrélation entre l'âge avancé et une diminution de la vitesse de marche, un allongement du temps de réaction ainsi qu'une augmentation du risque de chute (Morrison et al., 2016). À la suite du protocole de fatigue, les participants âgés de 60 à 79 ans ont présenté une réduction de la force musculaire des membres inférieurs et une altération de la stabilité posturale (Morrison et al., 2016). Cependant, seul le groupe des 70-79 ans a montré un ralentissement significatif du temps de réaction et une élévation marquée du risque de chute (Morrison et al., 2016). Il serait donc pertinent d'évaluer la descente d'escaliers dans des conditions plus exigeantes, par exemple, dans un contexte de fatigue musculaire pour les membres inférieurs, pour les muscles similaires à notre étude, pouvant être provoqué par de la marche en pente sur tapis. Cette approche permettrait de mieux identifier les déficiences posturales spécifiques chez les personnes âgées ayant chuté, en se rapprochant de situations réalistes et moins contrôlées, reflétant ainsi les défis du quotidien.

Limites

Dans un premier temps, bien que la taille de l'échantillon ($n=40$) soit comparable à celle d'études similaires portant sur la marche chez les personnes âgées ayant chuté, elle reste relativement petite, ce qui peut limiter la puissance statistique et la généralisation des résultats. Une étude avec un échantillon plus grand permettrait de confirmer nos observations et d'explorer davantage les différences intergroupes entre les personnes âgées ayant ou non chuté. Dans un deuxième temps, les différentes positions effectuées pour les forces maximales volontaires isométriques ne respectent pas un standard ce qui peut nuire à réutilisation des positions pour une prochaine étude, mais elle reste une des meilleures manières pour obtenir comparaison à notre tâche vu qu'il n'a pas de directive précise sur la façon d'effectuer des forces maximales volontaires isométriques pour comparer à l'activité musculaire dans les escaliers. Dans un troisième temps, le devis transversal de cette étude ne permet pas d'établir une relation de cause à effet entre l'activation musculaire plus élevée, le déplacement du CdP et le risque de chute. Il est possible que les différences observées soient une conséquence plutôt qu'une cause des chutes antérieures. Dans un quatrième temps, l'absence d'analyse cinématique complète (angles articulaires, trajectoires des segments) limite notre compréhension des mécanismes sous-jacents aux différences d'activation musculaire observées entre les personnes âgées ayant ou non chuté. Une analyse cinématique combinée à l'EMG permettrait de mieux interpréter les adaptations motrices chez les personnes ayant chuté. Enfin, l'expérimentation a été menée en milieu contrôlé, alors que les chutes surviennent après une perturbation soudaine et imprévue. Ainsi, la conception même de l'étude

pourrait avoir masqué certaines différences, ce qui réduit la validité écologique du protocole.

Perspectives de recherches futures

D'abord, des études supplémentaires pourraient s'attarder à d'autres variables biomécaniques (p. ex., synergie musculaire, pressions plantaires, moments de force articulaires) et à l'effet de la fatigue lors de la descente d'escaliers. La combinaison de ces autres variables pourrait simuler une condition associée à un risque de chute dans la vie quotidienne. Ensuite, un suivi longitudinal des participants permettrait d'évaluer si les différences d'activation musculaire et de contrôle postural observées chez les personnes âgées prédisent de futures chutes. Ce type d'étude contribuerait à identifier des marqueurs précoces du risque de chute comme la diminution de la masse musculaire. Des analyses comparatives pourraient inclure des mesures de contrôle postural, de force musculaire et de variabilité du mouvement, afin d'identifier des profils de vulnérabilité et d'adapter les interventions préventives tout en permettant une observation plus simple pour les praticiens. Enfin, des interventions basées sur le renforcement musculaire sélectif (p. ex., accent sur les gastrocnémiens et le tibial antérieur), l'équilibre et l'entraînement à la stabilité dynamique pourraient être évaluées dans le cadre d'essais cliniques randomisés. L'efficacité de ces programmes peut être évaluée directement par la réduction du nombre de chutes sur une période donnée. Elle peut également être observée indirectement grâce

à des mesures biomécaniques telles que l'EMG, la cinématique, le CdP et la peur de chuter.

CONCLUSION

Les résultats de cette étude montrent que les personnes âgées ayant chuté de 65 ans et plus ont une activité musculaire du tibial antérieur, du gastrocnémien médial et latéral plus élevée comparativement aux personnes âgées n'ayant pas chuté de 65 ans et plus lors de la descente d'un escalier. Bien que ces participants semblent en mesure de maintenir à court terme des paramètres de CdP similaires, cette compensation musculaire pourrait masquer des déficits posturaux sous-jacents à plus long terme et lors de tâche plus complexe.

Compte tenu des limites de notre protocole, une évaluation plus complète sur l'impact de la fatigue pourrait être réalisée en analysant la descente d'escalier, combinant des mesures du CdP, une analyse cinématique des membres inférieurs et l'enregistrement EMG, chez des personnes âgées avec et sans antécédents de chute.

RÉFÉRENCE

- Agence de la santé publique du Canada. (2014, février). *Chutes chez les aînées au Canada : deuxième rapport*. https://www.phac-aspc.gc.ca/seniors-aines/publications/public/injury-blessure/seniors_falls-chutes_aines/assets/pdf/seniors_falls-chutes_aines-fra.pdf
- Agence de la santé publique du Canada. (2021). *Chutes chez les aînés au Canada - Infographie*.
- Anastasopoulou, P., Tubic, M., Schmidt, S., Neumann, R., Woll, A., & Härtel, S. (2014). Validation and comparison of two methods to assess human energy expenditure during free-living activities. *PLoS One*, 9(2), e90606. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0090606>
- Andersen, B. B., Gundersen, H. J., & Pakkenberg, B. (2003). Aging of the human cerebellum: a stereological study. *The Journal of Comparative Neurology*, 466(3), 356-365. <https://doi.org/10.1002/cne.10884>
- Baudry, S., Klass, M., Pasquet, B., & Duchateau, J. (2007). Age-related fatigability of the ankle dorsiflexor muscles during concentric and eccentric contractions. *European journal of applied physiology*, 100, 515-525.
- Carrier, T., Lira, M. B. F., Ortiz, J. A. C., Duchesne, C., & Montembeault, M. (2023). Revue systématique des tests cognitifs validés et/ou ayant des normes de référence pour la population canadienne francophone âgée. *Canadian Journal on Aging/La Revue canadienne du vieillissement*, 42(2), 297-315.
- Cattagni, T., Harnie, J., Jubeau, M., Hucteau, E., Couturier, C., Mignardot, J.-B., Deschamps, T., Berrut, G., & Cornu, C. (2018). Neural and muscular factors both contribute to plantar-flexor muscle weakness in older fallers. *Experimental Gerontology*, 112, 127-134. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.exger.2018.09.011>
- Chiu, A. Y., Au-Yeung, S. S., & LO, S. K. (2003). A comparison of four functional tests in discriminating fallers from non-fallers in older people. *Disability and rehabilitation*, 25(1), 45-50.
- Craig, C. L., Marshall, A. L., Sjöström, M., Bauman, A. E., Booth, M. L., Ainsworth, B. E., Pratt, M., Ekelund, U., Yngve, A., & Sallis, J. F. (2003). International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. *Medicine & science in sports & exercise*, 35(8), 1381-1395. <https://onaps.fr/outils-devaluation/>
- 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., Topinková, 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>
- Davison, J., Bond, J., Dawson, P., Steen, I. N., & Kenny, R. A. (2005). Patients with recurrent falls attending Accident & Emergency benefit from multifactorial

- intervention--a randomised controlled trial. *Age and ageing*, 34(2), 162-168.
<https://doi.org/10.1093/ageing/afi053>
- Deschenes, M. R. (2004). Effects of aging on muscle fibre type and size. *Sports medicine*, 34(12), 809-824.
- Donath, L., Kurz, E., Roth, R., Zahner, L., & Faude, O. (2016). Leg and trunk muscle coordination and postural sway during increasingly difficult standing balance tasks in young and older adults. *Maturitas*, 91, 60-68.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.maturitas.2016.05.010>
- Esenwah, E., Azuamah, Y., Okorie, M., & Ikoro, N. (2014). The aging eye and vision: A review. *International Journal of Health Sciences and Research*, 4(70), 218-226.
- Faragher, R., Mulholland, B., Tuft, S., Sandeman, S., & Khaw, P. (1997). Aging and the cornea. *British journal of ophthalmology*, 81(10), 814-817.
- Goble, D. J., Coxon, J. P., Wenderoth, N., Van Impe, A., & Swinnen, S. P. (2009). Proprioceptive sensibility in the elderly: degeneration, functional consequences and plastic-adaptive processes. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 33(3), 271-278.
- Gouvernement du Canada. (2022). *Rapport de surveillance sur les chutes chez les aînés au Canada*. <https://www.canada.ca/fr/sante-publique/services/publications/vie-saine/rapport-surveillance-chutes-aines-canada.html>
- Granacher, U., Zahner, L., & Gollhofer, A. (2008). Strength, power, and postural control in seniors: Considerations for functional adaptations and for fall prevention. *European Journal of Sport Science*, 8(6), 325-340.
- Hamacher, D., Singh, N. B., Van Dieën, J. H., Heller, M. O., & Taylor, W. R. (2011). Kinematic measures for assessing gait stability in elderly individuals: a systematic review. *Journal of the Royal Society Interface*, 8(65), 1682-1698.
<https://doi.org/10.1098/rsif.2011.0416>
- Henry, M., & Baudry, S. (2019). Age-related changes in leg proprioception: implications for postural control. *Journal of Neurophysiology*, 122(2), 525-538.
<https://doi.org/10.1152/jn.00067.2019>
- Hermens, H. J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorst-Klug, C., & Hägg, G. (1999). European recommendations for surface electromyography. *Roessingh research and development*, 8(2), 13-54.
- Herssens, N., Swinnen, E., Dobbels, B., Van de Heyning, P., Van Rompaey, V., Hallemans, A., & Vereeck, L. (2021). The Relationship Between the Activities-Specific Balance Confidence Scale and Balance Performance, Self-perceived Handicap, and Fall Status in Patients With Peripheral Dizziness or Imbalance. *Otology & Neurotology*, 42(7), 1058-1066.
<https://doi.org/10.1097/mao.0000000000003166>
- Horak, F. B., & Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, 55(6), 1369-1381. <https://doi.org/10.1152/jn.1986.55.6.1369>

- Institut canadien d'information sur la santé. (2017). *Infographie : Perspectives de la population de personnes âgées au Canada : du jamais vu*.
<https://www.cihi.ca/fr/infographie-perspectives-de-la-population-de-personnes-agees-au-canada-du-jamais-vu#:~:text=D'ici%2020%20ans%2C%20le,%C3%A0%20environ%206%2C%20millions>.
- Institut national de santé publique de Québec. (2022, 2 juin). *Chutes chez les personnes âgées*. <https://www.inspq.qc.ca/securite-prevention-de-la-violence-et-des-traumatismes/prevention-des-traumatismes-non-intentionnels/dossiers/chutes-chez-les-aines>
- Institut national de santé publique de Québec. (2023). *Population âgée de 65 ans et plus* <https://www.inspq.qc.ca/santescopes/syntheses/population-agee-65-ans-plus>
- Institut national de santé publique de Québec. (2022). *Chutes chez les personnes âgées*. <https://www.inspq.qc.ca/securite-prevention-de-la-violence-et-des-traumatismes/prevention-des-traumatismes-non-intentionnels/dossiers/chutes-chez-les-aines>
- Júlio, C. E., Antonialli, F. C., Nascimento, T. M. d., Sá, K. A., Barton, G. J., & Lucareli, P. R. G. (2023). The movement deviation profile can differentiate faller and non-faller older adults. *The Journals of Gerontology: Series A*, 141.
- Kabeshova, A., Launay, C. P., Gromov, V. A., Fantino, B., Levinoff, E. J., Allali, G., & Beauchet, O. (2016). Falling in the elderly: Do statistical models matter for performance criteria of fall prediction? Results from two large population-based studies. *European Journal of Internal Medicine*, 27, 48-56.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.ejim.2015.11.019>
- Kerber, K. A., Ishiyama, G. P., & Baloh, R. W. (2006). A longitudinal study of oculomotor function in normal older people. *Neurobiology of Aging*, 27(9), 1346-1353. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.neurobiolaging.2005.07.009>
- Kim, D., & Hwang, J.-M. (2018). The center of pressure and ankle muscle co-contraction in response to anterior-posterior perturbations. *PLoS One*, 13(11), e0207667.
- Kim, H.-D. (2009). A Comparison of the Center of Pressure during Stair Descent in Young and Healthy Elderly Adults. *Journal of Physical Therapy Science*, 21(2), 129-134. <https://doi.org/10.1589/jpts.21.129>
- Konrad, P. (2005). The abc of emg. *A practical introduction to kinesiological electromyography*, 1(2005), 30-35.
- Kováčiková, Z., Sarvestan, J., & Zemková, E. (2021). Age-related differences in stair descent balance control: Are women more prone to falls than men? *PLoS One*, 16(1), e0244990. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0244990>
- Kwon, M. S., Kwon, Y. R., Park, Y. S., & Kim, J. W. (2018). Comparison of gait patterns in elderly fallers and non-fallers. *Technology and Health Care*, 26(S1), 427-436. <https://doi.org/10.3233/thc-174736>
- Larsson, L., Degens, H., Li, M., Salvati, L., Lee, Y. I., Thompson, W., Kirkland, J. L., & Sandri, M. (2019). Sarcopenia: Aging-Related Loss of Muscle Mass and

- Function. *Physiological Reviews*, 99(1), 427-511.
<https://doi.org/10.1152/physrev.00061.2017>
- Lee, H. J., Chang, W. H., Hwang, S. H., Choi, B. O., Ryu, G. H., & Kim, Y. H. (2017). Age-Related Locomotion Characteristics in Association with Balance Function in Young, Middle-Aged, and Older Adults. *Journal of aging and physical activity*, 25(2), 247-253. <https://doi.org/10.1123/japa.2015-0325>
- Lee, L. W., & Kerrigan, D. C. (1999). Identification of kinetic differences between fallers and nonfallers in the elderly. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 78(3), 242-246. <https://doi.org/10.1097/00002060-199905000-00011>
- Lin, Y.-C., Fok, L. A., Schache, A. G., & Pandy, M. G. (2015). Muscle coordination of support, progression and balance during stair ambulation. *Journal of biomechanics*, 48(2), 340-347.
- Lopez, I., Honrubia, V., & Baloh, R. W. (1997). Aging and the human vestibular nucleus. *Journal of Vestibular Research*, 7(1), 77-85.
- Lord, S. R., Delbaere, K., & Sturnieks, D. L. (2018). Aging. *Handbook of Clinical Neurology*, 159, 157-171. <https://doi.org/10.1016/b978-0-444-63916-5.00010-0>
- Luft, A. R., Skalej, M., Schulz, J. B., Welte, D., Kolb, R., Bürk, K., Klockgether, T., & Voigt, K. (1999). Patterns of age-related shrinkage in cerebellum and brainstem observed in vivo using three-dimensional MRI volumetry. *Cerebral Cortex*, 9(7), 712-721.
- Maki, B. E., & McIlroy, W. E. (2006). Control of rapid limb movements for balance recovery: age-related changes and implications for fall prevention. *Age and ageing*, 35(suppl_2), ii12-ii18.
- Matheson, A. J., Darlington, C. L., & Smith, P. F. (1999). Dizziness in the elderly and age-related degeneration of the vestibular system. *New Zealand Journal of Psychology*, 28(1), 10-16.
- McCrary, J. L., Chambers, A. J., Daftary, A., & Redfern, M. S. (2014). Ground reaction forces during stair locomotion in pregnant fallers and non-fallers. *Clinical Biomechanics*, 29(2), 143-148.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.11.020>
- McKinley, M. P., O'Loughlin, V. D., & Stouter, T. (2014). *Anatomie et physiologie: une approche intégrée*. Chenelière éducation.
- Mehdizadeh, S., Van Ooteghem, K., Gulka, H., Nabavi, H., Faieghi, M., Taati, B., & Iaboni, A. (2021). A systematic review of center of pressure measures to quantify gait changes in older adults. *Experimental Gerontology*, 143, 111170. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2020.111170>
- Merchant, R. A., Chen, M. Z., Wong, B. L. L., Ng, S. E., Shirooka, H., Lim, J. Y., Sandrasageran, S., & Morley, J. E. (2020). Relationship between fear of falling, fear-related activity restriction, frailty, and sarcopenia. *Journal of the American Geriatrics Society*, 68(11), 2602-2608.
- Miljkovic, N., Lim, J.-Y., Miljkovic, I., & Frontera, W. R. (2015). Aging of skeletal muscle fibers. *Annals of rehabilitation medicine*, 39(2), 155-162.

- Mion, L. C., Gregor, S., Buettner, M., Chwirschak, D., Lee, O., & Paras, W. (1989). Falls in the rehabilitation setting: incidence and characteristics. *Rehabilitation Nursing Journal*, 14(1), 17-22.
- Montero-Odasso, M., van der Velde, N., Martin, F. C., Petrovic, M., Tan, M. P., Ryg, J., Aguilar-Navarro, S., Alexander, N. B., Becker, C., Blain, H., Bourke, R., Cameron, I. D., Camicioli, R., Clemson, L., Close, J., Delbaere, K., Duan, L., Duque, G., Dyer, S. M., . . . Adults, t. T. F. o. G. G. f. F. i. O. (2022). World guidelines for falls prevention and management for older adults: a global initiative. *Age and ageing*, 51(9). <https://doi.org/10.1093/ageing/afac205>
- Morrison, S., Colberg, S. R., Parson, H. K., Neumann, S., Handel, R., Vinik, E. J., Paulson, J., & Vinik, A. I. (2016). Walking-induced fatigue leads to increased falls risk in older adults. *Journal of the American Medical Directors Association*, 17(5), 402-409.
- Ntanasi, E., Yannakoulia, M., Mourtzi, N., Vlachos, G., Kosmidis, M., Anastasiou, C., Dardiotis, E., Hadjigeorgiou, G., Megalou, M., & Sakka, P. (2020). Prevalence and risk factors of frailty in a community-dwelling population: the HELIAD study. *Journal of aging and health*, 32(1-2), 14-24.
- Okubo, Y., Schoene, D., Caetano, M. J., Pliner, E. M., Osuka, Y., Toson, B., & Lord, S. R. (2021). Stepping impairment and falls in older adults: A systematic review and meta-analysis of volitional and reactive step tests. *Ageing Research Reviews*, 66, 101238. <https://doi.org/10.1016/j.arr.2020.101238>
- Organisation mondiale de la santé. (2017). *Integrated care for older people: guidelines on community-level interventions to manage declines in intrinsic capacity*. World Health Organization.
- Organisation mondiale de la santé. (2021). *Chutes*.
- Organisation mondiale de la santé. (2023). *Vieillesse*. https://www.who.int/fr/health-topics/ageing#tab=tab_3
- Park, J. J., Tang, Y., Lopez, I., & Ishiyam, A. (2001). Unbiased estimation of human vestibular ganglion neurons. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 942(1), 475-478.
- Piot-Ziegler, C. (2005). *FES-I As recommended by the World Falls Guidelines*. <https://sites.manchester.ac.uk/fes-i/>
- Quijoux, F., Nicolaï, A., Chairi, I., Bargiotas, I., Ricard, D., Yelnik, A., Oudre, L., Bertin-Hugault, F., Vidal, P. P., & Vayatis, N. (2021). A review of center of pressure (COP) variables to quantify standing balance in elderly people: Algorithms and open-access code. *Physiological reports*, 9(22), e15067.
- Raz, N., Gunning-Dixon, F., Head, D., Williamson, A., & Acker, J. D. (2001). Age and sex differences in the cerebellum and the ventral pons: a prospective MR study of healthy adults. *American Journal of Neuroradiology*, 22(6), 1161-1167.
- Reeves, N. D., Spanjaard, M., Mohagheghi, A. A., Baltzopoulos, V., & Maganaris, C. N. (2008). The demands of stair descent relative to maximum capacities in elderly and young adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(2), 218-227.

- Roman-Liu, D. (2018). Age-related changes in the range and velocity of postural sway. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 77, 68-80.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.archger.2018.04.007>
- Saftari, L. N., & Kwon, O. S. (2018). Ageing vision and falls: a review. *Journal of Physiological Anthropology*, 37(1), 11. <https://doi.org/10.1186/s40101-018-0170-1>
- Schulz, B. W., Jongprasithporn, M., Hart-Hughes, S. J., & Bulat, T. (2013). Effects of step length, age, and fall history on hip and knee kinetics and knee co-contraction during the maximum step length test. *Clinical Biomechanics*, 28(8), 933-940. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.08.002>
- Statistique Canada. (2018). *Les générations au Canada*.
https://www12.statcan.gc.ca/census-recensement/2011/as-sa/98-311-x/98-311-x2011003_2-fra.cfm
- Statistique Canada. (2022). *Portrait de la population croissante des personnes âgées de 85 ans et plus au Canada selon le Recensement de 2021*.
<https://www12.statcan.gc.ca/census-recensement/2021/as-sa/98-200-X/2021004/98-200-X2021004-fra.cfm>
- Statistique Canada. (2023). *Les adultes âgées et le vieillissement démographique*.
https://www.statcan.gc.ca/fr/sujets-debut/adultes_ages_et_vieillessement_demographique
- Statistique Canada. (2025). *Canada's population clock*.
- Tavares, G. M. S., Pacheco, B. P., Gottlieb, M. G. V., Müller, D. V. K., & Santos, G. M. (2020). Interaction between cognitive status, fear of falling, and balance in elderly persons. *Clinics*, 75, e1612.
- Tieland, M., Trouwborst, I., & Clark, B. C. (2018). Skeletal muscle performance and ageing. *Journal of Cachexia, Sarcopenia and Muscle*, 9(1), 3-19.
<https://doi.org/10.1002/jcsm.12238>
- Velázquez-Villaseñor, L., Tsuji, K., Wall III, C., Merchant, S. N., Glynn, R. J., & Rauch, S. D. (2000). Temporal bone studies of the human peripheral vestibular system: 2. Normative scarpa's ganglion cell data. *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology*, 109(5 suppl), 14-19.
- Verdijk, L. B., Koopman, R., Schaart, G., Meijer, K., Savelberg, H. H., & van Loon, L. J. (2007). Satellite cell content is specifically reduced in type II skeletal muscle fibers in the elderly. *American Journal of Physiology-Endocrinology and Metabolism*.
- Verghese, J., Wang, C., Xue, X., & Holtzer, R. (2008). Self-reported difficulty in climbing up or down stairs in nondisabled elderly. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(1), 100-104.
- Welgampola, M. S., & Colebatch, J. G. (2002). Selective effects of ageing on vestibular-dependent lower limb responses following galvanic stimulation. *Clinical Neurophysiology*, 113(4), 528-534.
[https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S1388-2457\(02\)00020-2](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S1388-2457(02)00020-2)

World Health Organization. (2022, 13 Octobre). *Blindness and vision impairment*.
<https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/blindness-and-visual-impairment>

Xing, L., Bao, Y., Wang, B., Shi, M., Wei, Y., Huang, X., Dai, Y., Shi, H., Gai, X., & Luo, Q. (2023). Falls caused by balance disorders in the elderly with multiple systems involved: Pathogenic mechanisms and treatment strategies. *Frontiers in neurology*, 14, 1128092.

Annexe A : certification éthique



Université du Québec
à Trois-Rivières

Décanat de la recherche et de la création

Le 2 avril 2024

Monsieur Jeffrey Ayotte
Étudiant
Département des sciences de l'activité physique

Monsieur,

Le secrétariat de l'éthique accuse réception des documents corrigés nécessaires à la réalisation de votre protocole de recherche intitulé **Étude des variables biomécaniques lors de la descente d'escalier chez les personnes âgées ayant fait une chute** en date du 21 mars 2024.

Vous trouverez ci-joint votre certificat, émis par le Comité d'éthique de la recherche avec des êtres humains, portant le numéro CER-24-307-07.05. Sa période de validité s'étend du 2 avril 2024 au 2 avril 2025.

Nous vous invitons à prendre connaissance de votre certificat qui présente vos obligations à titre de responsable d'un projet de recherche.

Nous vous souhaitons la meilleure des chances dans vos travaux et vous prions d'agréer, Monsieur, nos salutations distinguées.

LA SECRÉTAIRE DU COMITÉ

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'F. Longpré'.

FANNY LONGPRÉ
Adjointe au doyen
Décanat de la recherche et de la création

FL/na

p. j. Certificat d'éthique

c.c. M. Gabriel Moisan, professeur au Département des sciences de l'activité physique

CERTIFICAT D'ÉTHIQUE DE LA RECHERCHE AVEC DES ÊTRES HUMAINS

En vertu du mandat qui lui a été confié par l'Université, le Comité d'éthique de la recherche avec des êtres humains a analysé et approuvé pour certification éthique le protocole de recherche suivant :

Titre : Étude des variables biomécaniques lors de la descente d'escalier chez les personnes âgées ayant fait une chute

Chercheur(s) : Jeffrey Ayotte
Département des sciences de l'activité physique

Organisme(s) : Aucun financement

N° DU CERTIFICAT CER-24-307-07.05

PÉRIODE DE VALIDITÉ : Du 02 avril 2024 au 02 avril 2025

En acceptant le certificat éthique, le chercheur s'engage à :

- Aviser le CER par écrit des changements apportés à son protocole de recherche avant leur entrée en vigueur;
- Procéder au renouvellement annuel du certificat tant et aussi longtemps que la recherche ne sera pas terminée;
- Aviser par écrit le CER de l'abandon ou de l'interruption prématurée de la recherche;
- Faire parvenir par écrit au CER un rapport final dans le mois suivant la fin de la recherche.



Me Richard LeBlanc
Président du comité



Fanny Longpré
Secrétaire du comité

Décanat de la recherche et de la création

Date d'émission : 02 avril 2024

Réponse pour la modification à l'éthique

Annexe B : modification du certificat éthique



Le 5 juillet 2024

Monsieur Jeffrey Ayotte
Étudiant
Département des sciences de l'activité physique

Monsieur,

Le secrétariat de l'éthique a reçu votre demande de modifications pour le projet **Étude des variables biomécaniques lors de la descente d'escalier chez les personnes âgées ayant fait une chute** (CER-24-307-07.05) en date du 27 juin 2024.

Lors d'un processus d'évaluation déléguée, le Comité d'éthique de la recherche avec des êtres humains a approuvé la modification consistant à ajouter un membre à l'équipe de recherche (Maxime Acien).

Cette décision porte le numéro CER-24-312-08-01.08.

Veuillez agréer, Monsieur, nos salutations distinguées.

LA SECRÉTAIRE DU COMITÉ






FANNY LONGPRÉ
Adjointe au doyen
Décanat de la recherche et de la création

FL/jh

c. c. M. Gabriel Moisan, professeur au Département des sciences de l'activité physique

Annexe C : affiche lors de la publication en clinique universitaire de kinésiologie et sur Facebook



Université du Québec
à Trois-Rivières

GRAN
Groupe de Recherche
sur les Affections
Neuromusculo-squelettiques

Étude des variables biomécaniques lors de la descente d'escalier chez les personnes âgées ayant fait une chute

Les chercheurs du Groupe de recherche sur les affections neuro-musculo-squelettiques de l'Université du Québec à Trois-Rivières sont à la recherche de personnes âgées de 65 ans et plus ayant chuté ou non dans les 12 derniers mois pour participer à une étude sur la biomécanique lors de la descente d'escalier.

Description


Ce projet de recherche vise à comparer l'activation musculaire des membres inférieurs et le déplacement du centre de pression lors de la descente d'un escalier entre des personnes âgées de 65 ans et plus qui ont chuté et ceux qui n'ont pas chuté dans les 12 derniers mois. La participation à l'étude comporte une seule visite de 90 minutes au laboratoire de recherche du Groupe de recherche sur les affections neuro-musculo-squelettiques de l'Université du Québec à Trois-Rivières.

Admissibilité

On cherche des personnes âgées de 65 ans et plus ayant un antécédent de chute ou non dans les 12 derniers mois.

Informations et rendez-vous

Afin de déterminer votre éligibilité au projet, veuillez communiquer avec Jeffrey Ayotte, étudiant à la maîtrise en science de l'activité physique, à l'adresse suivante : jeffrey.ayotte@uqtr.ca, ou par téléphone au numéro suivant : (819) 376-5011 poste 3798



Ce projet, sous la supervision du professeur Gabriel Moison et du professeur Martin Descarreaux, est approuvé par le comité éthique de l'Université du Québec à Trois-Rivières. (CER-24-307-07.05)