



HAL
open science

Approche multifactorielle de la marche en double tâche chez la personne âgée : effet du type de tâche, des facteurs individuels et de la fatigue

Elodie Piche

► **To cite this version:**

Elodie Piche. Approche multifactorielle de la marche en double tâche chez la personne âgée : effet du type de tâche, des facteurs individuels et de la fatigue. Biophysique. Université Côte d'Azur, 2023. Français. NNT : 2023COAZ4065 . tel-04271717

HAL Id: tel-04271717

<https://theses.hal.science/tel-04271717v1>

Submitted on 6 Nov 2023

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

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

THÈSE DE DOCTORAT

Approche multifactorielle de la marche en double tâche chez la personne âgée : effet du type de tâche, des facteurs individuels et de la fatigue

Elodie PICHE

Laboratoire Motricité Humaine Expertise Sport Santé - UPR 6312

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

Dirigée par : Raphael ZORY
Co-dirigée par : Pauline GERUS
Co-dirigée par : Frédéric CHORIN

Soutenue le : 15/09/2023

Devant le jury, composé de :
Anaick PERROCHON, PR, Université de Limoges (président du jury)
Emilie SIMONEAU, PR, Université polytechnique Hauts-de-France
Alexandra PERROT, MCF HDR, Université Paris-Saclay
Stéphane ARMAND, PR, Université de Genève
Raphael ZORY, PR, Université Côte d'Azur (directeur)
Pauline GERUS, MCF HDR, Université Côte d'Azur (co-directrice)
Frédéric CHORIN, PhD, Université Côte d'Azur (co-directeur)

Approche multifactorielle de la marche en double tâche chez la personne âgée : effet du type de tâche, des facteurs individuels et de la fatigue

Président du jury

Anaick PERROCHON, Professeur des universités, Université de Limoges

Rapporteurs

Emilie SIMONEAU, Professeure des universités, Université polytechnique Hauts-de-France

Alexandra PERROT, Maîtresse de conférences-HDR, Université Paris-Saclay

Examineurs

Stéphane ARMAND, Professeur des universités, Université de Genève

Anaick PERROCHON, Professeur des universités, Université de Limoges

Directeurs

Raphael ZORY, Professeur des universités, Université Côte d'Azur

Pauline GERUS, Maîtresse de conférences-HDR, Université Côte d'Azur

Frédéric CHORIN, Docteur, Université Côte d'Azur

Résumé

La prévention des incapacités et de la dépendance liées à l'âge est l'un des défis importants de notre société. Il est essentiel de mieux prendre en charge nos aînés afin de favoriser un vieillissement sain et de réduire leur institutionnalisation. C'est d'ailleurs l'intérêt de la fragilité que de définir un état de pré-dépendance réversible au cours duquel des actions correctives vers un vieillissement sain sont encore possibles. Avec le vieillissement, les personnes âgées subissent des changements neuromusculaires, une diminution des fonctions exécutives et des ressources cognitives. Ces altérations fonctionnelles et cognitives affectent la biomécanique de la marche et permettent de repérer les risques de chute et de fragilité chez les personnes âgées. La marche en double tâche consiste à ajouter une tâche cognitive à la marche, ce qui la complexifie, sollicitant davantage les ressources cognitives. Lorsque les ressources disponibles sont dépassées, au moins l'une des deux tâches peut être altérée. Ainsi, la marche en double tâche peut révéler davantage d'altérations biomécaniques chez les personnes âgées dont les ressources cognitives sont limitées, permettant ainsi d'identifier les déclin fonctionnels et cognitifs chez cette population à risque. De nombreux facteurs peuvent jouer un rôle dans la réponse à la double tâche. **L'objectif principal de ce travail de thèse était de déterminer l'influence de la tâche cognitive, des facteurs individuels et de la fatigue sur la biomécanique de la marche en double tâche chez les personnes âgées.**

Les résultats des différentes études ont contribué à mieux comprendre les effets de ces différents facteurs dans cette population âgée. Les résultats de l'étude 2 ont bien montré un effet du type de tâche cognitive sur le niveau d'altération des paramètres biomécaniques de la marche, avec une altération plus importante de la marche avec des tâches arithmétiques. L'étude 3 a montré que l'âge et la fragilité contribuaient à augmenter l'altération des paramètres biomécaniques de la marche en situation de double tâche. Enfin, l'étude 4 n'a pas révélé d'effets significatifs de la fatigue, mais a affirmé les résultats de l'étude 3 en mettant en évidence une altération des paramètres biomécaniques significativement plus importante chez les personnes âgées fragiles que chez les personnes âgées saines. De plus, ces travaux de thèse ont également montré qu'un système inertiel peu coûteux, portable, facile et rapide d'utilisation permettait de mesurer les paramètres cinématiques de la marche de manière fiable et reproductible, constituant ainsi une excellente alternative aux systèmes optoélectroniques pour analyser la biomécanique de la marche des personnes âgées en clinique. Finalement, ces travaux de thèse ont permis de mettre en lumière les possibilités offertes par la marche en double tâche pour identifier la fragilité chez les personnes âgées.

Mots-clés : Fragilité, double tâche, biomécanique de la marche

Abstract

One of the major challenges of our society is the prevention of disabilities and age-related dependency in order to develop better care for our seniors and guide them towards a model of healthy Aging before an increased state of dependence and institutionalization. This is where frailty becomes relevant, as it defines a state of reversible pre-dependence during which corrective actions towards healthy aging are still possible. Rapidly and effectively identifying this state of pre-dependence would enable better care for our older adults. Many changes occur with aging, such as alterations in functional abilities and a decline in executive functions and attentional resources. These age-related changes impact the biomechanics of walking and provide clinical indicators to characterize and identify this state of frailty. By adding complexity to walking through dual tasking, the already limited attentional resources in older adults are further challenged. This increased complexity of walking could then lead to specific behaviors and a more significant impairment of walking in a frail older population, allowing for better identification of this group.

The main objective of this thesis was to determine the influence of cognitive task, individual factors, and fatigue on the biomechanics of dual task walking in older adults.

The results of the different studies have contributed to a better understanding of the effects of these factors in older adults. The results of the second study clearly demonstrated an effect of the type of cognitive task on the level of alteration in the biomechanical parameters of walking, with a greater impairment observed with arithmetic tasks. The third study showed that age and frailty contributed to increased alteration in the biomechanical parameters of dual-task walking. Finally, the fourth study did not reveal significant effects of fatigue but confirmed the findings of the third study by highlighting a significantly greater impairment in the biomechanical parameters among frail older adults compared to healthy older adults. Furthermore, this thesis work also demonstrated that an inexpensive, portable, easy-to-use inertial system allowed for reliable and reproducible measurement of kinematics parameters of walking, serving as an excellent alternative to optoelectronic systems. Ultimately, this thesis work sheds light on the promising power of dual task walking in identifying frailty in older individuals.

Keywords: Frailty, dual task, biomechanical walking analysis

Remerciements

Et voilà ! Déjà trois ans depuis le début de cette thèse de doctorat.... Que le temps passe vite quand on est aussi bien entourés. On n'a pas envie que ça se termine et, en même temps, il était temps, la fin fût même plus dur qu'un marathon après un Ironman.

Je tiens tout d'abord à remercier le Professeure Emilie SIMONEAU et le Docteur Alexandra PERROT d'avoir accepté d'être rapportrices de mon travail doctoral, pour un jury de rapporteurs 100% féminin. Merci également au Professeur Anaick PERROCHON de m'avoir suivi depuis le début de ma thèse à travers les CSI et d'avoir accepté d'être examinateur. Également merci au Professeur Stéphane ARMAND d'avoir également accepté l'invitation, et de vous être porté examinateur. Merci également pour m'avoir accueillie 1 mois dans votre laboratoire pour une collaboration.

Cette thèse n'aurait pas été la même sans mes encadrants de thèse qui ont été incroyables. Un trio de choc composé de Raphael ZORY, Pauline GERUS et Frederic CHORIN.

Tout d'abord, Pauline, merci de m'avoir accueillie en stage de fin d'études pendant mon master. C'est là que tout à commencer ! Grâce à toi, j'ai pu revenir sur Nice et quitter la grisaille et le froid parisien. J'ai pu connaître les joies des modèles neuro-musculosquelettiques qui m'auront bien occupé pendant la crise COVID.

Raph, merci ! Merci d'avoir cru en moi, de m'avoir accompagné sur ces 3 ans, de m'avoir donné une aussi grande liberté sur ces travaux de thèse, d'avoir été là sur mes « nombreux » coups de moins bien. Je me souviens d'une discussion autour d'un perrier (pas pour toi bien évidemment) avant le début de la thèse, de tes avertissements sur le fait que je me retrouverais sûrement en larme à un moment donné dans ton bureau... oh bah je l'aurai fait plus d'une fois ! Merci de m'avoir suivi et soutenu dans tous mes projets, professionnels et aussi sportifs.

Fred, « mon chef préféré », merci merci ! Que dire.... Tu n'as pas recruté la « truite la plus oxygénée du ruisseau » c'est sûr mais grâce à toi, j'ai pu être dans un environnement convivial et vivant, j'ai pu évoluer dans un cadre de recherche clinique et quitter un peu ce côté ingénieur qui ne me plaisait pas trop. Merci d'avoir cru en moi, et au-delà du cadre de travail, merci pour tous ces incroyables moments partagés ensemble sur des kms à vélo, en trail, au ski et en pôle dance.

Toute ma thèse, je l'aurai passé au sous-sol du bâtiment MOSSA, mais avec la team de la plateforme même au sous-sol ça passe, faut se « *serrer les couilles* » comme dirait PichePiche. Merci particulièrement à Coralie, Angèle et Laurie pour m'avoir aidé dans le recrutement des patients. Merci à Virginie PIOVANO pour m'avoir guidé dans la paperasse des CPP. Merci à Nico (docteur Ted) pour l'exemple du parfait docteur que tu as été pour moi, Miam Miam et Aryn pour le soutien sans faille.

Je remercie l'ensemble des membres du LAMHESS qui m'ont permis de travailler dans des conditions idéales. Merci notamment à Stéphanie BOUGIS qui a géré et qui gère la paperasse administrative et les déplacements en congrès d'une main de maître. Un grand merci à Meggy HAYOTTE pour avoir pris de ton temps pour m'avoir aidé dans la mise en page du manuscrit et pour m'avoir conseillé des couleurs gris souris.

Je remercie Stéphane ARMAND et toute la team du KLAB pour m'avoir aussi bien accueillie durant 1 mois à Genève.

MERCI à la team du master BME de Paris, Sacha, Pauline et Audette (la Virchow's triad), Deli, Sansan, Guillaume, Tartine, Kippa, Lucas, Mathis, Julia, Gwen. Merci pour tous ces moments de partage, de soirées, de week-ends, de déplacement dans le nord de la France pour vous voir ! Merci à Pierre-Yves ROHAN et Xavier BONNET qui m'ont entraîné dans des trails, courses à pied, ski de rando, à boire des pintes avant un marathon... grâce à vous, dès que je remonte sur Paris, je sais que je repars avec une inscription sur une course improbable.

Enfin, je n'aurais jamais fait de thèse si je n'avais pas rencontré Sarah El OUJAJI en école d'ingénieur à l'EPF. C'était mon binôme de projet, qui m'a poussé à la suivre en double diplôme aux Arts et métiers. Elle, sa joie de vivre, sa rigueur, son talent, Sarah, merci pour ces 2 années de master passées avec toi. Tu m'as aidé à croire (un peu plus) en moi, tu m'as appris la rigueur, tu m'as encouragé à faire une thèse et à suivre mes rêves.... Alors merci Sarah !

Je terminerais par remercier ma famille, Papa, Maman, Nana, Ofé et quentinou. Un très grand merci à mon grand-père qui a eu l'immense privilège de tester chacun de mes protocoles de recherche avant tout le monde et qui s'est retrouvé à la une de beaucoup d'articles scientifiques !

À mon chéri, qui a eu bien du courage à supporter mon sale caractère (et je lui en souhaite pour les années à venir) et qui, je pense, va finir par connaître mon oral de thèse aussi bien que moi.

Et enfin, à ma grand-mère, qui logeait à l'EHPAD juste au-dessus de mon bureau et avec qui je partageais des pauses goûter à la cafétéria entre deux paragraphes de ma rédaction de thèse.

Liste des publications et communications

Publications liées au travail de thèse :

Piche E, Gerus P, Zory R, Jaafar, A, Guerin O, Chorin F (2023). Effects of muscular and mental fatigue on spatiotemporal gait parameters in dual task walking in young, non-frail and frail older adults. *Aging Clinical and Experimental Research*. <https://doi.org/10.1007/s40520-023-02506-8>

Piche E, Chorin F, Gerus P, Jaafar A, Guerin O, Zory R. (2022). Effects of age, sex, frailty and falls on cognitive and motor performance during dual-task walking in older adults. *Experimental Gerontology*; 171: 112022. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2022.112022>

Piche E, Gerus P, Chorin F, A, Guerin O, Zory R. (2022). The effect of different dual tasks conditions on gait kinematics and spatio-temporal walking parameters in older adults. *Gait&Posture*; 95: 63–69. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.04.006>

Piche E, Guilbot M, Chorin F, Guerin O, Zory R, Gerus P. (2022). Validity and repeatability of a new inertial measurement unit system for gait analysis on kinematic parameters: comparison with an optoelectronic system. *Measurement* ; 198 :111442.

Publications non liées au travail de thèse :

Piche E, Chorin F, Zory R, Duarte Freitas P, Guerin O, Gerus P. (2022). Metabolic cost and co-contraction during walking at different speeds in young and old adults. *Gait&Posture*.

Gerus P, **Piche E**, Guerin O, Chorin F, Zory R. (2022). How fiber dynamics of plantarflexor and dorsiflexor muscles based on EMG-driven approach can explain the metabolic cost at different gait speeds. *European journal of applied physiology*.

Reneaud N, Gerus P, Guerin O, Garda M, **Piche E**, Chorin F, Zory R. (2022) 6MWT on a new self-paced treadmill system compared with overground. *Gait&Posture*.

Piche E, Gerus P, Jaafar A, Reneaud N, Guerin O. & Zory, R. (2021). Validity of a simple sit-to-stand method for assessing force-velocity profile in older adults. *Experimental Gerontology*, 156(April). <https://doi.org/10.1016/j.exger.2021.111595>

Communications orales et affichées:

Piche E, Chorin F, Zory R, Guerin O, Gerus P. (2023). La double tâche en condition de fatigue pour mieux détecter la fragilité chez les personnes âgées à travers l'analyse des paramètres spatio-temporels de la marche. SOFAMEA Saint-Etienne, 2023. (Communication *orale*)

Piche E, Gerus P, Chorin F, Guerin O, Zory R. (2022). The efficiency of dual-task walking to identify fall risk and frailty status through the analysis of spatio-temporal walking parameters. EUGMS London 2022. (Communication *affichée*)

Piche E, Zory R, Chorin F, Guerin O, Gerus P. (2020). Influence of the metabolic cost on the co-contraction during walking, a comparison between young and old adults. SFGG 2020. (*Communication affichée*)

Vulgarisation :

Piche E (2023). L'analyse de la biomécanique de la marche en double tâche dans l'identification de l'état de fragilité chez les personnes âgées, Soirée IGAM. (*Communication orale format MT180*)

Piche E, Guilbot M. (2021). Détection des fragilités par l'analyse des paramètres cinématiques et spatio-temporels de la marche en double tâche. *Revue du podologue*. N°102 <http://dx.doi.org/10.1016/j.revpod.2021.09.006>

RESUME	1
ABSTRACT	3
REMERCIEMENTS	5
LISTE DES PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS	7
LISTE DES ABREVIATIONS	11
LISTE DES TABLEAUX	13
LISTE DES FIGURES	15
INTRODUCTION GENERALE	19
PARTIE 1 CADRE THEORIQUE	21
<i>I. Personne âgée et vieillissement</i>	<i>23</i>
1.1. Epidémiologie et définitions	23
1.2. Fragilité chez la personne âgée	25
1.3. Dégénérescences neuromusculaires liées au vieillissement	30
1.4. Dégénérescences cognitives liées au vieillissement	34
<i>II. Marche de la personne âgée</i>	<i>42</i>
2.1. Définition et description du cycle de marche	42
2.2. Paramètres biomécaniques de la marche	44
2.3. Vieillessement et analyse de la marche	49
<i>III. La double tâche</i>	<i>54</i>
3.1. Définition et concepts	54
3.2. Mesure des interférences et de la performance en double tâche	59
3.3. Les différents types de double tâche et leur complexité	61
3.4. Les différences de performance en double tâche selon les types de tâches	63
3.4. Vieillessement et double tâche	65
<i>IV. Fatigue et vieillissement</i>	<i>70</i>
4.1. Définition et concepts	70
4.2. La fatigue mentale	71
4.3. Fatigue neuromusculaire	79
4.4. Les effets de la fatigue sur la marche	88
4.5. Fatigue et fatigabilité avec le vieillissement	90
4.6. La fatigue et la double tâche	92
PARTIE 2 PROBLEMATIQUE ET HYPOTHESES	97
PARTIE 3 METHODOLOGIE GENERALE	103
<i>I. Les sujets</i>	<i>105</i>
<i>II. Questionnaires</i>	<i>106</i>
<i>III. Equipements</i>	<i>108</i>
3.1. Le système opto-électronique	108
3.2. Le système inertiel	111
3.3. Tapis de marche BERTEC	112
3.4. L'Optogait	112
3.5. Ergomètre isocinétique	116
<i>IV. Les protocoles</i>	<i>116</i>
4.1. Validation du système inertiel iSen	116
4.2. Protocole double tâche	118
4.3. Protocole étude 2	118
4.4. Protocole étude 3	120
4.5. Protocole étude 4	121
PARTIE 4 CONTRIBUTIONS PERSONNELLES	123

ETUDE 1: VALIDITY AND REPEATABILITY OF A NEW INERTIAL MEASUREMENT UNIT SYSTEM FOR GAIT ANALYSIS ON KINEMATIC PARAMETERS: COMPARISON WITH AN OPTOELECTRONIC SYSTEM.....	125
1. <i>Présentation</i>	127
2. <i>L'étude</i>	129
3. <i>Synthèse</i>	137
ETUDE 2: THE EFFECT OF DIFFERENT DUAL TASKS CONDITIONS ON GAIT KINEMATICS AND SPATIO-TEMPORAL WALKING PARAMETERS IN OLDER ADULTS.....	138
1. <i>Présentation</i>	139
2. <i>L'étude</i>	141
3. <i>Synthèse</i>	149
ETUDE 3: EFFECTS OF AGE, SEX, FRAILTY AND FALLS ON COGNITIVE AND MOTOR PERFORMANCE DURING DUAL TASK WALKING IN OLDER ADULTS.	151
1. <i>Présentation</i>	152
2. <i>L'étude</i>	155
3. <i>Synthèse</i>	163
ETUDE 4: EFFECTS OF MUSCULAR AND MENTAL FATIGUE ON SPATIOTEMPORAL GAIT PARAMETERS IN DUAL TASK WALKING IN YOUNG, NON-FRIL AND FRAIL OLDER ADULTS.	165
1. <i>Présentation</i>	166
2. <i>L'étude</i>	167
3. <i>Synthèse</i>	178
PARTIE 5 DISCUSSION GENERALE	179
I. <i>La marche du patient âgé en double tâche</i>	182
II. <i>L'influence de la tâche cognitive et des facteurs individuels sur la performance en double tâche chez la personne âgée</i>	184
III. <i>L'intérêt de la fatigue pour mieux discriminer la fragilité.</i>	187
IV. <i>L'apport de la double tâche pour mieux caractériser la personne âgée fragile.</i>	190
V. <i>Les limites de la double tâche chez la personne âgée.</i>	192
PARTIE 6 PERSPECTIVES	195
I. <i>L'intérêt des mesures électroencéphalographiques dans la compréhension des mesures des interférences en double tâche</i>	197
II. <i>Complexifier la tâche motrice</i>	199
III. <i>Les effets de l'entraînement en double tâche sur le maintien des capacités fonctionnelles et cognitives de la personne âgée.</i>	200
PARTIE 7 CONCLUSION	203
BIBLIOGRAPHIE	207
ANNEXES.....	235

Liste des abréviations

AAI : Indice d'Allocation de l'Attention

CRUNCH: Compensation Utilization Of Neural Circuits Hypothesis

EEG: électroencéphalographie

HAROLD: Hemispheric Asymmetry Reduction in Older Adults

HAS : Haute Autorité de Santé

IRM : Imagerie par Résonance Magnétique

MCI : Mild-Cognitive Impairment

MDC : Minimal Detectable Change

MMG : Mécano-Myographie

MMSE : Mini-mental state Examination

MOCA : MOntréal Cognitive Assessment

NIRS : Near Infrared Spectroscopy

OMS : Organisation Mondiale de la Santé

PACA : Provence Alpes Côte d'Azur

PVT : Psychomotor Vigilance Task

ROM: Range of Motion

SMG: Sonomyographie

STAC: Scaffolding Theory of Aging and Cognition

STS: Sit-to-stand

TUG: Timed Up and Go test

VAS: Visual analog scale (échelle visuelle analogique)

Liste des tableaux

Tableau 1: Différents concepts de fragilité et leurs variables associées (tableau extrait de la thèse de Ali HAMMOUD en 2015 (Hammoud, 2015)).	29
Tableau 2: Mesure de l'effort perçu avec l'échelle originale de Borg (6-20) et l'échelle de Borg modifiée (1-10).	86
Tableau 3: Caractéristiques des participants recrutés dans les différentes études expérimentales (moyenne +/- ET).	105
Tableau 4 : Les différents questionnaires (MMSE, MOCA, BREF, MFI et IPAQ) utilisé dans chacune des études.	107
Tableau 5: Inventaire du matériel OptiTrack	108
Tableau 6 : Localisation des 30 repères anatomiques où sont placés les marqueurs selon le modèle de Rizzoli modifié (Leardini et al., 2007)(D : droit, G : gauche).	110
Tableau 7: Paramètres spatio-temporels de l'OptoGait (optogait.com)	115
Tableau 8 : Liste des différents outils utilisés dans chacune des 4 études	116

Liste des figures

Figure 1: Evolution du nombre de publications sur la fragilité entre 1980 et 2022. Recherche PUBMED entre 1980 et 2022 sur le nombre d'articles en relation avec « Frailty ».	26
Figure 2: Concept réversible de la fragilité. La ligne verte correspond à l'évolution des capacités fonctionnelles d'une personne "saine" où le seuil d'incapacité est franchi tard. La ligne rouge est l'évolution des capacités fonctionnelles d'une personne âgée fragile qui tombe dans le seuil d'incapacité rapidement si aucune intervention n'est mise en place. Avec la mise en place d'interventions adaptées (point noir), le franchissement du seuil d'incapacité est retardé (ligne orange).	30
Figure 3: Facteurs neuromusculaires impliqué dans la diminution de la force et de la puissance musculaire (Duchateau, Nicol and Baudry, 2014).	33
Figure 4: Evolution du cerveau au cours de la vie. Images créés à partir de ©volBrain.....	34
Figure 5: Evolutions des volumes relatifs (en % du volume intracrânien total (TIV)) au cours de la vie pour les tissus cérébraux et les structures cérébrales étudiées. Ces trajectoires sont estimées en fonction de l'âge sur 2944 sujets de 9 mois à 94 ans. Noir = Modèle général, magenta = féminin, bleu = masculin. La couleur des points représente les différents jeux de données utilisés. ©volBrain.....	35
Figure 6: Activation de l'hémisphère gauche en fonction de la difficulté de la tâche chez des jeunes adultes et des personnes âgées. Les personnes âgées réduisent leur activation de l'hémisphère gauche lors d'une demande cognitive élevée par rapport aux jeunes adultes (effet CRUNCH). Figure extraite des travaux de Haitas et al, 2021 (Haitas et al., 2021).	38
Figure 7: Représentation de la marche humaine en diagramme bâton par Marey	42
Figure 8: Représentation du cycle de la marche selon Viel (Viel, 2000).	43
Figure 9 : Arbre de description des paramètres utilisées en biomécanique de la marche (Prakash, Kumar and Mittal, 2018)	44
Figure 10: Articulations et segments étudiés en biomécanique de la marche et leurs repères associés (Ziegler, 2020).	45
Figure 11: Modèle de Rizzoli pour les membres inférieurs indiquant le placement des marqueurs réfléchissants sur les points anatomiques (Lee et al., 2017).	48
Figure 12 : Schéma de la double tâche à travers le modèle PRP consistant à effectuer deux tâches. Chaque tâche demande l'apparition d'un stimulus S puis d'une réponse R avec un temps de réaction TR1 et TR2. La durée séparant l'apparition des deux stimulus est notée SOA (Stimulus Onset Asynchrony) et varie d'un essai à un autre et peut être manipulée par l'expérimentateur.	56

Figure 13: Exemple de Performance-resource operating characteristic (POC) pour deux participants sur leur performance motrice (DTE _{mot}) en fonction de leur performance cognitive (DTE _{cog})	60
Figure 14: Planches de STROOP présentés aux participants.....	62
Figure 15:Taxonomie des différentes combinaisons en double tâche avec leur niveau de complexité et de nouveauté (Mclsaac, Lamberg and Muratori, 2015).....	63
Figure 16 : La DTE (DTE% Gait) est calculée pour toutes les variables de marche (vitesse, longueur de pas et largeur de pas) et toutes les tâches cognitives (décompte, fluence verbale de catégorie, fluence verbale de lettre). Les valeurs de DTE négatives représentent une détérioration du paramètre en double tâche (DT) par rapport à la simple tâche (ST) et une valeur positive représente une amélioration de la performance de la DT par rapport à la ST.	65
Figure 17: Approche intégrative de la fatigue. La fatigue expérimentée au cours de l'exercice physique peut être identifiée avec des mesures objectives (i.e., fatigue neuromusculaire avec des mesures de force/puissance maximale ou de pics de force lors de contractions évoquées) et/ou subjectives (i.e., fatigue perçue). Les différents facteurs présentés dans cette figure ne sont pas exhaustifs. Plus particulièrement, les mécanismes centraux et périphériques pouvant être impliqués dans le développement de la fatigue neuromusculaire sont davantage détaillés dans la Figure 22. Figure traduite et adaptée à partir de (Enoka and Duchateau, 2016).	71
Figure 18 : Le paradigme de la tâche de stop-signal (SST). Les tâches et les paramètres sur cette figure sont adaptés de STOP-IT qui est un programme gratuit d'une tâche de SST. Lors de la tâche GO, le participant doit répondre au stimulus (ici, un carré demande de cliquer sur la flèche du clavier gauche et le cercle sur la flèche du clavier droit). Au bout d'un quart du test, le stimulus GO est suivi d'un signal auditif suggérant d'inhiber la réponse au signal GO (Verbruggen and Logan, 2008).	73
Figure 19: Le protocole de fatigue AX-Continuous Performance Test. Les sujets voient des lettres à l'écran les unes après les autres et doivent appuyer sur le bouton droit de la souris dès lors qu'ils voient une lettre sauf quand la lettre est un X précédé d'un A. Dans ce cas le bouton gauche doit être pressé. Il y a quatre types de possibilités (AX, AY, BX and BY parfois écrit comme AX, A-X, -AX and -A-X où le symbole - correspond à une non-lettre de la bonne combinaison.).....	75
Figure 20 : échelle visuelle analogique de fatigue (VAS-F).....	76
Figure 21: Principaux mécanismes centraux et périphériques pouvant être impliqués dans la fatigue neuromusculaire et techniques d'investigations associés. Figure tirée de la thèse de Flavio Da Silva.	79
Figure 22:Ergomètre isocinétique BIODEX et protocole de flexion et extension de l'articulation du genou.....	84
Figure 23: Représentation schématique d'un protocole de fatigue musculaire basé sur des contractions répétées à 45% de la MVC. La fatigue est mesurée à travers la diminution progressive des MVC que le sujet réalise toutes les 1min40 (Vollestad, 1997)	86

Figure 24 : Données représentatives des angles articulaires et des forces de couples articulaires lors d'un maintien postural avec et sans fatigue. Les valeurs positives indiquent un mouvement d'extension (par rapport à la position anatomique). Les graphiques des angles articulaires montrent des augmentations de la flexion plantaire de la cheville et du bas du dos avec la fatigue. Les graphiques des forces des couples articulaires montrent des augmentations de couples extenseurs de cheville, de hanche et du bas du dos avec la fatigue (Wilson et al., 2006).....	89
Figure 25: Facteurs associés à la fragilité et à la fatigue musculaire	90
Figure 26: Evolution de la MPT (Maximum Peak Torque) sur 20 flexions plantaires chez des sujets jeunes (cercle vert, n=25), chez des sujets âgés sains (cercle bleu, n=28), chez des sujets âgés le jour de leur hospitalisation (T0) (cercle rouge, croix ++, n=43) et chez des sujets âgés à T0+1mois (cercle rouge, croix X, n=30) (Muller, 2007).....	91
Figure 27: Localisation des 30 marqueurs anatomiques utilisés pour la cinématique des membres inférieurs selon le modèle de rizzoli modifié, visuel dans OpenSim (Leardini et al., 2007).....	109
Figure 28 : Etapes nécessaires à l'exploitation des données OptiTrack.....	109
Figure 29: Modèle 3D du participant sur Matlab.....	110
Figure 30 : Système de communication entre les capteurs IMU, l'ordinateur et le routeur	111
Figure 31 : Tapis roulant instrumenté BERTEC à double bande et plateformes instrumentés (bertec.com)	112
Figure 32 : Protocole de marche sur le couloir de 10m d'OptoGait.	113
Figure 33: Calcul des paramètres spatio-temporels en fonction des contacts au sol (optogait.com)	114
Figure 34: Ergomètre isocinétique (Biodex) et position utilisée dans ce travail doctoral	116
Figure 35: Tests de levers de chaise pour l'étude 1	117
Figure 36: Le système inertiel iSen et la configuration lower body + spine avec les 8 centrales inertielles placées sur le participant (étude 2 et 4).....	119
Figure 37: Design expérimental de l'étude 2	120
Figure 38: Design expérimental de l'étude 3	120
Figure 39: Design expérimental de l'étude 4	121

Introduction générale

Le vieillissement de la population ne cesse d'accélérer et, partout dans le monde, les gens vivent plus longtemps. Entre 2015 et 2022, la proportion des 60 ans et plus dans la population mondiale a presque doublé, passant de 12 % à 23 % (OMS, 2022). Le vieillissement est le produit d'un vaste éventail de dommages moléculaires et cellulaires qui, au fil du temps, entraîne une dégradation progressive des capacités physiques et mentales, une majoration du risque de maladie et enfin le décès. Ces maladies qui surviennent naturellement avec le vieillissement et dont les soins s'étendent dans le temps accroissent la pression financière déjà considérable sur les systèmes de soins de santé. En 2015, la dépense moyenne d'un homme âgé de 70 à 74 ans était ainsi près de 8 fois plus élevée que celle d'un homme de 20 à 24 ans (DREES, 2017). Il est donc question de santé publique et économique que de limiter ces coûts en santé en développant des solutions efficaces en termes de qualité de soins, mais aussi de prise en charge. Cela ne peut être atteignable que si le repérage des personnes âgées à risque et dont l'état de santé pourrait décliner et engendrer des soins de santé de longue durée se fait rapidement et efficacement dès les premiers signes cliniques.

La double tâche est justement un outil intéressant pour répondre à cette problématique et identifier rapidement et efficacement des déclin cognitifs et des troubles fonctionnels. La double tâche fait référence à la capacité à réaliser deux tâches simultanément ou de manière rapprochée. Pour les personnes âgées, la capacité à effectuer des tâches multiples peut être un indicateur de leur fonctionnement cognitif et moteur. D'un point de vue clinique, l'intérêt de la double tâche pour les personnes âgées peut donc être analysé comme une évaluation des capacités cognitives. En effet, la double tâche peut mettre à l'épreuve la mémoire de travail, l'attention, la planification et la flexibilité mentale de la personne âgée. En évaluant les performances en double tâche, les cliniciens peuvent alors détecter d'éventuels signes précoces de déficits cognitifs et diagnostiquer les troubles cognitifs tels que la démence ou la maladie d'Alzheimer (Bahureksa *et al.*, 2016; Martínez-Ramírez *et al.*, 2016; Ehsani *et al.*, 2019). Les chutes sont un problème majeur chez les personnes âgées et la double tâche peut jouer un rôle important dans la prévention des chutes. Lorsqu'une personne âgée est confrontée à la nécessité d'effectuer simultanément une tâche motrice et une tâche cognitive, cela peut entraîner une charge cognitive accrue, réduisant ainsi l'attention et la coordination nécessaire pour maintenir l'équilibre. Les personnes à risque de chute vont donc avoir plus de mal à réaliser ces tâches et c'est en identifiant les difficultés liées à la double tâche que les cliniciens peuvent détecter les patients à risque de chute et les prendre en charge (Bayot *et al.*, 2020). La double tâche peut aussi être utilisée comme un outil pour suivre l'évolution des capacités cognitives et fonctionnelles dans le temps et

évaluer l'efficacité des interventions. Par exemple, si une personne âgée suit un programme de réadaptation cognitive ou participe à des activités qui visent à améliorer l'attention, la double tâche peut servir de mesure objective pour évaluer les progrès réalisés. Comparer les performances avant et après l'intervention peut aider les cliniciens à déterminer si les interventions sont efficaces afin d'ajuster les stratégies de traitement si nécessaire. Cependant, il est à noter que la double tâche peut être influencée par de nombreux facteurs comme la motivation, l'anxiété, la fatigue, le niveau d'expérience de la personne ou encore des facteurs individuels comme l'âge, le niveau de fragilité ou l'historique de chute. Par conséquent, il est essentiel de prendre en compte ces facteurs lors de l'interprétation des résultats de la double tâche, ce qui requiert de connaître les effets de ces facteurs sur la double tâche.

C'est dans cette logique que s'inscrit ce travail de thèse. Plus précisément, ce travail doctoral a été construit autour du concept de marche en double tâche et des altérations de la biomécanique de la marche qu'elle engendre pour mieux caractériser la personne âgée. L'objectif principal de ce travail de thèse était donc de **déterminer l'influence de la tâche cognitive, des facteurs individuels et de la fatigue sur la biomécanique de la marche en double tâche chez les personnes âgées.**

Ce manuscrit comporte sept parties. La première partie est composée du cadre théorique dans laquelle le concept de double tâche sera largement exposé, ainsi que les connaissances actuelles autour de la fatigue avec le vieillissement. La **deuxième partie** va exposer la problématique et les hypothèses. La **troisième partie** est axé sur la méthodologie utilisée lors des études réalisées durant cette thèse. Les études issues de ces protocoles expérimentaux seront présentées dans la **quatrième partie**, ainsi que les résultats et les articles scientifiques associés. La **cinquième partie** est consacrée à la discussion générale des différents résultats présentés précédemment, suivie par la présentation des limites de ce travail et des perspectives envisagées dans une **sixième partie**. Enfin, dans la **septième partie**, une conclusion générale sera présentée.

Partie 1

Cadre théorique

I. Personne âgée et vieillissement

1.1. Epidémiologie et définitions

Le vieillissement de la population mondiale augmente et, partout dans le monde, aujourd'hui, les gens vivent plus longtemps. D'après l'OMS, d'ici à 2050, la population mondiale de personnes âgées de 60 ans et plus aura doublé. Dans le même temps, le nombre de personnes âgées de 80 ans et plus devrait, pour sa part, tripler. Cette tendance se retrouve également à l'échelle de l'Europe puisque, d'après les projections couvrant la période 2018-2100 établies par Eurostat en juin 2019, la population de l'UE connaîtra un vieillissement important, avec une population de plus de 80 ans qui doublera entre 2018 et 2070. A une échelle plus locale, en région PACA, le vieillissement de la population serait plus important que la moyenne nationale puisqu'à l'horizon 2050, les seniors de 65 ans et plus représenteraient 30,4% de la population niçoise contre une moyenne française de 27,3% (Omphale 2017, scénario central 2013-2050). Le vieillissement de la population, qui résulte d'une augmentation de l'espérance de vie, soulève des enjeux de santé publique à l'échelle mondiale, nationale et locale. Selon l'INSEE (2017) « *l'espérance de vie à la naissance représente la durée de vie moyenne d'une génération fictive soumise aux conditions de mortalité de l'année* ». En France, en 2019, l'espérance de vie à la naissance est de 85,6 ans pour les femmes et de 79,7 ans pour les hommes. Ces cinq dernières années, ils ont gagné 0,5 an d'espérance de vie contre 0,2 an pour les femmes. Cette augmentation continue de l'espérance de vie est attribuable en partie aux avancées médicales, mais également à tous les efforts déployés dans le domaine de la prévention de la santé. En revanche, l'espérance de vie sans incapacité montre une tendance à la baisse. Cette dernière représente « *le nombre d'années en bonne santé qu'une personne peut s'attendre à vivre. Une bonne santé est définie par l'absence de limitations d'activités et l'absence d'incapacité* » (INSEE, 2017). Ces deux phénomènes opposés (i.e. allongement de l'espérance de vie et diminution de l'espérance de vie en bonne santé) impliquent une augmentation du nombre de personnes âgées avec des incapacités et donc pour lesquelles il faut déployer une prise en charge et des soins de santé. Par conséquent, le vieillissement de la population et l'augmentation de l'espérance de vie entraînent une hausse des dépenses sanitaires. Il s'agit donc d'un enjeu à la fois économique et de santé publique que de parvenir à réduire ces différentes incapacités.

Afin de répondre au défi du vieillissement, des programmes de prévention sont mis en place pour éviter d'en arriver à des programmes dits de soins (i.e., traitement des blessures ou des conséquences) (Sirven and Rapp, 2017) qui sont plus coûteux que la prévention (Hektoen, Aas and Luras, 2009). Selon la HAS, la prévention « *consiste à éviter l'apparition, le développement ou*

l'aggravation de maladies ou d'incapacités » (2006). Trois types de prévention existent. Tout d'abord, la **prévention primaire** permet d'agir avant l'apparition de la maladie dans le but d'en diminuer l'incidence. Ensuite, la **prévention secondaire** consiste en un dépistage et un diagnostic précoce d'une maladie dans le but d'en diminuer sa prévalence (Cavagnoud, Losson and Rossel, 2011). Enfin, la **prévention tertiaire** est réalisée lorsque la maladie est déjà présente chez la personne et son objectif est alors de réduire la prévalence des récives et des incapacités fonctionnelles. Les trois préventions visent à prolonger le temps de maintien à domicile sécurisé afin de retarder au maximum le moment d'institutionnalisation, de la dépendance et de l'assistance d'un tiers. Pour une prévention efficace, il est d'abord essentiel de connaître les effets du vieillissement et les déclinés associés.

De façon générale, le vieillissement représente « *une ou plusieurs modifications fonctionnelles diminuant progressivement l'aptitude d'un objet, d'une information ou d'un organisme à assurer ses fonctions* » (Lang, 2013). Lorsque l'on parle du vieillissement d'un organisme, on emploie généralement le terme sénescence, *senex* en latin, signifiant « *vieil homme* » ou « *grand âge* ». Il se définit alors comme « *un processus pendant lequel l'âge imprime des modifications au fonctionnement des êtres vivants : facteurs biologiques, psychologiques et histoire de vie* » (Deelen *et al.*, 2013). Le vieillissement se caractérise souvent par la survenue de plusieurs problèmes de santé complexes communément appelés syndromes gériatriques (fragilité, chute, incontinence urinaire, états confusionnels...). Par conséquent, le vieillissement peut être défini comme « *un déclin global des capacités physiques et cognitives accompagné d'une réduction des ressources physiologiques* » (OMS, 2016a).

Si le vieillissement est souvent associé à des déclinés cognitifs et fonctionnels, une attention particulière est apportée au **Bien Vieillir**, c'est-à-dire au vieillissement en bonne santé. Les données existantes laissent entendre que la proportion de vie en bonne santé est restée globalement constante, ce qui suppose une mauvaise santé pour les années supplémentaires, puisque l'espérance de vie augmente. Selon la définition de l'OMS en 2017, on entend par vieillissement en bonne santé « *le processus de développement et de maintien des aptitudes fonctionnelles qui favorise le bien-être pendant la vieillesse* ». Les aptitudes fonctionnelles sont déterminées par la capacité intrinsèque de l'individu (c'est-à-dire la combinaison de toutes les capacités physiques et mentales de l'individu), les environnements dans lesquels il évolue (compris au sens le plus large et comprenant les environnements matériel, social et politique), et son interaction avec ceux-ci. Pour favoriser le **Bien Vieillir**, l'assemblée générale des Nations Unies a proclamé « 2021-2030 Décennie du vieillissement en bonne santé » et a demandé à l'OMS de prendre la tête de sa mise en œuvre. La Décennie du vieillissement en bonne santé est une collaboration mondiale réunissant les pouvoirs publics, la société civile, les institutions internationales, les professionnels, les milieux universitaires, les médias et le

secteur privé afin de mener pendant 10 ans une action concertée, mobilisatrice et collaborative à l'appui de vies plus longues et en meilleure santé. La Décennie du vieillissement en bonne santé (2021-2030) vise à réduire les inégalités en matière de santé et à améliorer la vie des personnes âgées, de leurs familles et de leurs communautés grâce à une action collective dans quatre domaines :

- Changer notre façon de penser, de ressentir et d'agir en fonction de l'âge et face à l'âgisme.
- Renforcer les communautés de manière à favoriser les capacités des personnes âgées.
- Fournir des soins intégrés centrés sur la personne et des services de santé primaires adaptés aux personnes âgées.
- Fournir aux personnes âgées qui en ont besoin l'accès à des soins de longue durée de qualité.

Il n'existe pas un vieillissement type et toutes les personnes ne sont pas égales face au vieillissement. La diversité face au vieillissement s'explique en grande partie par l'environnement physique et social (notamment le logement, le quartier et les communautés où ces personnes vivent) ainsi que par les caractéristiques personnelles (comme le sexe, l'appartenance ethnique ou la situation socio-économique). Le vieillissement est modéré par la génétique (vieillissement intrinsèque), les expériences passées, les conditions et le mode de vie (vieillissement extrinsèque) des personnes (Lang, 2013). A ce jour, il n'existe pas de moyens pharmacologiques ayant fait leurs preuves pour contrer l'effet négatif du vieillissement et, si ce phénomène est redouté de tous, il n'en reste pas moins programmé et inéluctable. L'enjeu majeur des professionnels et politiques de santé est d'apporter les réponses les plus adaptées au vieillissement afin de favoriser le **Bien Vieillir** et ceci n'est possible qu'avec une bonne compréhension des mécanismes sous-jacents au vieillissement normal et pathologique et c'est ce qui va être expliqué dans les prochains paragraphes.

1.2. Fragilité chez la personne âgée

Avant d'exposer les mécanismes sous-jacents au vieillissement normal et pathologique, ce chapitre va mettre en lumière un des concepts du vieillissement pathologique, qui est la fragilité. Ce concept est largement prédominant dans la population âgée et a d'ailleurs été pris en compte dans ces travaux de thèse.

1.2.1. Epidémiologie et définition

La communauté scientifique, gériatrique et les instances de santé portent un intérêt croissant ces dernières années au concept de fragilité. Le nombre de publications au sujet de la fragilité a d'ailleurs très fortement augmenté ces dernières années (Figure 1).

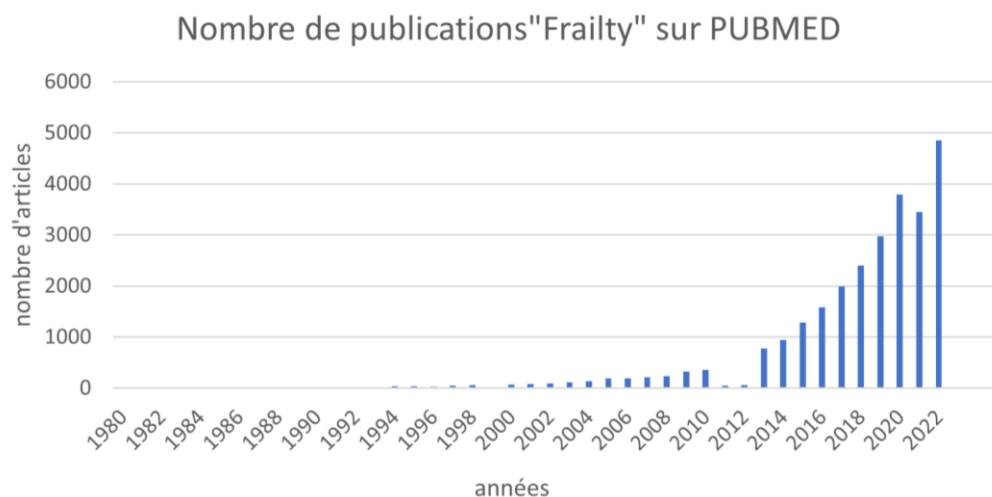


Figure 1: Evolution du nombre de publications sur la fragilité entre 1980 et 2022. Recherche PUBMED entre 1980 et 2022 sur le nombre d'articles en relation avec « Frailty ».

En 2011, la Société française de gériatrie et de gérontologie (SFGG) a adopté la définition suivante de la fragilité : « La fragilité est un syndrome clinique. Il reflète une diminution des capacités physiologiques de réserve qui altère les mécanismes d'adaptation au stress. Son expression clinique est modulée par les comorbidités et des facteurs psychologiques, sociaux, économiques et comportementaux. Le syndrome de fragilité est un marqueur de risque de mortalité et d'événements péjoratifs, notamment d'incapacités, de chutes, d'hospitalisation et d'entrée en institution. L'âge est un déterminant majeur de fragilité, mais n'explique pas à lui seul ce syndrome. La prise en charge des déterminants de la fragilité peut réduire ou retarder ses conséquences. Ainsi, la fragilité s'inscrirait dans un processus potentiellement réversible » (Rolland *et al.*, 2011). Les chercheurs ont identifié quatre principales causes de fragilité qui sont la génétique, la maladie et les blessures, le style de vie (activité physique et nutrition) et l'âge. En 2001, Fried et al (Fried *et al.*, 2001) ont proposé un cycle de fragilité dans lequel les déterminants biologiques et physiologiques sont la sarcopénie, la dérégulation endocrinienne et le dysfonctionnement immunologique. La fragilité est donc le résultat des interactions entre ces trois systèmes. Cet état expose le sujet à un risque accru d'événements sanitaires négatifs comprenant notamment l'hospitalisation, l'institutionnalisation et la perte d'autonomie. La fragilité est généralement considérée comme un état qui précède la dépendance et qui, à la différence de celle-ci, répond aux interventions et demeure réversible. Cette réversibilité encourage le développement de méthode de détection et de prise en charge de la fragilité. D'ailleurs, il a été montré que des interventions efficaces et multidimensionnelles chez les personnes âgées fragiles peuvent prévenir et ralentir le déclin fonctionnel, l'institutionnalisation et la mortalité (Dent, Kowal and Hoogendijk, 2016). Ces interventions sont d'autant plus importantes que la prévalence de la fragilité dans la communauté gériatrique est conséquente. Elle varie de 4 à 59% chez les personnes

âgées en fonction de la définition de la fragilité utilisée et de la tranche d'âge évaluée (Collard *et al.*, 2012a; Rohrmann, 2020). En effet, la prévalence de la fragilité augmente avec l'âge avec une prévalence de 15.7% chez des personnes entre 80 et 84 ans jusqu'à 26.1% chez les personnes de plus de 85 ans (Rohrmann, 2020). Comme mentionné précédemment, il existe différents modèles de la fragilité.

1.2.2. Modèles de la fragilité

De nombreux modèles de la fragilité ont été développés (Tableau 1) mais les deux concepts les plus répandus vont être d'abord détaillés. Le premier concept, qui est une référence dans la littérature et en clinique gériatrique, est le phénotype de Fried (Fried *et al.*, 2001). Il comporte cinq critères. Le **premier** critère est l'évaluation subjective de la fatigue perçue par le sujet selon une autoévaluation. Le **deuxième** critère évalue la perte de poids involontaire de plus de 5kg en un an. Le **troisième** critère estime la diminution de l'activité physique globale basée sur des questionnaires ou des évaluations de la fréquence et de l'intensité des activités physiques. Le **quatrième** critère évalue la perte de force musculaire (test handgrip) et le **cinquième** critère est une évaluation de la vitesse de marche sur 10 m avec un seuil à 1 m/s. Une personne est définie comme fragile si elle répond à au moins trois critères sur cinq. Si la personne valide un ou deux critères sur cinq, elle est définie comme pré-fragile et finalement l'absence de critères signifie que la personne n'a pas de fragilité selon le phénotype de Fried. Ce phénotype de Fried est le plus utilisé pour caractériser la fragilité en gériatrie, mais il comporte certaines limites. Tout d'abord, ces critères ont été développés pour une population relativement en bonne santé, capable de marcher sur 10 m ou d'utiliser un handgrip, ce qui n'est pas toujours possible dans une population évaluée en service de gériatrie ou présentant des maladies spécifiques (Bieniek, Wilczyński and Szewieczek, 2016), faisant de ces critères, des critères moins pertinents. L'une des limites est que les critères de Fried se concentrent principalement sur les aspects physiques de la fragilité, tels que la perte de poids, la faiblesse musculaire et la lenteur de marche. Cela peut sous-estimer d'autres dimensions importantes de la fragilité telles que les aspects psychologiques, cognitifs et sociaux. Ces critères ne prennent également pas en compte les facteurs contextuels tels que l'environnement social, les ressources communautaires ou l'accès aux soins de santé qui peuvent influencer la fragilité.

L'échelle de Rockwood (Rockwood *et al.*, 2005) a donc adopté une approche multidimensionnelle pour caractériser la fragilité. Ce deuxième concept reflète une accumulation de déficits physiques, psychologiques et sociaux représentant des facteurs de risque de la perte d'autonomie ou d'événements médicaux en cascade. Il se calcule sous la forme d'un index de fragilité à 7 dimensions cliniques répartissant les personnes âgées en deux catégories : robustes et fragiles. Les patients à un stade de pré-fragilité ne sont donc pas catégorisés par l'échelle de Rockwood. Cette

échelle de Rockwood partage de nombreux points de similitudes avec les critères de Fried. Cependant, une étude (Gonzalez-Colaço Harmand *et al.*, 2017) a montré une faible cohérence entre ces deux échelles de mesures de la fragilité. En effet, seulement 7% des participants (soit 91 participants de l'échantillon de l'étude) ont été classés de manière similaire par les deux échelles. Ils ont également montré que les critères de Fried classaient un plus grand nombre de personnes âgées dans le groupe robuste et que l'échelle de Rockwood était celle qui prédisait le mieux la mortalité et les chutes (Gonzalez-Colaço Harmand *et al.*, 2017). En élargissant le concept de fragilité à des dimensions plus large que les déficits physiques, l'échelle de Rockwood détecte plus de personnes pré-fragiles ou fragiles que les critères de Fried.

En plus de ces deux concepts très largement utilisés dans la littérature, de nombreux autres outils ont vu le jour (Dent, Kowal and Hoogendijk, 2016) tels que le Tilburg Frailty Indicator (TFI), le « gérontopôle Frailty Screening Tool » ou le fatigue, Resistance, Ambulation, Illness and Loss of weight index (

Tableau 1). L'objectif commun de ces outils de détection de la fragilité est de repérer les sujets âgés fragiles avec des critères de recueils faciles. Le

Tableau 1 concernant la synthèse des modèles met en lumière l'abondance et la diversité des variables physiques, cognitives et psychosociales. Les deux critères les plus utilisés (phénotype de Fried et échelle de Rockwood) comportent certaines limites énoncées précédemment, qui montrent qu'il est nécessaire d'arriver à améliorer ces critères de fragilité pour mieux détecter les déclin et l'arrivée

d'un vieillissement pathologique pour ramener les personnes âgées vers un vieillissement sain reflet d'un Bien Vieillir (Theou *et al.*, 2015) (Figure 2). Si les modèles de la fragilité diffèrent sur certains critères, ils s'accordent tous sur la réversibilité de la fragilité (Rolland *et al.*, 2011) (Figure 2). La fragilité est effectivement un état dynamique, dont l'évolution spontanée, si rien n'est fait, va conduire progressivement à la dépendance de la personne (Figure 2). Avant cet état de dépendance, il est possible de mettre en place des interventions adaptées pour limiter les déclin et ce passage à la dépendance (Beswick *et al.*, 2008). Le caractère réversible de la fragilité doit motiver une démarche proactive d'anticipation sur la perte d'autonomie et l'amélioration de la détection de cette pathologie (Figure 2).

Tableau 1: Différents concepts de fragilité et leurs variables associées (tableau extrait de la thèse de Ali HAMMOUD en 2015 (Hammoud, 2015)).

Etude	Nutrition	AP	Mobilité	Force	Energie	Cognition	Humeur	Social
Phénotype de fragilité (Fried <i>et al.</i> , 2001)	+	+	+	+	+	-	-	-
(Rothman, Leo-summers and Gill, 2008)	+	+	+	+	+	+	+	-
Index de fragilité (Rockwood <i>et al.</i> , 2005)	+	+	+	+	+	+	+	+
Short Physical Performance Battery (Studenski, Perera and Wallace, 2003)	-	-	+	+	+	-	-	-
Clinical Global Impression of Change in Physical Frailty	+	+	+	+	+	-	+	+

(CGIC-PF) (Studenski <i>et al.</i> , 2004)								
Frailty Index Comprehensive Geriatric Assessment (FI-CGA) (Theou <i>et al.</i> , 2008)	+	-	+	-	-	+	+	+
(Chin <i>et al.</i> , 2003)	+	+	-	-	-	-	-	-
Edmonton Frail Scale (Rolfson <i>et al.</i> , 2006)	+	+	-	-	-	+	+	+
L'indicateur de fragilité de Tilburg (TFI) (Gobbens <i>et al.</i> , 2010)	+	+	+	+	-	+	+	+
(Nourhashé mi <i>et al.</i> , 2001)	-	-	+	-	-	-	-	-

Actuellement, il n'existe pas de consensus sur la meilleure façon de classer les personnes âgées fragiles des personnes âgées non fragiles par rapport à des seuils pertinents ou sur les divers composants des modèles. Cela reste un débat entre les membres de la communauté scientifique (Dent *et al.*, 2019). En clinique, la plupart des tests de performance peuvent être facilement adaptés alors qu'un questionnaire est plus facile à gérer par un médecin dans un cadre non contrôlé comme, par exemple à domicile. Récemment, avec l'essor de nouvelles technologies, de nouveaux paramètres sont utilisés pour détecter la fragilité et pour tenter d'augmenter la sensibilité, la fiabilité et la capacité de discrimination des modèles de fragilité. C'est notamment avec l'analyse des paramètres de la marche que les études se concentrent maintenant pour mesurer la fragilité (Kawai *et al.*, 2023). En effet, le vieillissement est associé à de nombreuses adaptations physiologiques notables au sein du système neuromusculaire, et ce, même en l'absence de maladie ou d'incapacité. Ces adaptations neuromusculaires altèrent les paramètres de la marche. En conséquence, il est important d'élucider et de comprendre les dégénérescences musculaires et cognitives liées au vieillissement et donc les altérations de la marche afin d'arriver à élaborer des interventions efficaces pour le maintien de l'autonomie et la détection du vieillissement pathologique.

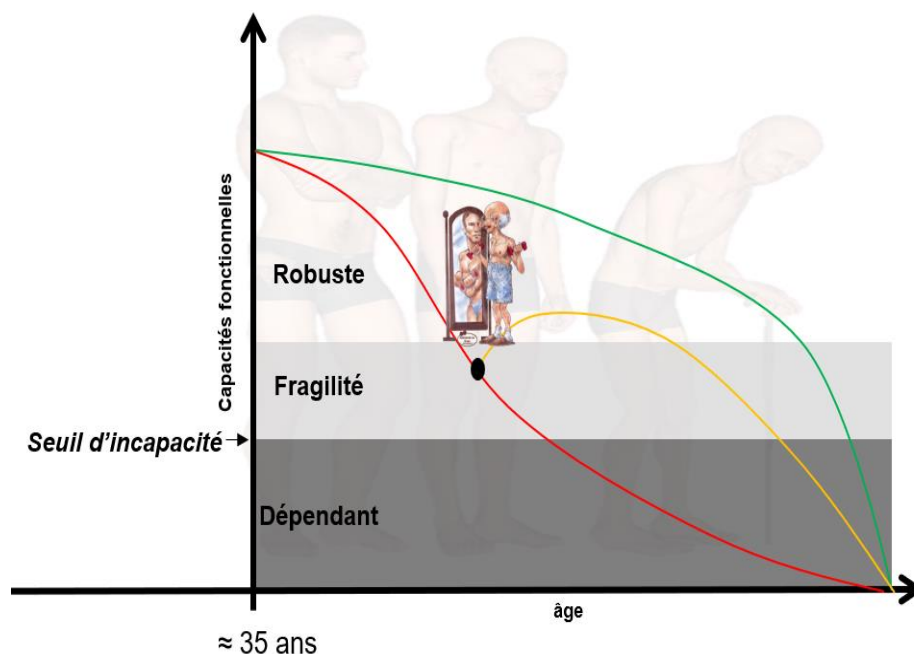


Figure 2: Concept réversible de la fragilité. La ligne verte correspond à l'évolution des capacités fonctionnelles d'une personne "saine" où le seuil d'incapacité est franchi tard. La ligne rouge est l'évolution des capacités fonctionnelles d'une personne âgée fragile qui tombe dans le seuil d'incapacité rapidement si aucune intervention n'est mise en place. Avec la mise en place d'interventions adaptées (point noir), le franchissement du seuil d'incapacité est retardé (ligne orange).

1.3. Dégénérescences neuromusculaires liées au vieillissement

Le vieillissement affecte les fonctions neuromusculaires et entraîne des modifications dans la capacité à générer une force, un mouvement ou encore à garder la stabilité. Ces changements liés au vieillissement vont être explicités dans cette partie. Tout d'abord, l'avancée en âge entraîne un déclin de la masse musculaire, approximativement de 1 à 2% par an après 50 ans, qui est associé à une diminution dans la capacité à produire une force (Rolland and Vellas, 2009). Cette force décline d'ailleurs de 30% par décennie après l'âge de 60 ans (Rolland and Vellas, 2009). Le terme **sarcopénie** a été défini en 1989 par Irvin Roseberg pour caractériser cette diminution de masse musculaire. Depuis 1989, la définition a évolué pour intégrer les notions de force et de qualité musculaire. En 2019, un groupe de travail européen sur la sarcopénie des populations âgées (*European Working Group on Sarcopenia in Older People*) a travaillé sur l'établissement d'une définition consensuelle de la sarcopénie et a insisté sur la nécessité de prendre en compte à la fois la perte de masse et la perte de fonction musculaire : ainsi la sarcopénie se définit maintenant comme la diminution de la masse et de la force musculaire, associées à une baisse des performances physiques (Cruz-jentoft and Sayer, 2019). La sarcopénie entraîne une augmentation du risque de chutes, une incapacité progressive à effectuer des gestes du quotidien, une perte d'autonomie et conduit fatalement à une augmentation du taux de morbidité et de la mortalité. À ce titre, la sarcopénie est maintenant reconnue comme étant un facteur central dans la physiopathologie du syndrome de fragilité chez la personne âgée et favorise l'entrée

dans la dépendance (Morley et al, 2014). Pour élargir le concept de sarcopénie aux altérations fonctionnelles avec l'âge, certaines études préconisent l'utilisation du terme **dynapénie** (Clark and Manini, 2008 ; Duchateau, Nicol and Baudry, 2014). Ce terme ferait donc référence à la diminution de la fonction musculaire, et donc des capacités fonctionnelles, par une diminution de la force et puissance musculaire, avec l'âge (Clark and Manini, 2008).

Cette partie est destinée à synthétiser l'état actuel des connaissances relatives aux altérations du système neuromusculaire au cours du vieillissement afin de mettre en lumière les principaux mécanismes de la sarcopénie qui peuvent être d'origine musculaire et d'origine nerveuse. Tout d'abord, la sarcopénie, et notamment la diminution de la masse musculaire, est due à une atrophie des fibres musculaires et d'une perte du nombre de fibres résultant de l'apoptose des neurones moteurs (motoneurones) de la moelle épinière. Lexell et al (Lexell, Taylor and Sjöström, 1988) a mis en évidence que le muscle *vastus lateralis* de la personne âgée (70–73 ans) contenait en moyenne 25 % de fibres en moins que celui de la personne jeune (19–37 ans). Cette atrophie n'affecte pas de manière similaire tous les types de fibres musculaires puisque ce sont les fibres de type II, dites « de contraction rapide », qui sont les plus affectées par l'avancée en âge (Lexell, Taylor and Sjöström, 1988). Il convient néanmoins de souligner que l'ensemble de ces altérations musculaires (perte de la masse musculaire et réduction du nombre de fibres musculaires) est que partiellement compensé par une réduction de l'angle formé par les fibres musculaires et leur insertion sur les aponévroses (angle de pennation), ce qui augmente par conséquent la composante longitudinale du vecteur force (Narici and Maganaris, 2006). En plus de la diminution de la masse musculaire et de la force, les vitesses de contraction et de relaxation sont également ralenties avec l'âge (Macaluso and De Vito, 2004). Ce ralentissement de la vitesse de contraction s'explique par un changement au niveau de la compliance musculotendineuse (Figure 3) (Duchateau, Nicol and Baudry, 2014). Les travaux de Narici (Narici and Maganaris, 2006) ont montré que les propriétés mécaniques du tendon et des aponévroses évoluaient vers une « **compliance** » augmentée au cours du vieillissement, ce qui entraîne une plus lente transmission de la force vers les segments osseux. Aussi, une plus grande atrophie au niveau des fibres rapides (fibres de type II) comparativement aux fibres lentes (de types I) expliquent en partie cette diminution de la vitesse de contraction du muscle. Au niveau intracellulaire, des altérations au niveau du couplage « excitation-contraction » seraient responsables de la diminution de cette cinétique de contraction musculaire (Duchateau, Klass and Baudry, 2006). Ce dernier mécanisme, qui lie l'excitation électrique de membrane de la fibre musculaire au processus d'interaction des protéines contractiles lors de l'activation, est étroitement contrôlé par l'ion calcium. Ainsi, il a été montré que la captation du Ca^{2+} par le réticulum sarcoplasmique, mécanisme qui conduit à la relaxation musculaire, est fortement ralenti au cours du vieillissement (Payne and Delbono, 2004).

Finalement, si les plus grosses modifications sont au niveau musculaire, il est important de noter aussi des adaptations nerveuses avec l'âge (Figure 3) (Duchateau, Klass and Baudry, 2006; Duchateau, Nicol and Baudry, 2014). L'unité motrice, qui est l'unité fonctionnelle du système neuromusculaire, se réorganise avec l'âge. Celle-ci est un ensemble formé par un motoneurone situé au niveau de la moelle épinière, de son prolongement appelé axone et des fibres musculaires innervées par celui-ci. Avec l'atrophie des fibres musculaires et la diminution de leur nombre, une apoptose des motoneurones conduit à une dégénérescence de leur axone moteur et donc d'une dénervation des fibres musculaires (Tomlinson and Irving, 1977). Mc Neil et al (McNeil *et al.*, 2005) ont d'ailleurs observé que le nombre d'unités motrices du muscle *tibialis anterior* passait de 150 chez les jeunes adultes (entre 23 et 32 ans) à 91 et 61 respectivement pour les groupes d'âge de 61-69 ans et 80-89 ans. Bien qu'encore mal compris, le mécanisme de mort cellulaire est accompagné d'un processus de dénervation des fibres appartenant à l'unité motrice correspondante. Un certain nombre de ces fibres est alors réinnervé par les axones des unités survivantes. Parallèlement à la diminution du nombre d'unités motrices, ce processus de dénervation-réinnervation conduit à l'apparition d'unités « géantes ». Ce profond remodelage de l'unité motrice au cours du vieillissement a des implications fonctionnelles importantes sur le contrôle nerveux de la contraction musculaire (Duchateau and Enoka, 2002) et permet notamment d'expliquer la perte de dextérité ainsi que la plus grande fluctuation de la force observée chez les personnes âgées lors du maintien d'une contraction sous-maximale (Enoka *et al.*, 2003). Outre cette réduction d'unités motrices et la formation d'unités dites « géantes », un autre mécanisme susceptible de réduire la force développée est le degré de coactivation musculaire. Cette coactivation est l'activité concomitante des muscles agonistes et antagonistes. Elle assure une meilleure stabilité de l'articulation et permet donc une meilleure action des muscles agonistes (Baratta, Solomonow and D'Ambrosia, 1988). Le degré de coactivation est contrôlé par le système nerveux et de nombreuses études ont montré qu'il est accru au cours du vieillissement (Macaluso *et al.*, 2002). Cette suractivation des muscles antagonistes chez la personne âgée est non seulement susceptible de réduire la précision des mouvements, mais aussi de diminuer la force exercée par les muscles agonistes par l'action opposée des muscles antagonistes ainsi que via le mécanisme nerveux de l'inhibition réciproque.

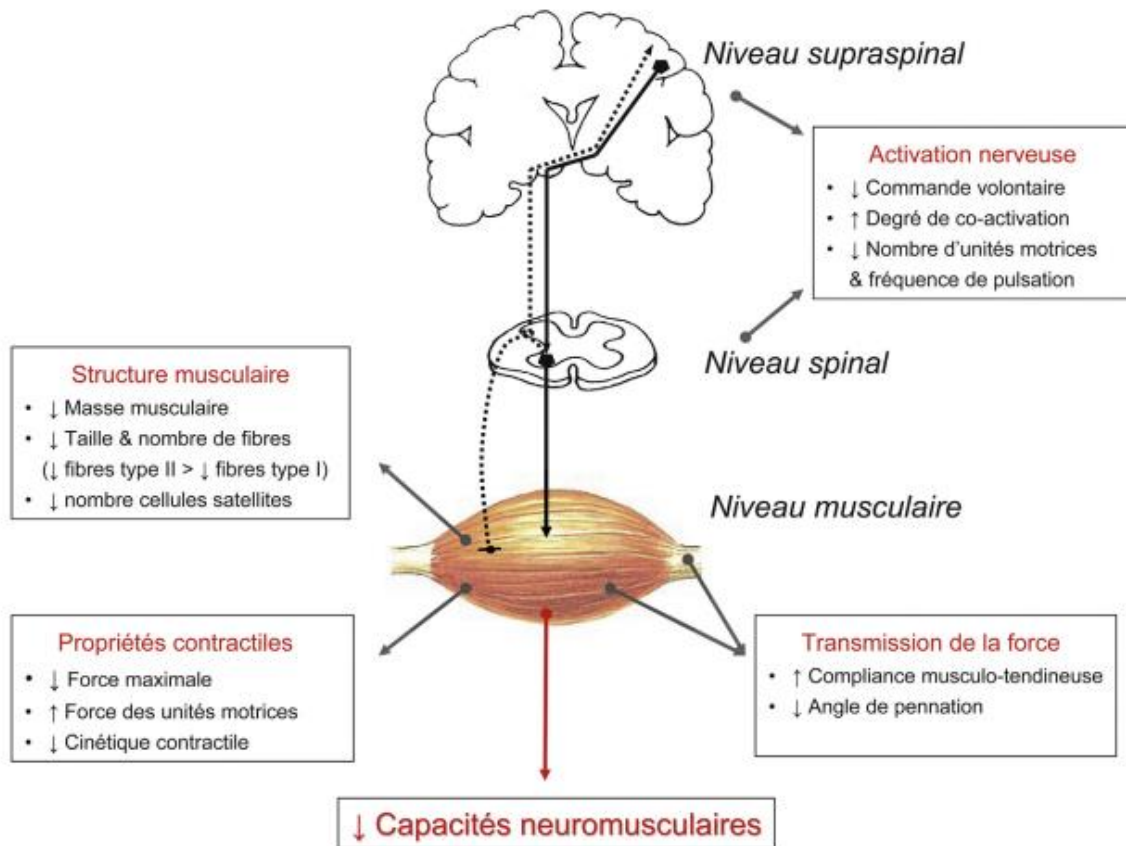


Figure 3: Facteurs neuromusculaires impliqués dans la diminution de la force et de la puissance musculaire (Duchateau, Nicol and Baudry, 2014).

En conclusion, avec l'avancée en âge, le muscle subit une série de changements au niveau de sa structure musculaire et de ses propriétés contractiles qui affecte la force, la cinétique de contraction musculaire et, de fait, la puissance musculaire (Figure 3) qui va expliquer la dégradation des capacités fonctionnelles et donc de la qualité de vie. Des altérations au niveau spinal et supraspinal viennent compléter ces altérations au niveau musculaire et contribuer à la diminution des capacités neuromusculaires avec l'âge (Figure 3). Si les muscles subissent les conséquences du vieillissement, il en est de même pour le cerveau et les fonctions cognitives.

1.4. Dégénérescences cognitives liées au vieillissement

1.4.1. Vieillesse cérébrale

Le vieillissement entraîne des modifications structurelles (matière grise et blanche) et fonctionnelles (réponses nerveuses, connectivité) au niveau du cerveau. Tout d'abord, le volume du cerveau et de ces différents lobes (pariétal, frontal, occipital et temporal) sont impactés avec l'âge. Une récente étude (Coupé *et al.*, 2017), s'appuyant sur plus de 3000 IRM, a représenté l'évolution des volumes des différentes zones du cerveau en fonction de l'âge (Figure 4). Cette étude a également mis

en avant une diminution de la matière grise corticale (tissu périphérique apparaissant en gris sur la Figure 5) ainsi que l'élargissement des ventricules (en rouge et vert sur la Figure 5) (Coupé *et al.*, 2017).

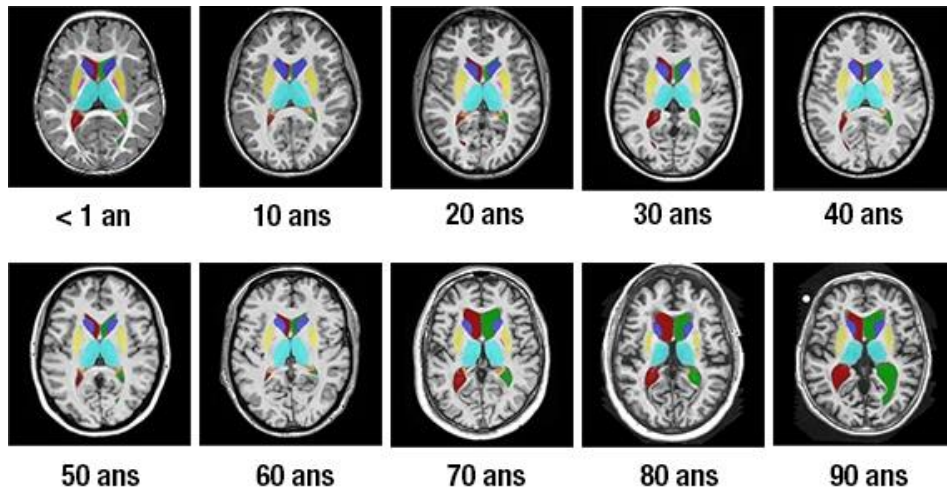


Figure 4: Evolution du cerveau au cours de la vie. Images créées à partir de @volBrain

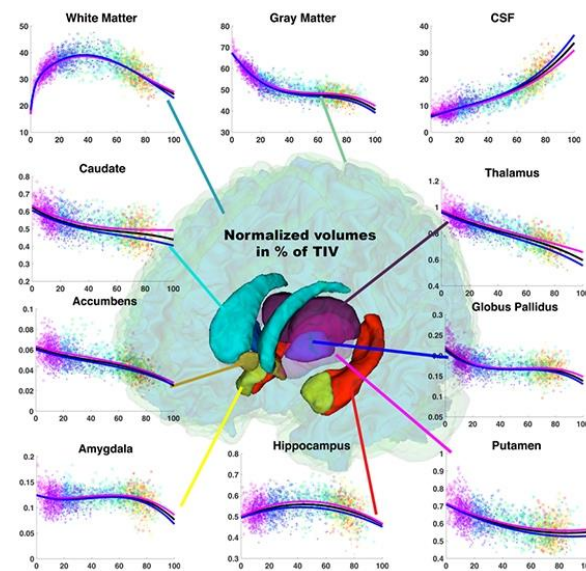


Figure 5: Evolutions des volumes relatifs (en % du volume intracrânien total (TIV)) au cours de la vie pour les tissus cérébraux et les structures cérébrales étudiées. Ces trajectoires sont estimées en fonction de l'âge sur 2944 sujets de 9 mois à 94 ans. Noir = Modèle général, magenta = féminin, bleu = masculin. La couleur des points représente les différents jeux de données utilisés. @volBrain

La matière grise est composée des corps cellulaires et dendrites qui sont également impactés avec l'âge avec une diminution de la densité dendritique, de la longueur des dendrites et une réduction de la taille des neurones (Dickstein *et al.*, 2007). Cette perte de la matière grise est particulièrement marquée dans le cortex préfrontal impliqué dans les fonctions exécutives, la mémoire de travail, le langage ou les fonctions visuospatiales (Harada, Natelson Love and Triebel, 2013). Des modifications ont également été observées sur la matière blanche. La matière blanche occupe un large volume du cerveau humain et permet la transmission du signal électrique entre les différentes zones du cerveau.

Le vieillissement normal entraîne une réduction de ce volume de plus de 28% ce qui amène à une réduction du traitement et du passage de l'information et donc à une atteinte des fonctions cognitives. Une étude (Liu *et al.*, 2017) a mis en évidence les potentiels mécanismes sous-jacents à cette réduction de la matière grise comme la perte ou le dysfonctionnement des oligodendrocytes. Ce phénomène est associé à la rupture de la myéline et par conséquent à la démyélinisation. Cette démyélinisation ralentit les messages envoyés le long des axones et provoque leur détérioration.

L'avancée en âge affecte également les propriétés neurochimiques du cerveau notamment certains systèmes de neurotransmetteurs. Le système dopaminergique, qui joue un rôle crucial dans les fonctions cognitives, semble particulièrement affecté. Les marqueurs de la dopamine (plus précisément les transporteurs et récepteurs D1 et D2) déclinent avec l'âge (Bäckman *et al.*, 2010) et ce déclin du système dopaminergique a été observé dans différentes zones du cerveau telles que le cortex frontal, temporal, occipital et l'hippocampe (Bäckman *et al.*, 2010). En prenant en compte les altérations cérébrales structurales, il semble naturel de penser que ces déficits se reflètent d'un point de vue fonctionnel par un degré d'activation des réseaux cérébraux moins important. En effet, des études en neuro-imagerie ont montré des réductions d'activations chez les adultes âgés par rapport aux plus jeunes, lors de la réalisation de tâches cognitives faisant appel à la mémoire épisodique, mémoire de travail ou contrôle exécutif (Spreng, Wojtowicz and Grady, 2010). Cependant, en 2006, Grady *et al.* (Grady *et al.*, 2006) ont mis en place une étude en IRM fonctionnelle afin d'investiguer l'activité cérébrale chez des adultes jeunes et âgés. Ils ont trouvé qu'au cours du vieillissement, certaines régions cérébrales censées opérer une baisse d'activation au cours d'une tâche, montraient une hausse de cette dernière. Ce type de réorganisation cérébrale sous la forme de suractivations a été mis en évidence pour différents domaines cognitifs comme la perception, la mémoire de travail, la mémoire épisodique ou le langage. L'hypothèse dominante à l'heure actuelle consiste à penser que ces suractivations permettent de compenser les altérations cérébrales liées au vieillissement notamment grâce à la plasticité cérébrale. En d'autres termes, l'idée générale serait que les personnes âgées arriveraient à réduire l'impact du vieillissement en optimisant leur performance cognitive. Il y aurait deux types de compensation. Une compensation « réussie » serait l'idée que les adultes âgés atteignent le même niveau de performance cognitive que les jeunes, mais avec des activations plus importantes. La deuxième idée serait que parfois, malgré cette compensation, la performance cognitive est en dessous de celle des jeunes et c'est ce qui est appelé « tentative de compensation » (Cabeza and Dennis, 2012). Cette « tentative de compensation » arriverait lors de tâches cognitives complexes. Le modèle HAROLD (Hemispheric Asymmetry Reduction in Older Adults), expliqué ci-après, soutient d'ailleurs cette hypothèse de compensation.

En résumé, de nombreux changements neuroanatomiques ont lieu au cours du vieillissement normal. Ces derniers impliquent une mort neuronale importante caractérisée par une perte de matière grise et blanche, et de moins bonnes connexions entre les structures cérébrales. De plus, le vieillissement cérébral se caractérise par une dérégulation des activations cérébrales, avec d'un côté une hausse significative d'activations notamment dans les régions frontales et pariétales, et de l'autre côté une baisse significative d'activation notamment dans les régions préfrontales et temporales médianes. Ces changements apparaissent dans des régions étroitement liées aux fonctions cognitives telles que la mémoire de travail et les fonctions exécutives. Ainsi, il est aujourd'hui admis que les personnes âgées sont davantage exposées à des déclin cognitifs, à des difficultés de mémoire et d'attention et également à une plus grande difficulté dans la capacité à gérer des multitâches. Une littérature abondante a d'ailleurs montré que **plusieurs fonctions cognitives** déclinaient avec l'âge comme la vitesse de traitement (Salthouse, 1996), la mémoire de travail (Salthouse and Babcock, 1991) ou les fonctions exécutives (Murman, 2015). Ces changements cognitifs sont très largement impliqués dans les déclin des capacités fonctionnelles chez la personne âgée tels qu'une diminution de la vitesse de marche, une diminution de la stabilité et une augmentation du risque de chute.

1.4.2. Modèles explicatifs de la plasticité cognitive et des adaptations mises en place avec l'avancée en âge pour contrer les déficits.

Il existe différents modèles explicatifs du vieillissement cognitifs qui permettent de mieux comprendre les mécanismes de compensation cognitive chez les personnes âgées. Cette partie présente les modèles principaux. Le modèle **HAROLD** présenté par Cabeza en 2002 (Cabeza, 2002) est une théorie qui propose une perspective sur les changements neurocognitifs liés au vieillissement. Il suggère que, lorsqu'ils accomplissent des tâches cognitives, les adultes plus âgés ont tendance à présenter une réduction de l'asymétrie hémisphérique observée chez les adultes plus jeunes. Ce modèle suggère que cette réduction de l'asymétrie hémisphérique observée chez les adultes plus âgés peut être une stratégie pour compenser les déficits cognitifs (Cabeza, 2002). Il est possible que cette redistribution des ressources cérébrales permette aux adultes plus âgés de maintenir des performances cognitives proches de celles des adultes plus jeunes dans certaines situations, et ceux, malgré les déclin cognitifs liés au vieillissement. La seconde hypothèse de cette réduction de l'asymétrie est celle de la différenciation. Elle stipule que cette réduction de l'asymétrie est le résultat d'une moins bonne capacité à recruter les régions cérébrales spécifiques nécessaires à la réalisation de la tâche, ce qui conduit à un recrutement plus généralisé. Le modèle HAROLD n'est pas systématiquement corroboré par les études, certaines ne révélant pas de différences significatives dans les activations des zones du cerveau entre les personnes âgées et les jeunes adultes, alors que ces différences devraient exister selon le modèle HAROLD (Marsolais, Methqal and Joanette, 2015).

D'autres modèles ont été développés comme le modèle **CRUNCH** (Compensation Utilization Of Neural Circuits Hypothesis) (Reuter-Lorenz and Cappell, 2008). Ce modèle se concentre sur les différences liées à l'âge en termes de recrutement cérébral et tend à expliquer pourquoi le vieillissement se caractérise parfois par des sous-activations et dans d'autres situations par des suractivations comme discuté dans le chapitre précédent. Selon ce modèle, à mesure que les individus vieillissent et connaissent un déclin cognitif, ils mobilisent des régions cérébrales supplémentaires et des circuits neuronaux pour compenser les déficits dans des fonctions cognitives spécifiques. Il suggère que les personnes âgées présentent une activation neuronale plus importante dans les régions pertinentes à la réalisation de la tâche par rapport aux jeunes adultes, même lorsque leurs performances cognitives sont similaires. Cette augmentation de l'activation est considérée comme un mécanisme compensatoire qui permet aux personnes âgées de maintenir des performances cognitives relativement préservées malgré les changements cognitifs liés à l'âge. En d'autres termes, l'hypothèse de ce modèle propose que lorsque certaines régions cérébrales deviennent moins efficaces ou connaissent un déclin lié à l'âge, d'autres régions sont mobilisées pour assumer la charge cognitive de la tâche et soutenir des performances fonctionnelles. Cette compensation peut alors impliquer la mobilisation de ressources neuronales supplémentaires, l'utilisation de stratégies alternatives ou le recours à des voies neurales différentes pour accomplir le mieux possible les tâches. En revanche, lorsque la charge cognitive de la tâche devient trop importante, les personnes âgées n'auraient plus assez de ressources cognitives pour compenser leur difficulté ce qui se traduirait par des sous-activations cérébrales et des performances cognitives déficitaires (Figure 6). Le modèle CRUNCH a été soutenu par différents travaux scientifiques comme dans l'étude de Cappel et al (Cappel, Gmeindl and Reuter-Lorenz, 2010), où ils ont manipulé le niveau de difficulté d'une tâche de mémoire de travail verbale en demandant aux participants de mémoriser des séries de 4, 5 ou 7 lettres. Dans la condition la plus facile, les participants âgés présentaient un nombre d'items correctement restitués équivalent à celui des participants jeunes ainsi que des suractivations au niveau du cortex préfrontal dorsolatéral droit. En revanche, pour les niveaux plus difficiles, les adultes âgés devenaient moins précis et activaient moins le cortex préfrontal dorsolatéral que les jeunes. Le modèle CRUNCH est plus général que le modèle HAROLD qui ne met l'accent que sur les changements dans l'asymétrie hémisphérique. Cependant, il est important de noter que les modèles HAROLD et CRUNCH ne sont pas mutuellement exclusifs et peuvent être complémentaires pour comprendre les mécanismes de compensation cognitive chez les personnes âgées. Les deux théories soulignent l'adaptabilité et la plasticité neuronale face au vieillissement, bien que l'expliquant d'une manière différente.

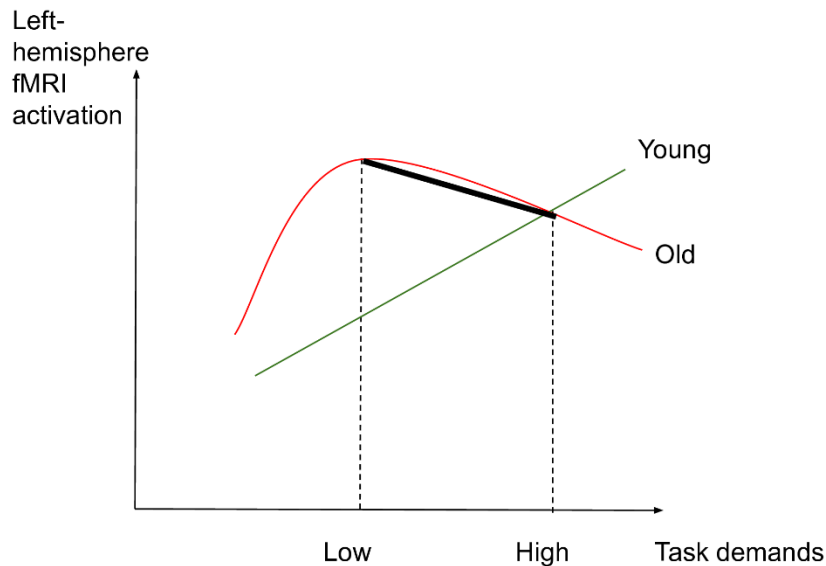


Figure 6: Activation de l'hémisphère gauche en fonction de la difficulté de la tâche chez des jeunes adultes et des personnes âgées. Les personnes âgées réduisent leur activation de l'hémisphère gauche lors d'une demande cognitive élevée par rapport aux jeunes adultes (effet CRUNCH). Figure extraite des travaux de Haitas et al, 2021 (Haitas et al., 2021).

Le modèle **STAC** (Scaffolding Theory of Aging and Cognition) (Park and Reuter-Lorenz, 2009) est un modèle intégratif du vieillissement cognitif prenant en compte à la fois les altérations cognitives et les modifications structurales et fonctionnelles liées à l'âge. Selon ce modèle, le cerveau est capable de construire des réseaux secondaires pour faire face à une pression cognitive forte (Park and Reuter-Lorenz, 2009). Par exemple, pour compenser des réseaux devenus moins efficaces, comme au niveau du cortex visuel ou de l'hippocampe, l'individu pourrait avoir tendance à développer un réseau impliquant davantage des régions contralatérales au niveau frontal. Cette capacité à développer des réseaux supplémentaires viendrait des mécanismes de plasticité cérébrale tels que la neurogenèse ou la synaptogenèse. Ainsi, les adultes âgés auraient la capacité de recourir à des réseaux cérébraux alternatifs, mais essentiellement pour des opérations cognitives basiques, peu coûteuses au niveau attentionnel, en accord avec le modèle CRUNCH. Le modèle STAC suggère que la capacité du cerveau à déployer de nouveaux réseaux compensatoires serait aussi modulée par les expériences de vie. Cette idée rejoint la notion de réserve cognitive proposée par Stern en 2002 (Stern, 2002) qui suggère que certaines caractéristiques de l'individu comme le style de vie, le niveau d'activité physique ou encore le niveau de scolarité permettraient de se constituer une réserve cognitive pour résister aux effets délétères du vieillissement. Par conséquent, les personnes qui auraient une réserve cognitive élevée présenteraient un déclin cognitif moins marqué (Reuter-Lorenz and Park, 2010).

En résumé, il n'y a pas de meilleurs modèles explicatifs du vieillissement, car ils peuvent tous être complémentaires pour expliquer les stratégies de compensations chez les personnes âgées. Le modèle **HAROLD** oppose le schéma général d'activation préfrontale bilatérale chez les personnes âgées à celui d'une activation plus unilatérale chez les jeunes adultes. **PASA** décrit à la fois une

suractivation antérieure (par exemple frontale) et une sous-activation postérieure (occipitale chez les personnes âgées) par rapport aux jeunes adultes et serait plutôt liée au vieillissement qu'à la difficulté de la tâche à l'inverse du modèle **CRUNCH**. **CRUNCH** souligne que le niveau ou l'étendue de l'activité cérébrale peut changer en réponse au niveau de la demande de la tâche à tout âge. Enfin **STAC** adopte la perspective la plus large en intégrant les différences individuelles dans la structure cérébrale, la capacité à mettre en place un échafaudage fonctionnel, ainsi que les facteurs d'enrichissement et d'appauvrissement neuronaux tout au long de la vie pour prédire la cognition et le changement cognitif avec l'avancée en âge. La diversité de ces modèles montre que la réorganisation cérébrale reste un phénomène complexe, difficile à décrire et à comprendre. Ces modèles soulignent d'abord une adaptation, c'est-à-dire que le cerveau modifie ses stratégies et son fonctionnement en réponse au vieillissement. Cela peut se manifester par une utilisation accrue de certaines zones cérébrales, ou par une réduction de la latéralisation des fonctions cérébrales, comme l'indique le modèle **HAROLD**. Cependant, ces modèles suggèrent également que cette compensation a ses limites. Avec le temps, même si le cerveau s'adapte, il ne peut pas entièrement contrer les effets du vieillissement. Cela conduit à un déclin cognitif, où certaines capacités comme la mémoire, l'attention et le traitement de l'information peuvent se détériorer. Enfin, il est important de noter que ce déclin cognitif a des conséquences pratiques et influence les capacités fonctionnelles. Cela signifie qu'il peut affecter la capacité d'une personne à effectuer ses activités quotidiennes, que ce soient des tâches simples comme se vêtir et préparer un repas, ou des tâches plus complexes nécessitant un raisonnement ou une planification

Résumé Chapitre I : Personne âgée et vieillissement

Au fil des années, l'augmentation du vieillissement de la population a engendré un besoin croissant en soins de longue durée, avec des coûts en santé en conséquence. Pour améliorer la prise en charge des personnes âgées à risque d'institutionnalisation et les identifier avant qu'il ne soit trop tard, le concept de fragilité a été défini. C'est un état de pré-dépendance, où un retour vers un vieillissement sain reste encore possible. Le modèle prédominant dans la gériatrie contemporaine est le « syndrome de fragilité » développé par Fried en 2001 (Fried et al., 2001). Il se base sur un phénotype physique comprenant cinq dimensions : la fatigue ou mauvaise endurance, la diminution de l'appétit, la faiblesse musculaire, le ralentissement de la vitesse de marche, et la sédentarité ou faible activité physique. Cependant, d'autres approches ont élargi le concept de Fried à d'autres dimensions de la fragilité, rendant ainsi son évaluation clinique parfois moins fiable. Avec le vieillissement, des dégénérescences neuromusculaires et cognitives apparaissent, notamment avec une perte de la masse et de la force musculaire, définie comme la sarcopénie, ainsi que des limitations des fonctions exécutives et des capacités attentionnelles.

Le paragraphe suivant va mettre en lumière les nombreuses altérations fonctionnelles qui surviennent avec l'âge et qui sont fortement liées aux changements cognitifs que les personnes âgées subissent.

II. Marche de la personne âgée

La marche peut être considérée comme une fonction vitale pour la personne âgée. Elle conditionne son niveau d'autonomie dans les activités physiques de la vie quotidienne, sa participation et son intégration sociale et détermine souvent son niveau de capacités fonctionnelles et cognitive. La marche est une activité automatique, mais relativement fragile. Sa qualité est liée à l'intégrité des afférences sensorielles qu'elles soient visuelles, vestibulaires et proprioceptives, mais également du système intégrateur (système nerveux central) et de l'appareil locomoteur effecteur (muscles et appareils ostéoarticulaires). Comme toutes ces fonctions sont altérées avec le vieillissement normal et davantage avec le vieillissement pathologique, comme exposé dans les chapitres 1.3 et 1.4, l'analyse de la marche est intéressante dans cette population. Ce chapitre examinera comment la marche est altérée chez les personnes âgées, rendant ainsi l'analyse de la marche d'un intérêt clinique particulier en gériatrie. La biomécanique de la marche a été étudiée de manière approfondie et avec intérêt pendant de nombreuses années. Grâce au développement de nouvelles techniques de mesure, la marche humaine est désormais mieux comprise. Les connaissances en biomécanique ont progressé de manière significative avec l'invention de la chronophotographie par Marey au 19^e siècle, et la représentation de la marche en diagramme bâton (Figure 7) (Kleissen *et al.*, 1998). Aujourd'hui, l'analyse quantifiée de la marche est utilisée dans plusieurs domaines cliniques pour quantifier des déficiences motrices ou détecter certaines pathologies.

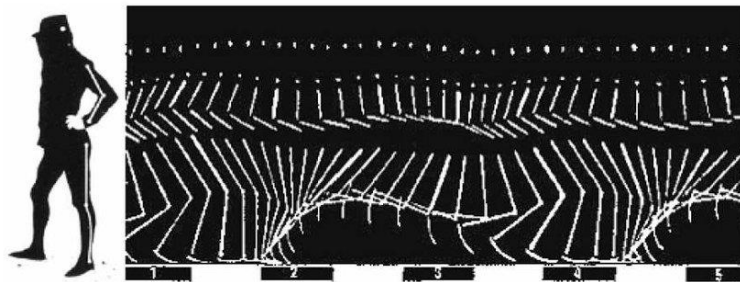


Figure 7: Représentation de la marche humaine en diagramme bâton par Marey

2.1. Définition et description du cycle de marche

La marche humaine est définie par Perry (Perry, Thorofare and Davids, 1992) comme un phénomène complexe impliquant la coordination de mouvements de rotations des segments corporels pour maintenir l'équilibre du corps pendant son déplacement vers l'avant. La marche se différencie de la course par le fait qu'au moins un contact au sol est maintenu au cours du mouvement. La marche peut être découpée en séquences de mouvements cycliques qui composent le « cycle de marche ». Un cycle de marche (une foulée) commence par le contact initial d'un pied au sol (par le

talons) et se termine par le contact suivant du même pied (par le même talon). Le cycle de la marche est lui-même découpé en phases, permettant ainsi de poser les bases pour analyser la marche d'une personne. Selon le découpage de Viel (Viel, 2000), le cycle de marche est découpé principalement en deux phases, une phase d'appui et une phase d'oscillation comme illustré à la Figure 8.

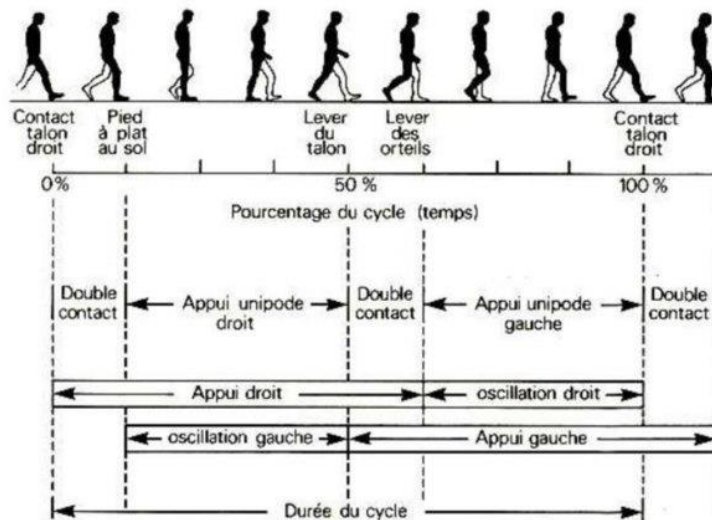


Figure 8: Représentation du cycle de la marche selon Viel (Viel, 2000).

La phase d'appui est liée à 4 événements. La **mise en charge** (de 0 à 10% du cycle de marche) va être définie par le contact initial du pied droit. Cette phase est aussi appelée l'attaque du talon. Cette partie va être très brève, car elle va représenter environ 2% du cycle. Cette mise en charge va durer 10% à 12% durant laquelle, la personne va être en **double appui**. La **phase d'appui intermédiaire** (de 10 à 30% du cycle de marche) commence à partir du moment où le pied opposé se décolle jusqu'à ce qu'il y ait une élévation du talon de la jambe d'appui. Il indique le début de la **phase oscillante de la jambe opposée**. La **phase d'appui terminal** (de 30 à 50% du cycle de marche) débute lorsque le talon se décolle jusqu'à ce qu'il y ait un double appui avec l'attaque de talon de la jambe opposée (Kharb *et al.*, 2011). La **phase pré-oscillante** (de 50 à 60% du cycle de marche) débute lors du double appui et va se terminer lorsque qu'il va y avoir le décolllement des orteils. Ensuite, durant la phase oscillante, on distingue 3 sous-phases en fonction de 3 événements. La première sous-phase est la **phase d'oscillation initiale** (de 60 à 73% du cycle de marche) qui commence lorsque le pied quitte le sol et se termine quand le pied droit passe devant le pied controlatéral (pieds adjacents). Ensuite, la **phase d'oscillation intermédiaire** (de 73% à 86% du cycle de marche) commence lorsque les pieds sont adjacents et se termine à la verticalité du tibia droit. Enfin, la **phase d'oscillation finale** (de 86% à 100% du cycle de marche) se déroule entre la verticalité du tibia et la nouvelle attaque de talon de la jambe droite. Cet événement caractérise la fin de la phase oscillante et la fin du cycle de marche (Kharb *et al.*, 2011). Cette description du cycle de marche est valable pour une marche « normale » non pathologique.

2.2. Paramètres biomécaniques de la marche

Au-delà du cycle de marche et de la mesure de chacune des phases, la marche peut être quantifiée à travers différents paramètres (spatio-temporels, cinématiques, cinétiques...) (Figure 9) (Whittle, Levine and Richards, 2023). Seuls les paramètres spatio-temporels et cinématiques ont été utilisés dans cette thèse et ce chapitre ne va donc décrire que ces deux paramètres.

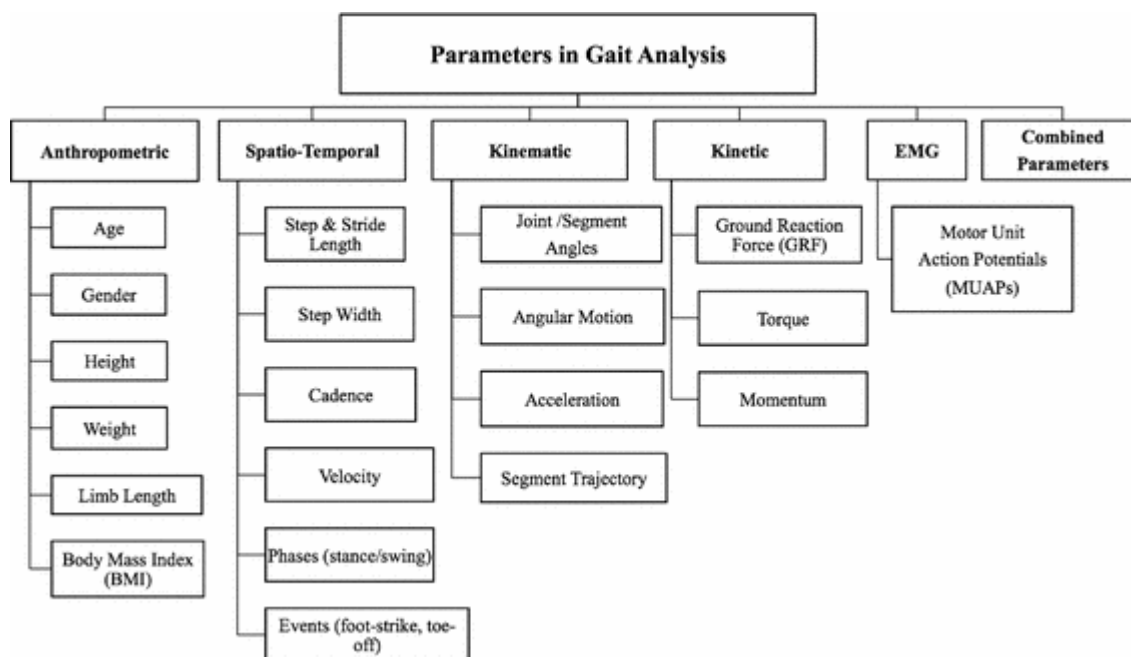


Figure 9 : Arbre de description des paramètres utilisées en biomécanique de la marche (Prakash, Kumar and Mittal, 2018)

2.2.1. Paramètres spatio-temporels et cinématiques

Les paramètres spatio-temporels sont utilisés pour décrire la marche d'une personne et la caractériser en identifiant des anomalies spatiales et temporelles. Ces paramètres peuvent être utiles dans le cadre d'un diagnostic clinique en gériatrie. Il y a d'abord les paramètres relatifs au cycle de marche qui sont les durées et pourcentages relatifs au cycle de marche. En moyenne, on va observer chez un individu sain une phase d'appui de 60%. La phase oscillante va représenter 40% du cycle de marche. Pendant la phase d'appui, la phase de double appui représente 20% du cycle de marche. Ces rapports entre les phases du cycle de marche évoluent en fonction de la vitesse de marche (Hebenstreit *et al.*, 2015). Le cycle de marche peut aussi se définir temporellement avec le temps écoulé durant les différentes phases citées précédemment. Les paramètres spatiaux peuvent être définis par la **longueur du pas**, qui est la distance entre le point de contact initial d'un pied et le point de contact initial du pied opposé (Figure 9), la **longueur de la foulée**, qui est la distance entre les points successifs de contact initial d'un même pied. Cette longueur peut aussi être appelée longueur du cycle. Elle est égale à la somme de la longueur du pas droit et du pas gauche (Kharb *et al.*, 2011). La **largeur du pas** est aussi un paramètre spatial qui est décrit comme la distance horizontale (ou médio-latérale) entre le

ped gauche et droit pendant la phase de double appui de la marche (Figure 9). Les paramètres temporels sont la **durée du pas**, qui est le temps écoulé entre le 1er contact d'un pied au 1er contact du pied opposé, la **durée de la foulée**, qui est le temps entre un contact initial et le prochain contact initial du même pied (durée du cycle) (Kharb *et al.*, 2011). D'autres paramètres temporels peuvent être également mesurés comme le **temps de simple appui**, qui correspond à la durée du temps d'appui unipodal lors d'un cycle de marche droit ou gauche, le **temps de double appui**, qui est le temps passé avec les deux pieds en contact avec le sol pendant un cycle de marche, la **cadence**, qui correspond au nombre de pas par minute ou encore la **vitesse de marche** qui correspond à la distance parcourue en une unité de temps, généralement exprimée en mètre par seconde (Whittle, Levine and Richards, 2023). La vitesse de marche est également le produit de la longueur du pas et de la cadence (Kharb *et al.*, 2011). Ainsi, pour augmenter la vitesse de marche, il va falloir augmenter la longueur de pas ou/et la cadence. Il est également possible de regarder la variabilité de ces paramètres spatio-temporels.

Ensuite, l'analyse cinématique est l'étude du mouvement du corps dans l'espace indépendamment des forces qui causent ce mouvement. Elle correspond à la description de la position des segments et de leur mouvement dans l'espace. L'analyse de la cinématique renvoie donc à des positions, des angles, des vitesses et des accélérations des parties du corps et des articulations (Armand, Decoulon and Bonnefoy-Mazure, 2016). Les articulations les plus étudiées en analyse de la marche sont la cheville, la hanche et le genou (Armand, Decoulon and Bonnefoy-Mazure, 2016). Pour chaque articulation, l'analyse s'effectue en trois dimensions suivant les degrés de liberté de cette articulation (Figure 10).

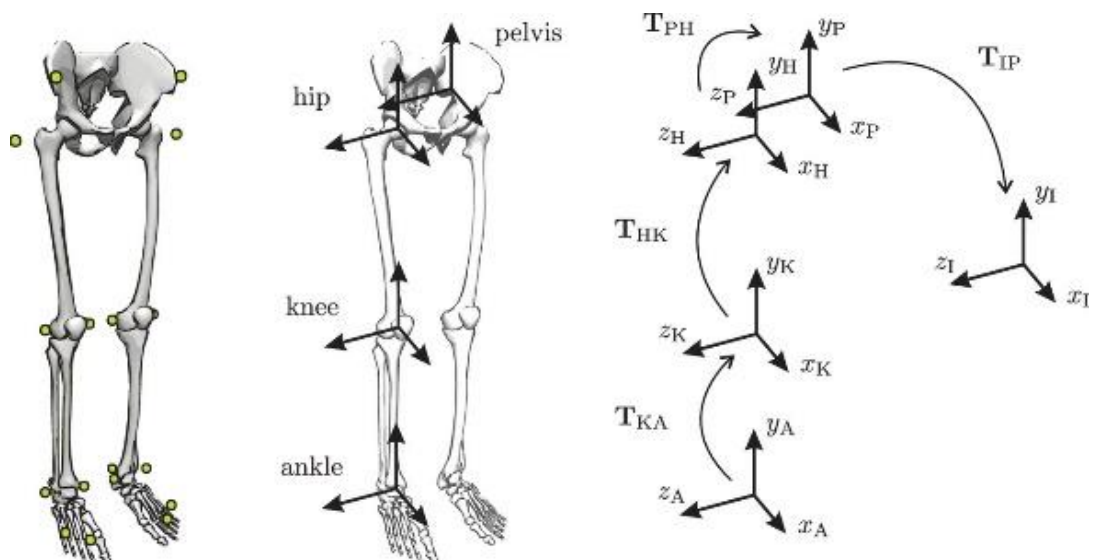


Figure 10: Articulations et segments étudiés en biomécanique de la marche et leurs repères associés (Ziegler, 2020)

2.2.2. Outils de mesure des paramètres spatio-temporels et cinématiques de la marche

L'analyse du mouvement a longtemps été limitée à l'œil avisé du thérapeute et à son expertise afin de déceler des anomalies durant les différentes phases de la marche. Avec le développement de la médecine et de la technologie, différents outils quantitatifs ont été développés afin de rendre les mesures plus fines que ce que l'œil expert du praticien pourrait donner. Ces divers systèmes de mesures ont chacun leurs avantages et leurs inconvénients qu'il est nécessaire de connaître afin de choisir rigoureusement l'outil le plus approprié à la situation, à la population, au type de mesure et à la précision des mesures attendues.

Les paramètres spatio-temporels peuvent être récupérés à l'aide de simples outils. Le chronomètre, par exemple, permet de calculer la vitesse de marche par la division du temps du chronomètre par la distance parcourue mais cette analyse est restreinte à ce simple paramètre de vitesse. D'autres systèmes ont donc été développés pour avoir une analyse biomécanique de la marche plus complète à travers le calcul d'autres paramètres spatio-temporels ou cinématiques. Plusieurs types de techniques de mesures peuvent être utilisées comme des capteurs optiques (OptoGait) (Lienhard, Schneider and Maffioletti, 2013), des capteurs de pression (GAITrite) (Webster, Wittwer and Feller, 2005), des capteurs inertiels (iSen) (Piche *et al.*, 2022) ou encore des systèmes optoélectroniques (Optitrack) (Topley and Richards, 2020). Les exemples cités ici pour chacune des technologies correspondent aux systèmes utilisés lors de ce travail doctoral mais il existe évidemment d'autres systèmes optiques, inertiels ou optoélectronique comme VICON par exemple, qui est un autre système optoélectronique (Goldfarb *et al.*, 2021).

Les systèmes optiques comme l'OPTOGAIT, se limitent aux paramètres spatio-temporels de la marche. Ces systèmes se basent sur la détection optique. Principalement, l'OPTOGAIT est composé de barres émettrices et réceptrices qui communiquent via des LEDs. Les barres font 1 mètre de long et peuvent être placées en série, ce qui crée un couloir de marche. Le système détecte en temps réel les interruptions des signaux entre les barres émettrices et réceptrices lors de la marche de la personne. Le système a montré une très bonne validité sur la mesure des paramètres spatio-temporels (Lienhard, Schneider and Maffioletti, 2013). Ce système a pour avantage d'être portable et non invasif puisque rien ne doit être placé sur le patient. L'analyse de la marche avec ce système est également rapide et facile d'utilisation, car le logiciel fournit directement les paramètres en temps réel. Cependant, le patient ne peut être analysé qu'en ligne droite, lorsqu'il marche au milieu des barres, ce qui restreint fortement les possibilités d'analyse. Aussi, comme les calculs des paramètres de la marche se basent sur la coupure des faisceaux optiques à chaque pas, l'OPTOGAIT peut ne pas détecter certains pas si le patient, notamment les patients fragiles, traînent des pieds et ne lèvent pas le pied assez haut par rapport au niveau du faisceau optique. Il est donc important de s'assurer que chaque pas est bien

détecté en temps réel pour obtenir des paramètres spatio-temporels fiables. Le GAITrite, tout comme le système optique précédemment décrit, est un système d'analyse des paramètres spatio-temporel fiable (Webster, Wittwer and Feller, 2005). Ce système est composé d'un tapis qui contient une matrice de capteurs de pression, et qui mesure le temps et la distance relative entre chaque activation des capteurs de pression en temps réel. Il a pour résolution spatiale et temporelle 1,27 cm (longueur/largeur) et 120 Hz respectivement. Tout comme l'OPTOGAIT, l'analyse de la marche par ce système est réduite à l'espace du tapis de marche. Pour une liberté de mouvement et un plus grand espace d'analyse, il existe maintenant d'autres systèmes comme les semelles de pression que le participant peut placer directement dans ses chaussures et qui permettent ainsi un espace plus libre d'analyse du mouvement (Chen *et al.*, 2022). Ces systèmes se limitent à la mesure des paramètres spatio-temporels, mais ne donnent pas d'informations sur les origines des altérations de ces paramètres de la marche qui peuvent provenir, par exemple, de modifications au niveau des articulations des membres inférieurs (hanche, genou et cheville).

La mesure de ces paramètres cinématiques, complémentaires aux paramètres spatio-temporels, peut se faire à partir des systèmes optoélectroniques (MOCAP) ou des capteurs inertiels. Les systèmes optoélectroniques sont le « gold-standard » dans l'analyse cinématique. Ces systèmes sont composés d'un ensemble de caméras optoélectroniques qui vont détecter les marqueurs réfléchissants placés sur le sujet. Les marqueurs, qui sont des marqueurs passifs, sont placés sur des points anatomiques précis souvent indiqués par des modèles comme le modèle de Rizzoli (Figure 11) (Lee *et al.*, 2017). L'avantage de l'utilisation des systèmes optoélectroniques est la très haute précision, inférieure au millimètre, qu'il est possible d'obtenir, ainsi qu'une fréquence d'échantillonnage pouvant aller jusqu'à 1000 Hz dans certains cas (Topley and Richards, 2020). Ces systèmes demeurent la référence pour l'analyse cinématique au regard de leur haute précision de mesure qui permettent d'analyser de façon complète, précise et objective la cinématique (Kruk and Reijne, 2018 ; Camomilla, Cappozzo and Vannozzi, 2020). Malheureusement, le désavantage majoritaire de ce système est le champ de mesure qui est restreint à l'espace que couvre les caméras. Cet espace est souvent une pièce avec un espace de marche d'environ 15 m (Saggio, Tombolini and Ruggiero, 2021). Pour agrandir l'espace d'analyse, il suffirait de rajouter des caméras, mais ce type de matériel est très onéreux, ce qui contraint de nombreux laboratoires d'analyse du mouvement à utiliser une zone d'acquisition relativement réduite selon le nombre de caméras disponibles. Enfin, ce système nécessite la présence de personnel qualifié au vu de la difficulté de mise en place d'une acquisition et du traitement des données (Fusca *et al.*, 2018). Au vu des désavantages forts de ce système, il semble indispensable d'arriver à développer des outils de mesures portables, moins chers, mais tout aussi précis et fiables dans la qualité de mesure.

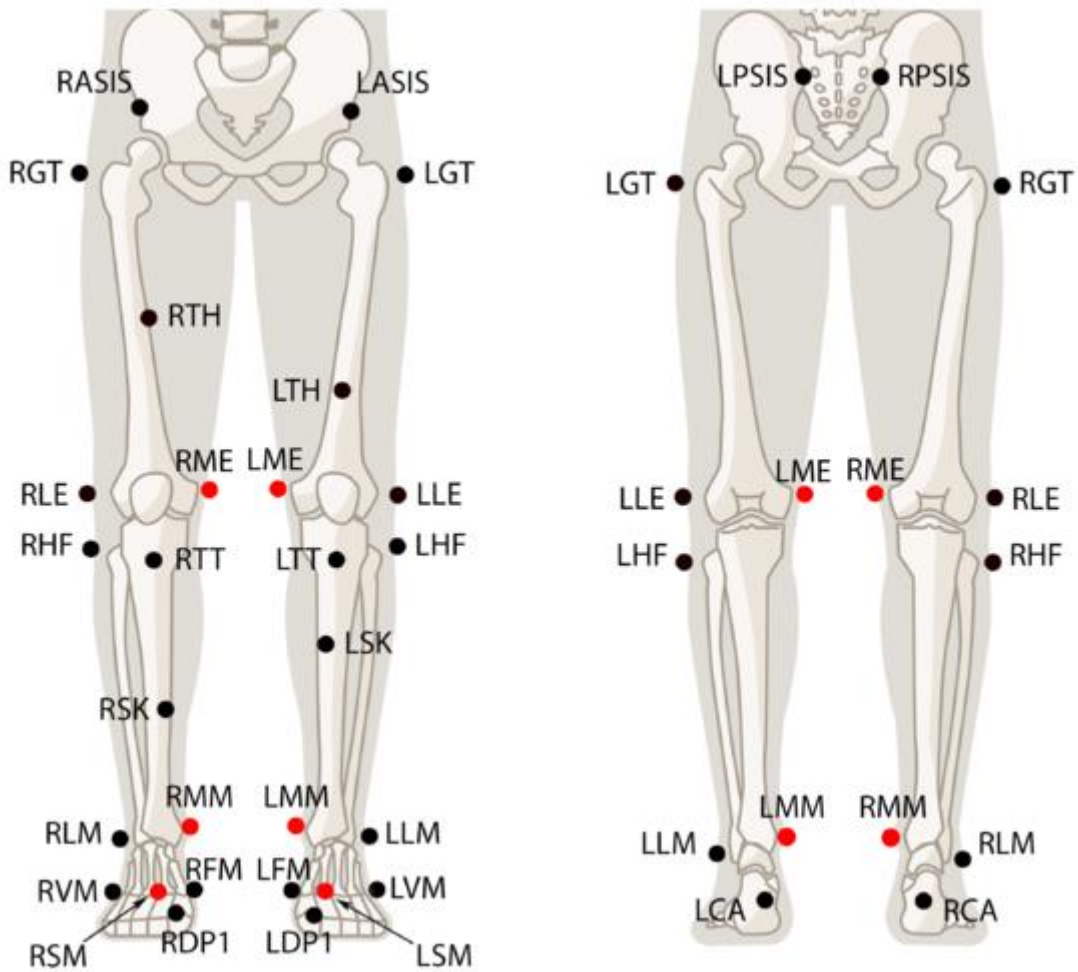


Figure 11: Modèle de Rizzoli pour les membres inférieurs indiquant le placement des marqueurs réfléchissants sur les points anatomiques (Lee et al., 2017).

Les centrales inertielles semblent être une bonne alternative aux systèmes optoélectroniques (Weygers et al., 2020). Les centrales inertielles sont composées de gyroscope, d'accéléromètre et de magnétomètre triaxiaux qui, à eux-trois, permettent de mesurer la position angulaire en 3D des segments osseux. Ces capteurs ont pour avantage d'être de faible coût, légers et portatifs et donc facilement exploitables en situation écologique par rapport à un système optoélectronique. Dans une récente méta-analyse, il a été montré que la validité et la fiabilité du temps de pas et de la foulée des systèmes inertiels étaient excellentes (Kobsar et al., 2020). De même, la validité et la fiabilité de la longueur de pas et de foulée, ainsi que du temps de balancement et de contact avec le sol étaient bonnes à excellentes. En revanche, la variabilité et la symétrie des paramètres spatio-temporels offraient une fiabilité faible à modérée (Kobsar et al., 2020). Les performances de ces capteurs sont affectées par divers types de perturbations extrinsèques comme la température ou le champ magnétique qui peuvent impacter la sensibilité des gyroscopes (Takeda et al., 2014; El-Gohary and McNames, 2015) ou encore la vibration des pieds sur le sol qui peuvent créer un mouvement des capteurs inertiels notamment lors de hautes vitesses comme la course. Le système inertiel présente

des limites mais reste un bon compromis entre la fiabilité et reproductibilité des mesures et le prix et la praticité du système. C'est pour ces raisons qu'un système inertiel (système iSen) a été utilisé pour ces travaux de thèses.

2.3. Vieillesse et analyse de la marche

Le vieillissement entraîne des modifications physiologiques et neuro-musculaires qui contribuent à une diminution de la force musculaire et de l'amplitude des mouvements du membre inférieur (Kang and Dingwell, 2008). Ainsi, pour faire face à ces changements, les personnes âgées développent des stratégies compensatoires qui tendent à modifier leurs paramètres de marche. Une revue systématique (Herssens *et al.*, 2018) indique d'ailleurs une réduction des performances de la marche avec l'avancée en âge avec une diminution des paramètres spatiaux et une augmentation des paramètres temporels. Ces caractéristiques semblent suggérer que les personnes âgées développent un schéma de marche prudent, caractérisé par une réduction de la vitesse de marche, de la cadence, de la longueur de pas et d'enjambée et une augmentation du temps du pas et du temps d'enjambée. Cette revue systématique reporte aussi que les paramètres de la marche liés à la variabilité et les pourcentages des phases du cycle de marche restent relativement stables avec l'augmentation en âge (Herssens *et al.*, 2018). La réduction de la vitesse de marche, des pas et des enjambées avec l'avancée en âge peut traduire une faiblesse des extenseurs de hanches et des fléchisseurs plantaires de la cheville à propulser le centre de masse vers l'avant et donc à pouvoir avancer vite (Uematsu *et al.*, 2014). D'ailleurs, il a été montré qu'une réduction de l'extension de hanche durant la marche apparaissait avec l'avancée en âge, limitant alors la capacité de propulsion (Kerrigan *et al.*, 2001).

D'autres paramètres cinématiques sont aussi impactés par l'avancée en âge. Alcock et al (Alcock, Vanicek and O'Brien, 2013) ont montré une légère réduction de la flexion de genou et une augmentation de la flexion plantaire. Une revue systématique (Boyer *et al.*, 2017) a également montré une altération de la cinématique de la hanche et de la cheville avec l'avancée en âge, mais qu'une différence sur la cinématique du genou était significative quand les vitesses de marche chez les individus étaient les mêmes. D'ailleurs, un concept prédominant a été mis en lumière lors d'un workshop de l'institut national du vieillissement (Boyer *et al.*, 2023) et qui est un « déplacement distal-proximal » dans la stratégie de recrutement musculaire lors de la marche avec l'âge, de sorte que les adultes âgés passent d'une « stratégie de recrutement de cheville » vers une « stratégie de recrutement de hanche » pour produire de la propulsion et du soutien lors de la marche (Boyer *et al.*, 2017). Par exemple, les adultes plus âgés produisent moins de puissance musculaire au niveau de la cheville que les jeunes adultes pendant la phase de propulsion de la marche (Buddhadev and Martin, 2016). Lorsque les vitesses de marche sont équivalentes, les adultes plus âgés produisent également plus de puissance à la hanche que les plus jeunes (Boyer *et al.*, 2017). Cependant, le fait que les vitesses

de marche soient similaires suggère que les personnes âgées étudiées soient plutôt en forme et très mobiles. Cette population de personnes âgées en bonne santé ne représente qu'une faible proportion de la population vieillissante. Afin de mieux cerner cette population âgée hétérogène, il est important d'inclure des personnes âgées moins en forme présentant des altérations fonctionnelles afin de mieux caractériser la nature et l'ampleur des adaptations biomécaniques liées à l'âge (Boyer *et al.*, 2023). Les personnes âgées avec des déficiences sont d'ailleurs souvent les personnes qui ne participent pas aux études en laboratoire, mais qui sont représentatives d'une grande proportion d'adultes âgés.

Alors qu'un vieillissement non pathologique entraîne des modifications du pattern de marche, ces changements sont d'autant plus prononcés en présence de signes de fragilité, suggérant un vieillissement pathologique. Comme décrit dans la partie 1.3, la fragilité entraîne davantage de modifications cognitives et neuromusculaires que les personnes âgées saines et rendent donc la marche plus complexe que pour une population âgée saine. Les modifications de la marche survenant avec la fragilité permettent d'identifier ce statut grâce à l'analyse de la marche. La vitesse de marche reste le paramètre temporel le plus mesuré et le plus corrélé avec le niveau de fragilité (Binotto, Lenardt and Rodríguez-Martínez, 2018). Castell et al (Castell *et al.*, 2013) ont d'ailleurs montré qu'une vitesse de marche supérieure à 0.9 m/s excluait la présence d'un état de fragilité alors qu'une valeur inférieure à 0.8 m/s doublait sa prévalence. Schwenk et al (Schwenk *et al.*, 2013) ont également montré dans une méta-analyse que les paramètres discriminant le plus les personnes fragiles des personnes « saines » était la réduction de la vitesse plus particulièrement lors de la marche en vitesse de confort et également la variabilité de la marche. Bien plus que la vitesse de marche, les paramètres spatio-temporels et les mesures de fréquence et de variabilité sont également significativement différents entre les groupes de personnes pré-fragiles, fragiles et robustes et améliorent la classification de la fragilité (Martínez-Ramírez *et al.*, 2016). Une diminution de la longueur de foulée, de la clairance de l'orteil (distance entre le sol et le dessous de l'orteil lors de la foulée) ou encore une augmentation du temps de double appui ou de la variabilité du temps du pas est aussi associée à la fragilité.

La mesure de la cinématique est également intéressante pour quantifier la fragilité comme la cinématique du tronc utilisée dans différentes études (Martínez-Ramírez *et al.*, 2016; Merchant, Reshma *et al.*, 2016). Avec le développement de nouvelles technologies low-cost et portative, l'analyse de la fragilité et le calcul des paramètres spatio-temporels et cinématiques peuvent maintenant se faire avec un simple téléphone (Kawai *et al.*, 2023). Kawai et al (Kawai *et al.*, 2023) ont d'ailleurs montré qu'il était possible de discriminer les personnes fragiles des non fragiles à travers les paramètres spatio-temporels de la marche puisque les personnes fragiles présentaient des pas plus courts (62,3 cm contre 66,1 cm pour les robustes, $p < .001$) et une vitesse de marche plus faible (1.19 m/s contre 1.26 m/s chez les robustes, $p = 0.06$). Une autre étude récente (Abbas and Le Bouquin Jeannès, 2022)

s'est servie de 6 composantes du signal d'un accéléromètre placé sur le tronc pendant des activités de la vie quotidienne. Ils ont montré que leur modèle était capable de prédire la fragilité chez la personne âgée avec une précision de 88.5 % ce qui donne une nouvelle dimension au monitoring et à la prévention de la fragilité puisqu'il est maintenant possible de monitorer les patients dans leur environnement quotidien sans le climat de stress que peut comporter une évaluation clinique. Ainsi, la marche est un bon moyen de détecter la fragilité chez les personnes âgées puisqu'elle induit des stratégies compensatoires différentes chez des personnes âgées fragiles par rapport à des personnes âgées saines. En effet, si la marche utilise peu de ressources cognitives dans les conditions normales dans une population saine, elle nécessite en revanche un contrôle cortical plus important avec le vieillissement pathologique d'où ces stratégies compensatoires. Aussi, la marche demande davantage de ressources cognitives lorsque survient des obstacles, changements de direction ou en condition de double tâche. La complexification de la marche avec la double tâche pourrait donc augmenter la sensibilité et la spécificité de la détection de la fragilité puisqu'elle serait plus demandeuse en ressources cognitives chez les personnes âgées fragiles et créerait donc des stratégies de marche différente entre les personnes âgées fragiles et saines.

Résumé Chapitre 2 : Marche de la personne âgée

La marche est une activité quotidienne chez la personne âgée qui implique de nombreux systèmes et fonctions cognitives et, dès lors qu'elle est impactée, limite les déplacements et l'autonomie de la personne. Un grand intérêt est donc porté sur l'analyse de la biomécanique de la marche chez la personne âgée qui permet d'évaluer les capacités fonctionnelles, les risques de chute, contribuant alors à une meilleure évaluation et prise en charge des problèmes de mobilité chez la personne âgée. Ces analyses sont aujourd'hui démocratisées par l'essor de nouvelles technologies, tels que les systèmes optoélectroniques, les systèmes inertiels ou les systèmes optiques qui permettent de quantifier précisément les différentes phases de la marche à travers les paramètres spatio-temporels de la marche ou les paramètres cinématiques. Ces paramètres sont intéressants à analyser notamment en clinique gériatrique où le vieillissement impacte fortement ces différents paramètres. Avec l'avancée en âge, une marche précautionneuse est adoptée avec une diminution des paramètres spatiaux et une augmentation des paramètres temporels (Herssens et al., 2018). Une différence de marche est également observée entre des personnes âgées saines et fragiles avec une marche plus lente et des pas plus courts pour la population fragile (Kawai et al., 2023). Ces changements biomécaniques sont en fait des stratégies compensatoires qu'adoptent les personnes âgées face à leur diminution des ressources cognitives, des capacités neuromusculaires et des fonctions exécutives qui surviennent avec le vieillissement. Ces stratégies compensatoires sont davantage marquées avec la fragilité où les altérations des fonctions cognitives et fonctionnelles sont souvent plus importantes. Ainsi, plus la personne âgée est mise en difficulté à travers une tâche coûteuse en ressource attentionnelle, plus elle va adopter un comportement biomécanique révélateur de son état fonctionnel et de sa capacité en ressources cognitives et cognitives. Un bon moyen de complexifier la marche et d'augmenter la demande en ressource attentionnelle est le concept de la double tâche qui va être expliqué dans la partie suivante.

III. La double tâche

Le vieillissement et la fragilité s'accompagnent de déclin fonctionnels et cognitifs ainsi que de limitations dans les ressources cognitives. Parmi les activités quotidiennes affectées par le vieillissement, on trouve la marche, une tâche qui sollicite tant le système neuromusculaire que cognitif, tous deux affectés par le vieillissement. Dans des conditions normales, la marche nécessite peu de ressources cognitives. Cependant, dès lors que cette marche devient plus complexe, elle en requiert davantage. Cette complexification pourrait exacerber les différences de marche entre une population âgée fragile et une autre saine, améliorant ainsi la détection de la fragilité. Le concept de la double tâche permet de complexifier la marche, et c'est ce qui va être développé dans ce chapitre.

3.1. Définition et concepts

3.1.1. Définition

La double tâche se définit comme l'exécution simultanée de deux tâches dont l'une est dite primaire et l'autre secondaire. La réalisation conjointe de deux tâches simultanées produit des interférences qui peuvent impacter les performances de l'une ou des deux tâches. C'est dès le 19^e siècle qu'a eu lieu les premières expériences en double tâche avec celles de Frédéric Paulhan en 1887. Ce dernier s'est autoévaluée sur la réalisation de deux tâches distinctes : réciter un poème tout en écrivant un autre, dans deux conditions expérimentales différentes : en même temps (condition de double tâche) et séparément (simple tâche). Il a mis en lumière que la réalisation de chaque tâche prenait plus de temps en condition de double tâche qu'en condition de simple tâche. Les travaux d'Albinet (Albinet, 2004) ont aussi mis en lumière un temps de mouvement plus long en fonction de la complexité et du nombre de tâches à réaliser. Les mécanismes sous-jacents de ces interactions sont cependant encore flous, mais ils sont décrits comme une compétition pour les ressources cognitives (Wickens, 1980) ou une compétition pour les voies neurales de traitement de l'information (Pashler, 1994) à se diviser entre les deux tâches.

Dans le cas d'une double tâche impliquant la marche en tant que tâche motrice, chaque modification de la marche, comme ralentir par exemple, doit être interprétée comme une augmentation du coût pour l'implication des processus attentionnels corticaux pendant la marche. Les performances en double tâche nécessitent des capacités attentionnelles complexes (en particulier la capacité à diviser l'attention) et l'intégrité des fonctions exécutives (Yogev-Seligmann, Hausdorff and Giladi, 2008). Les fonctions exécutives font référence à des processus cognitifs supérieurs, comme la volonté, la planification, l'action intentionnelle et l'inhibition cognitive, qui utilisent et modifient des informations provenant de nombreux systèmes sensoriels corticaux. Par conséquent, les interactions

en double tâche sont modulées par les capacités attentionnelles de l'individu et de l'intégrité de ses fonctions exécutives. Par ce principe, la double tâche permet de faire progresser la détection des troubles cognitifs (Allali, 2007), d'améliorer l'évaluation du risque de chute (Beauchet *et al.*, 2007) ou encore d'améliorer les échelles de dépistage de la fragilité précédemment énoncée (Guedes *et al.*, 2014). Les prochains chapitres vont expliciter plus profondément les modèles du paradigme de double tâche et des perturbations et limitations qui en résultent.

3.1.2. L'effet PRP, concept de la double tâche

Le protocole PRP (Période Réfractaire Psychologique) est une méthode utilisée dans les études sur l'attention et les doubles tâches. C'est un outil qui aide à analyser les processus mentaux impliqués lors de la réalisation de tâches multiples simultanément. Le protocole PRP est basé sur le constat que lorsque deux tâches sont présentées avec un très court délai entre elles, le temps nécessaire pour répondre à la deuxième tâche est généralement plus long que si cette deuxième tâche avait été présentée seule (Figure 12). C'est ce qu'on appelle l'effet de l'intervalle stimulus-stimulus (SSI). Ce protocole propose donc une façon de mesurer le temps que met le cerveau à traiter différentes tâches, et peut aider à comprendre comment les ressources cognitives sont réparties lorsque plusieurs tâches sont exécutées simultanément. Il peut être particulièrement utile pour étudier les effets du vieillissement sur la capacité à traiter simultanément plusieurs tâches, car cette capacité peut être affectée par le vieillissement et par certains états de santé, tels que la fragilité. Plus spécifiquement, la double tâche consiste en la réalisation de deux tâches simultanées qui démarrent lors d'un stimulus (S) jusqu'à la réponse (R). Entre le stimulus et la réponse, il y a un temps de réaction (TR) (Figure 12). Le temps de réaction prend en compte les événements mentaux qui sont compris entre le stimulus et la réponse. Il y a d'abord un **stade pré central** qui correspond à l'identification et à l'analyse des caractéristiques perceptuelles du stimulus. Un **stade central** vient ensuite, qui consiste à sélectionner la réponse et la prise de décision sur l'action à entreprendre. Enfin, un **stade post central** s'ensuit et porte sur la génération et l'initiation de la réponse apportée.

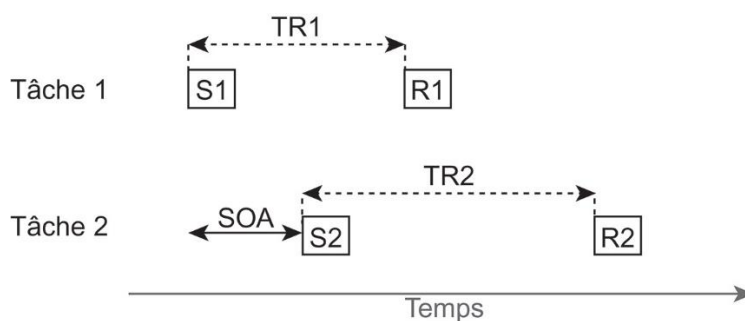


Figure 12 : Schéma de la double tâche à travers le modèle PRP consistant à effectuer deux tâches. Chaque tâche demande l'apparition d'un stimulus S puis d'une réponse R avec un temps de réaction TR1 et TR2. La durée séparant l'apparition des deux stimulus est notée SOA (Stimulus Onset Asynchrony) et varie d'un essai à un autre et peut être manipulée par l'expérimentateur.

Ce modèle met en lumière les différentes caractéristiques de la double tâche. La première caractéristique est l'utilisation de deux stimuli qui peuvent emprunter des canaux sensoriels différents avec, par exemple un stimulus sensoriel et un stimulus visuel et de deux réponses qui peuvent également emprunter des canaux de sorties différents comme une réponse vocale ou une réponse manuelle. Cette caractéristique permet de moduler les conflits perceptifs et moteurs et les interférences en double tâche. Par conséquent, en fonction de la nature des deux tâches, les interférences en double tâche peuvent être différentes et c'est ce qui sera explicité plus en détails dans les prochains paragraphes. Une deuxième caractéristique qui permet de venir moduler les interférences en double tâche est la consigne donnée pour traiter les deux tâches simultanément. Une consigne peut être de ne prioriser aucune des deux tâches. Cette consigne permet de se rendre compte de la stratégie personnelle que le participant va choisir, c'est-à-dire si le participant va préférer la tâche 1 à la tâche 2 par exemple. Une autre consigne pourrait être donnée comme de répondre le plus vite et le plus précisément possible aux deux tâches tout en accentuant la vitesse des réponses sur la tâche 1. Cette consigne de priorisation jugule l'interférence sur la tâche 1 et ne permet de se rendre compte de l'interférence que sur la tâche 2. Cette consigne est possible, mais elle ne permettra pas de se rendre compte de la stratégie choisie et de la priorisation individuelle. Enfin, la dernière caractéristique du modèle PRP est la manipulation de la durée séparant l'apparition du premier stimulus de l'apparition du second stimulus. La durée séparant ces deux stimuli s'appelle le SOA (*Stimulus Onset Asynchrony*) (Figure 12). L'effet PRP correspond à l'allongement du temps de réaction de la tâche 2 avec le raccourcissement du SOA (Pashler, 1994). Cet effet a été montré comme étant un effet robuste et un phénomène général. Robuste, car cet effet a été observé même chez des individus présentant un niveau d'expertise sur l'une des deux tâches ou chez des individus entraînés (Ruthruff *et al.*, 2006). Phénomène général, car cet effet PRP était présent quelle que soit la nature des canaux d'entrées et de sorties. En effet, cet effet PRP a été observé dans une grande variété d'expérimentations, avec des paires de tâches dont les stimulus nécessitent l'utilisation de différents canaux d'entrées, comme une

image pour la vision ou un son pour l'audition, et dont les réponses nécessitent aussi l'utilisation de différents effecteurs, comme appuyer sur une touche, dire un mot, déplacer le regard (Hazeltine, Ruthruff and Remington, 2006).

L'effet PRP est donc indépendant du type de tâche bien que les interférences puissent en être modulés comme énoncé précédemment et apparaît comme étant un phénomène général. Deux modèles principaux qui tentent d'expliquer l'effet PRP sont le modèle du goulet d'étranglement central d'origine structurale (Pashler, 1994) et le modèle de contrôle exécutif adaptatif d'origine stratégique (Meyer and Kieras, 1997). Ces modèles s'accordent sur la position de la limitation cognitive, située au niveau central du traitement de l'information, mais divergent à propos de sa nature (limitation structurale contre limitation stratégique). Ces modèles et leurs divergences vont être exposés dans les prochains paragraphes.

3.1.3. « Central bottleneck theory » ou modèle du goulot d'étranglement central

Ce premier modèle, développé par Harold Pashler (Pashler, 1994), est une théorie de la psychologie cognitive qui explique les limitations de la performance lors de l'exécution de tâches simultanées ou en double tâche. Selon ce modèle, le système cognitif humain dispose d'une ressource limitée appelée « goulot d'étranglement » central, qui est responsable du traitement séquentiel des informations observé lors de l'effet PRP. Ce modèle stipule que le « goulot d'étranglement » est donc responsable de la prise de décision et de la sélectivité des réponses (McCann and Johnston, 1992). Selon ce modèle, lorsque deux tâches sont effectuées en même temps, elles doivent partager cette ressource cognitive limitée. Si les deux tâches exigent des ressources cognitives élevées ou que l'une est plus exigeante que l'autre, nécessitant une allocation plus importante des ressources cognitives, cela peut entraîner une altération de la performance dans l'une ou les deux tâches. Ce modèle du goulot d'étranglement stipule aussi que la limitation centrale persiste même après un entraînement considérable en double tâche. Autrement dit, la PRP est toujours visible à la suite de plusieurs milliers d'essais en double tâche. Cependant, il est possible de rendre ce modèle latent et de réduire la concurrence qui existe entre le stade central des deux tâches en allouant l'attention à une tâche concurrente au moment où l'autre tâche ne demande pas d'attention centrale pour opérer car seuls les stades centraux ne peuvent pas se chevaucher. Par exemple, dans l'étude de Van Selst et al (Van Selst, Ruthruff and Johnston, 1999), la tâche 1 consistait en une réponse vocale à un stimulus sonore et la tâche 2 était une réponse manuelle à un stimulus visuel. L'effet PRP qui était initialement de 353 ms en session 1 (mesuré sur la base de 400 répétitions), est descendu à 40 ms en session 36 soit après une accumulation d'environ 14 000 répétitions. Malgré la réduction de l'effet PRP de 90 %, celui-ci est toujours présent en dépit de l'entraînement à la multitâche. Ce résultat suggère donc la présence

d'une limitation centrale persistante faisant barrage à la réalisation indépendante de deux tâches hautement pratiquées en situation de double tâche.

Il convient de noter que le modèle du goulot d'étranglement central est une théorie simplifiée de la cognition et qu'il ne prend pas en compte tous les aspects complexes du traitement cognitif. Cependant, il fournit un premier cadre utile pour comprendre les limites de la performance lors de l'exécution de tâches simultanées ou en double tâche.

3.1.4. Central Capacity Sharing model (CCS)

A l'inverse du modèle du goulot d'étranglement où l'information est allouée selon un modèle binaire de tout ou rien (0 ou 100 % des ressources cognitives vont à la tâche 1 puis 2), le modèle CSS suggère une allocation des ressources graduelles avec comme hypothèse une plus grande allocation des ressources cognitives avec l'augmentation de la difficulté de la tâche. Des résultats sont à la faveur de ce modèle CCS et de ses hypothèses avec l'étude de Tombu et Jolicoeur en 2002 (Tombu and Jolicoeur, 2002). Dans cette étude, les participants devaient réaliser une tâche de correspondance de forme (identique ou miroir) et de différenciation de taille des formes (ratio élevé, moyen ou bas). Les tâches ont été randomisées et le SOA variait de 50 à 1250 ms. Les résultats montrent qu'avec l'augmentation de la difficulté de la tâche, plus de ressources cognitives ont été allouées à cette même tâche. Aussi, la proportion allouée à la première tâche a varié de 0.78 à 0.91 ce qui montre que l'allocation des ressources se fait graduellement comme suggérée dans le modèle CCS. Pour observer correctement ce modèle CSS, et globalement pour correctement utiliser la double tâche et son paradigme, il est suggéré de respecter certains prérequis. Le premier prérequis demande qu'**aucune priorisation** sur l'une des deux tâches ne soit suggérée aux participants. Le deuxième prérequis concerne la consigne sur l'exécution de la tâche qui doit être de la réaliser **le plus vite possible** et **le mieux possible**. Le troisième prérequis est qu'**aucune consigne** ne doit être donnée sur **l'ordre sériel** ou **temporel** des réponses. Le quatrième prérequis est que les tâches empruntent des **processeurs** perceptifs et moteurs **distincts**. Le cinquième et dernier prérequis est que les participants reçoivent **suffisamment de pratique** et d'entraînement pour comprendre et compiler les ensembles de règles nécessaires à la réalisation de chaque tâche.

Finalement, les modèles de goulot d'étranglement central et CCS soutiennent ensemble qu'une étape centrale du traitement de l'information est limitée en capacité, tandis que les étapes avant et après sont libres de capacité. Cependant, les modèles divergent quant à la nature de cette limitation de capacité centrale. Le modèle du goulot d'étranglement affirme que le traitement central ne s'applique qu'à une seule tâche à la fois et constitue donc un goulot d'étranglement qui traite les tâches de manière sérielle. Le modèle CCS postule que l'étape centrale est un processeur parallèle à

capacité limitée qui répartit les ressources entre les tâches à effectuer. En raison de cette différence, dans le paradigme PRP, le modèle CCS prédit que l'allongement du traitement pré central de la tâche 2 améliorera les performances de la tâche 1 à de courtes SOA, tandis que le modèle du goulot d'étranglement ne le prédit pas. Les résultats d'études confirment la prédiction du modèle CCS (Tombu and Jolicoeur, 2005).

3.2. Mesure des interférences et de la performance en double tâche

Une des problématiques de l'analyse en double tâche est la méthode pour mesurer les interférences en situation de double tâche. En effet, il n'y a pas de consensus dans la littérature ce qui peut parfois rendre difficile la comparaison des résultats entre différentes études. Certaines études en double tâche ne mesurent que les performances isolées en double tâche sans prendre en compte la performance de référence en simple tâche (Cadore *et al.*, 2015; Martínez-Ramírez *et al.*, 2016; Bayot *et al.*, 2020). Cette mesure ne permet pas de se rendre compte des interférences et du coût de la double tâche sur les performances motrices et cognitives puisque le niveau de base en simple tâche n'est pas mesuré (McIsaac, Lamberg and Muratori, 2015).

Pour mesurer correctement les interférences et l'effet PRP, une mesure de base doit se faire lors de la simple tâche (la vitesse de marche lorsque le participant ne fait que marcher par exemple) puis la même mesure doit se faire lors de la double tâche. Le changement de performance entre la simple et double tâche est considéré comme le coût de l'ajout de la tâche cognitive à la tâche motrice. L'un des moyens pour mesurer cette interférence, qui peut résulter d'une amélioration ou d'une détérioration de la performance, est le « dual-task effect » (*DTE*) ou « dual-task cost » (*DTC*). Ce *DTE* est bidirectionnel, ce qui permet de mesurer à la fois le coût ou le bénéfice de la double tâche. Il se calcule comme un rapport entre la performance en double-tâche (*DT*) et en simple tâche (*ST*) exprimé en pourcentage (Plummer and Eskes, 2015):

$$DTE = \frac{(DT - ST)}{ST} * 100$$

En termes généraux, un *DTE* négatif signifie une détérioration de la performance lors de l'ajout d'une seconde tâche, alors qu'un *DTE* positif signifie une amélioration. Cependant, il est important de noter que cette interprétation dépend du sens dans lequel le paramètre évalué change avec une amélioration ou une détérioration des performances. Par exemple, pour la vitesse de marche, une diminution de la vitesse (*DTE* négatif) signifie une détérioration des performances. En revanche, pour d'autres paramètres comme le nombre d'erreurs, une diminution (*DTE* positif) indique une amélioration des performances. Le *DTE* est donc un outil précieux pour comprendre comment les individus gèrent la réalisation simultanée de deux tâches, et il peut être appliqué à une variété de paramètres (par exemple, vitesse de marche, cadence, variabilité du pas, etc.) pour donner une image plus complète de l'impact de la double tâche sur la performance. Cela dit, l'interprétation précise du

DTE peut nécessiter une connaissance approfondie du contexte et de la nature des tâches et des paramètres examinés.

Le DTE semble plus approprié que les mesures absolues des performances en double tâche puisqu'elles permettent de normaliser les performances en double tâche par rapport à celles de la simple tâche. Si les mesures des paramètres en double ou simple tâche ont de très bonnes propriétés psychométriques (Monticone *et al.*, 2014; Strouwen *et al.*, 2016) comme une bonne fiabilité ou reproductibilité, peu d'études ont évalués les propriétés psychométriques des DTE (Venema *et al.*, 2019; Klotzbier *et al.*, 2022). Elles se révèlent être assez faibles avec de larges MDC (Minimal Detectable Change) et une sensibilité importante aux données aberrantes, certainement due à leur calcul exprimé en pourcentage et qui amène, de fait, une grande variabilité. Néanmoins, ces DTE sont les seuls calculs qui permettent de se rendre compte du réel impact de la double tâche sur les performances.

Lors d'une double tâche, il est important de prendre en compte les performances des deux tâches qui traduisent du comportement de la personne à allouer son attention dans l'une des deux tâches, ou les deux, ou de prioriser une tâche plus qu'une autre. Le Performance-resource operating characteristic (POC) est un graphique qui permet justement de visualiser cette priorisation et le comportement en double tâche que la personne choisit (Norman DA and Bobrow DG, 1975). Généralement, l'axe des ordonnées est composé de la performance motrice (DTE_{mot}) calculée avec la vitesse de marche et l'axe des abscisses représente la performance cognitive (DTE_{cog}) de la tâche cognitive additionnelle (Figure 13). Ici, le participant 1 priorise la marche plutôt que la tâche cognitive alors que le participant 2 rencontre une interférence mutuelle qui détériore à la fois ses performances cognitives et ses performances motrices.

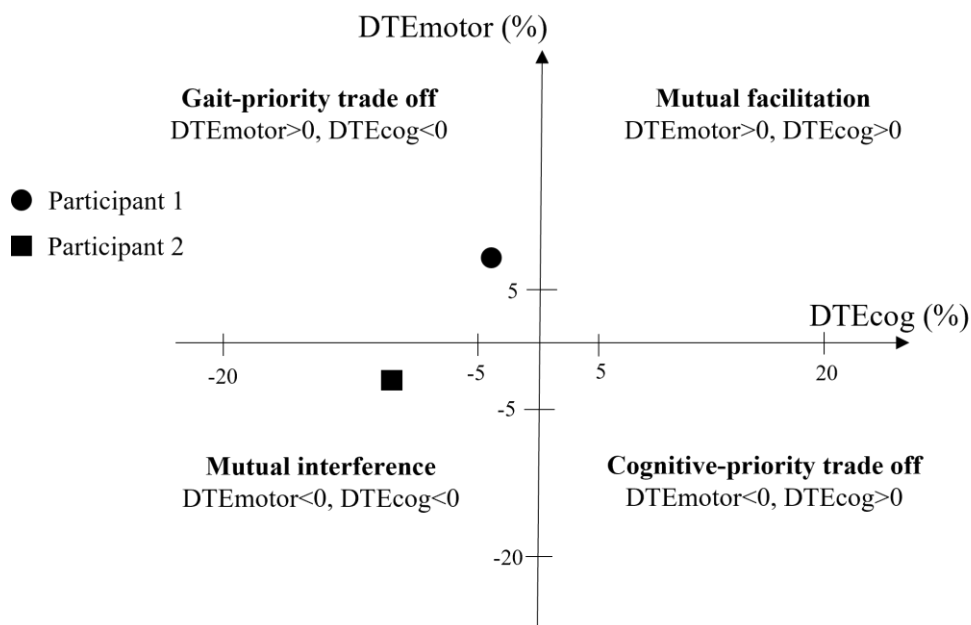


Figure 13: Exemple de Performance-resource operating characteristic (POC) pour deux participants sur leur performance motrice (DTE_{mot}) en fonction de leur performance cognitive (DTE_{cog}) (issu des données de l'étude 1).

Enfin, l'indice d'allocation de l'attention (AAI) (Siu and Woollacott, 2007) est un autre outil de mesure qui permet de quantifier la manière dont une personne alloue ses ressources cognitives entre différentes tâches ou stimuli. En double tâche, du fait de l'effet PRP, la personne doit choisir comment répartir ses ressources cognitives entre les deux tâches. L'AAI permet de déterminer si une personne donne la priorité à une tâche spécifique et néglige les autres, ou si elle parvient à répartir équitablement son attention entre les différentes tâches. Une priorisation totale sur la tâche primaire donne une valeur de l'AAI de 1 et un déplacement complet de ce focus attentionnel loin de cette tâche primaire donne une valeur de -1. Cet indice bidirectionnel est largement utilisé dans la littérature dès lors que la consigne en double tâche est de prioriser l'une des deux tâches (Yogev-Seligmann *et al.*, 2012). Son utilisation ne peut donc pas être étendue aux études qui ne donneraient pas de consigne de priorisation.

3.3. Les différents types de double tâche et leur complexité

Les tâches exécutées dans le cadre du paradigme de double tâche peuvent varier en termes de types et de niveaux de complexité, ce qui entraîne des interférences distinctes en double tâche. Il est crucial de comprendre les différences entre ces types de tâches et leur degré de complexité afin de mieux appréhender leurs effets sur la marche et de les utiliser de manière optimale dans un protocole clinique. En double tâche, il est possible de combiner deux tâches motrices entre elles comme marcher et taper des mains par exemple ou bien de combiner une tâche motrice avec une tâche cognitive. Il a été montré que les interférences en double tâche étaient plus prononcées lorsque la tâche motrice était combinée à une tâche cognitive plutôt qu'à une autre tâche motrice (Freire Júnior *et al.*, 2017; Chawla *et al.*, 2019) du fait de la nature des canaux sensoriels différents des deux tâches. C'est pour cela qu'a été fait le choix, dans ces travaux de thèse, de n'exploiter que la double tâche cognitivo-motrice. La double tâche sera définie comme étant la combinaison d'une tâche motrice de marche avec une tâche cognitive. La tâche cognitive peut prendre différentes formes qui seront exposées par la suite.

Tout d'abord, la complexité de la tâche motrice va dépendre de la consigne et notamment de la vitesse d'exécution demandée. Par exemple, réaliser la tâche le plus vite possible est plus complexe que réaliser la tâche à vitesse de confort. Le niveau de complexité d'une tâche motrice peut aussi être déterminé par le nombre de segments corporels employés lors de cette tâche, par l'environnement en lui-même et si des obstacles extérieurs sont placés lors de la tâche (McIsaac, Lamberg and Muratori, 2015). Enfin, le niveau de complexité dépend aussi du participant, de son niveau d'expertise et de ses capacités et finalement du niveau de familiarisation qu'il a avec la tâche. Par exemple, Ehsani *et al.* (2019) ont montré qu'une tâche motrice non-habituelle comme une flexion de coude répétée était plus exigeante (ie plus complexe) qu'une tâche de marche, qui est une tâche du

quotidien. Le fait que la tâche motrice ne soit pas familière requiert plus d'activation du cortex moteur, ce qui crée davantage d'interférence en double tâche (Ehsani *et al.*, 2019).

Ensuite, le type de tâche va aussi impacter la réponse. Les tâches cognitives les plus utilisées sont les tâches arithmétiques et les tâches de fluence verbale (Gomes *et al.*, 2016). Les **tâches de fluence verbale** correspondent à des générations et à des associations de mots spontanées, faisant appel à la mémoire sémantique et aux **fonctions exécutives** (énumération de noms d'objets, nommer des mots commençant par une lettre spécifique...). Elles requièrent une recherche spontanée d'informations provenant de la mémoire concernant des connaissances acquises (vocabulaire, culture générale...). On retrouve le plus souvent des tâches de fluence verbale comme énoncer des mots commençant par la même lettre ou dire le plus d'objets d'une même catégorie (animaux, métiers...). Les **tâches arithmétiques** correspondent, elles, à des tâches faisant appel à la **mémoire de travail**. Elles nécessitent donc le maintien d'une information dans la pensée tout en exécutant un processus mental (manipulation de l'information). On retrouve le plus souvent des tâches arithmétiques de décompte, mais également des tâches d'épellation de mots à l'endroit et/ou à l'envers. Il existe aussi des tâches de **STROOP** (Stroop, 1935). La tâche consiste à donner le plus rapidement possible la couleur de l'encre dans laquelle un mot est écrit ou alors de lire le mot sans dire sa couleur. L'interférence est créée par le fait que le mot est lui-même un nom de couleur : par exemple, sur la Figure 14, le mot Jaune est écrit en vert.



Figure 14: Planches de STROOP présentées aux participants.

Finalement, en 2015, Mc Isaak et al (McIsaac, Lamberg and Muratori, 2015) ont développé une taxonomie de toutes les combinaisons de double tâche avec, pour chaque niveau de complexité caractérisé comme bas et haut, des exemples concrets de double tâche (Figure 15). Cette taxonomie

permet de se rendre compte des combinaisons possibles en fonction du niveau de complexité désiré. Le choix de la difficulté de la double tâche et du type de double tâche a toute son importance, car elles peuvent créer des interférences différentes et peuvent ne pas être adaptées à toutes les populations, en particulier pour la population âgée.

Type of task(s)	Task novelty	Task complexity	
		Low	High
Single motor	Low	Drinking a cup of water	Walking with a cup of water* (i.e., transporting)
	High	Propelling a wheelchair	Walking with forearm crutches
Single cognitive	Low	Reciting the alphabet*	Calculating subtractions*
	High	Reciting alternating letters of the alphabet*	Paced auditory serial addition task (PASAT)
Dual motor-motor	Low	Drinking a cup of water while writing a note with the other hand	Walking while texting on a cell phone*
	High	Tapping the foot as fast as possible while drawing a 6-pointed star	Unicycling on a college campus while juggling*
Dual cognitive-motor (1)	Low	Standing on one foot while saying the alphabet	Walking over obstacles while naming the people in your family
	High	Standing on one foot while performing word generation task	Walking over obstacles while subtracting by 7's
Dual cognitive-motor (2)	Low	Pointing to a target as fast as possible* while counting to 100	Transferring coins between pockets* while subtracting by 3's
	High	Using a sock aid while naming all the clothing you might find in a closet	Juggling while subtracting by 7's

(1) Novelty of cognitive task changes while complexity of motor task changes.

(2) Novelty of motor task changes while complexity of cognitive task changes.

*Tasks used in dual task studies cited in text.

Figure 15: Taxonomie des différentes combinaisons en double tâche avec leur niveau de complexité et de nouveauté (Mclsaac, Lamberg and Muratori, 2015).

3.4. Les différences de performance en double tâche selon les types de tâches

Comme énoncé dans le paragraphe 3.3, il existe différents types de tâche cognitive. Comme ces tâches ne font pas appel aux mêmes fonctions cognitives, elles ne vont pas faire appel aux mêmes processus et donc le comportement en double tâche peut-être différent en fonction du type de tâche. La méta-analyse de Bahureksa et al (Bahureksa *et al.*, 2016) a montré que la marche combinée à une

tâche arithmétique semblait plus efficace ($d=0.84-1.35$) que des tâches de fluence verbale, comme nommer des animaux, pour discriminer des patients âgés avec des troubles MCI. Cette méta-analyse met en lumière que la puissance de la double tâche à discriminer des troubles neurocognitifs ou fonctionnels comme le risque de chute diffère selon le type de tâche et aussi selon la complexité et la capacité du sujet. Pour des troubles MCI, le décompte de 7 en 7, qui demande la plus grande ressource cognitive, est la tâche la plus puissante en termes de discrimination des patients MCIs. Par conséquent, pour impacter la marche des patients MCI et arriver à changer leur marche en double tâche, la tâche cognitive doit être difficile et requiert une charge cognitive élevée. En revanche, pour les patients avec des troubles de démences, il semble que de simples tâches cognitives soient suffisantes, car des tâches trop complexes comme le décompte de 7 en 7 requiert trop de ressources cognitives que ces patients n'ont pas. Ces patients ne sont donc pas en mesure de réaliser correctement la double tâche ce qui rend les interférences en double tâche trop variable et donc inexploitable (Holtzer *et al.*, 2006).

Aussi, les tâches de fluence verbale comme nommer des animaux apparaissent comme moins coûteuses en ressources cognitives que les tâches arithmétiques car elles utilisent la mémoire sémantique alors que les tâches arithmétiques requièrent de la mémoire de travail. Plus la tâche cognitive est coûteuse en ressources cognitives, plus elle va impacter les performances motrices et les paramètres spatio-temporels de la marche durant la double tâche (Bahureksa *et al.*, 2016). Les performances cognitives sont aussi dépendantes du type de tâche. Une récente étude (Fallah-Tafti *et al.*, 2021) a comparé les interférences en double tâche chez les personnes âgées entre une tâche de fluence verbale avec des mots commençant par la même lettre, une seconde tâche de fluence verbale en se concentrant sur la catégorie des mots et une tâche arithmétique de décompte. En comparant les % de réponses correctes sur les tâches cognitives entre simple et double tâche, une différence significative entre les tâches cognitives a été soulignée ($p=0.021$) avec de plus hauts scores pour la fluence verbale par lettre par rapport au décompte ($p=0.011$). La largeur des pas est aussi plus large lors de la double tâche avec la tâche arithmétique qu'avec la fluence verbale par lettre ou par catégorie. Le POC montre aussi qu'il y a un coût pour la marche et la cognition légèrement supérieure en fluence verbale par catégorie qu'en fluence verbale par lettre. Pendant la double tâche de fluence verbale par lettre, pour maintenir la performance cognitive (*DTEcog*), la marche est sacrifiée en augmentant la largeur des pas. Pendant la double tâche avec la tâche arithmétique en revanche, il y a une détérioration de la marche pour un bénéfice de la performance cognitive (Figure 16). Par conséquent, en fonction du type de tâche cognitive utilisée en double tâche, les performances cognitives et motrices changent ainsi que les stratégies adoptées par les différents participants (Fallah-Tafti *et al.*, 2021).

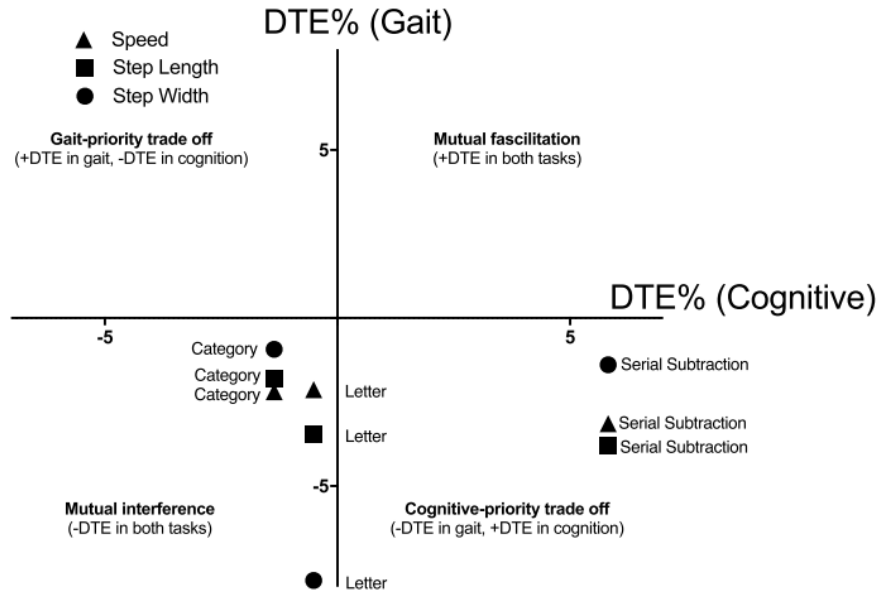


Figure 16 : Le DTE (DTE% Gait) est calculée pour toutes les variables de marche (vitesse, longueur de pas et largeur de pas) et toutes les tâches cognitives (décompte, fluence verbale de catégorie, fluence verbale de lettre). Les valeurs de DTE négatives représentent une détérioration du paramètre en double tâche (DT) par rapport à la simple tâche (ST) et une valeur positive représente une amélioration de la performance de la DT par rapport à la ST (Fallahtafti et al, 2021)..

3.4. Vieillessement et double tâche

3.4.1. Effet du vieillissement sur les performances en double tâche

Les paramètres spatio-temporels et cinématiques de la marche sont altérés en situation de double tâche. L'étude de Gomes et al (Gomes *et al.*, 2016) réunissant plus de 29 travaux, ont montré que la vitesse de marche, la cadence, la fréquence de foulée, le temps de foulée, la variabilité de la foulée, la durée d'un pas, la longueur de pas et le temps d'oscillation sont altérés en condition de double tâche. Une autre étude a également montré que la vitesse de marche ainsi que la longueur des pas diminuent en double tâche, mais que la cadence ou la variabilité de la foulée augmentent (Brustio *et al.*, 2017). Les paramètres spatio-temporels ne sont pas les seuls paramètres de la marche à être impactés par la double tâche puisque les paramètres cinématiques le sont aussi. En effet, dans l'étude de Coulthard et al (Coulthard *et al.*, 2015), la vitesse angulaire du tronc dans le plan frontal est significativement plus élevée en double tâche qu'en simple tâche ainsi que l'amplitude de mouvement du tronc dans le plan frontal et transversal. Leur double tâche était une combinaison du TUG (Time-Up and Go) et d'une tâche arithmétique de décompte de 7 en 7. Une autre étude a également montré, qu'en condition de double tâche, les amplitudes de mouvements des membres inférieurs (hanche, genou et cheville) étaient réduites et que la flexion de hanche était plus affectée que la cheville ou le genou en double tâche (Penko *et al.*, 2020).

Cette altération des paramètres de la marche peut être d'autant plus marquée avec le vieillissement, qu'il soit sain ou pathologique, et particulièrement en présence de fragilité. Les

personnes âgées fragiles ont moins de ressources cognitives que les plus jeunes et vont avoir plus de difficulté à gérer la double tâche. Les modèles du vieillissement montrent aussi qu'ils peuvent adopter des stratégies pour compenser leurs déficits cognitifs, mais que si la demande cognitive est trop importante, ils ne pourront plus compenser et c'est ce qui arrive en double tâche. Verma et al (Verma et al, 2018) ont étudié la différence de vitesse de marche entre une simple et double tâche dans 3 groupes : un groupe A âgé de 20 à 40 ans, un groupe B âgé entre 41 et 65 ans et un groupe C de plus de 65 ans. La différence moyenne entre la simple et double tâche était de 0.15 ± 0.14 m/s pour le groupe A, de 0.17 ± 0.33 m/s pour le groupe B et de 0.37 ± 0.07 m/s pour le groupe C avec une différence significative entre le groupe A et C et A et B ce qui montre un effet de l'avancée en âge sur l'influence de la double tâche sur la vitesse de marche. Il a été montré que les paramètres spatio-temporels étaient plus altérés chez des personnes âgées par rapport à des personnes jeunes avec une plus grande diminution de la vitesse et une plus grande augmentation de la variabilité du pas (Hollman *et al.*, 2007; Al-Yahya *et al.*, 2011; Gomes *et al.*, 2016; Smith, Cusack and Blake, 2016). Hollman et al (Hollman, Youdas and Lanzino, 2011) ont montré que, si la vitesse de marche diminuait en double tâche et que la variabilité de la marche augmentait, ces changements étaient d'autant plus importants chez les hommes. Cette influence de la double tâche sur les paramètres de marche est aussi modulée par le niveau de fragilité où les études ont montré que la cadence, la vitesse de marche ou le temps de pas étaient plus affectés en double tâche chez des personnes fragiles par rapport à des personnes saines, non-fragiles (Guedes *et al.*, 2014; Cadore *et al.*, 2015; Martínez-Ramírez *et al.*, 2016; Bayot *et al.*, 2020).

Au cours de la double tâche, les performances cognitives peuvent aussi être altérées. En effet, une étude récente (Goh, Pearce and Vas, 2021) a constaté un effet de l'âge sur les performances cognitives en double tâche avec des DTE significativement différentes entre un groupe de personnes âgées et un groupe jeune. Dans cette étude, la double tâche était la marche combinée à une tâche arithmétique de décompte. Tout comme les performances motrices, le degré d'altération des performances cognitives dépend du type de tâche et de sa complexité. En effet, Yogev-Seligman (Yogev-Seligmann *et al.*, 2012), qui ont préféré une tâche de fluence verbale à la tâche arithmétique, n'ont pas trouvé d'effet significatif de l'âge sur les performances cognitives. Une autre étude (Patel, Lamar and Bhatt, 2014) a également trouvé des DTE cognitives similaires entre un groupe jeune et âgé avec une tâche de STROOP. La tâche de Stroop est réputée pour solliciter fortement les ressources cognitives et attentionnelles, ce qui devrait entraîner des performances cognitives différentes entre les deux groupes d'âge. Une explication possible de l'absence de différences significatives dans cette étude est que la marche choisie était une marche de confort plutôt qu'une marche rapide. Il est donc possible que la vitesse de marche utilisée n'ait pas été suffisamment élevée et que la complexité de la double tâche n'ait pas été suffisamment élevée pour générer des interférences en double tâche et, par

conséquent, une altération du DTE. Il est important de noter que la vitesse de marche est un facteur clé à prendre en compte lors de l'évaluation de la double tâche. Des vitesses plus élevées de marche peuvent solliciter davantage les capacités cognitives et attentionnelles des individus. En optant pour une marche de confort plutôt qu'une marche rapide, il est possible que les ressources cognitives n'aient pas été suffisamment sollicitées pour observer une altération significative du DTE. Ainsi, il est crucial de considérer à la fois la vitesse de marche et la complexité de la double tâche lors de la conception des études afin d'obtenir des résultats plus significatifs et de mieux comprendre l'impact de la double tâche sur les performances cognitives et locomotrices dans les différents groupes d'âge.

Les interférences en double tâche et l'altération de la marche à travers les paramètres biomécaniques augmentent avec l'avancée en âge, et cette augmentation est d'autant plus prononcée en présence d'un vieillissement pathologique. Cette observation peut s'expliquer par le fait que l'attention et les fonctions exécutives ont tendance à diminuer avec le vieillissement, et cette diminution est encore plus marquée dans le cas d'un vieillissement pathologique (voir chapitre 1.4). Or, la double tâche sollicite ces fonctions cognitives, notamment l'attention et les fonctions exécutives. Ainsi, si l'individu dispose de moins de ressources cognitives et de fonctions exécutives, les interférences en double tâche sont plus importantes et entraînent des altérations plus significatives des performances cognitives et motrices. Des études, telles que celle menée par Bonetti et al. (Bonetti *et al.*, 2019), ont confirmé cette relation entre les limitations de l'attention et des fonctions exécutives, les interférences en double tâche et les altérations des performances cognitives et motrices chez les personnes âgées.

Cette augmentation des altérations de la marche en double tâche, d'autant plus avec le vieillissement pathologique, pourrait servir à la détection de certaines pathologies et déclin fonctionnels. Nordin et al (Nordin *et al.*, 2010) ont montré que le DTE de la vitesse de marche, du temps du pas et de la longueur des pas pouvait prédire un risque de chute accru. Récemment, un grand nombre d'études ont aussi montré que le paradigme de double tâche semblait avoir la capacité à repérer des déclin cognitifs (Bahureksa *et al.*, 2016; Martínez-Ramírez *et al.*, 2016; Ehsani *et al.*, 2019) ou un état de fragilité (Cadore *et al.*, 2015; Giusti Rossi *et al.*, 2019) chez les personnes âgées. Une méta-analyse (Bahureksa *et al.*, 2016) a montré que la marche en double tâche augmentait la sensibilité de l'analyse de la marche à discriminer les patients avec des troubles cognitifs légers ou encore « *mild-cognitive impairments* (MCI) » des patients sains par rapport à une analyse de la marche en simple tâche. La méta-analyse de Bayot et al (Bayot *et al.*, 2020), publiée récemment, a révélé qu'il n'y avait pas de bénéfice clair qui se dégageait des études sur la marche en double tâche. Les résultats de cette méta-analyse suggèrent que la capacité de prédire et de discriminer le risque de chute ou d'autres déclin à l'aide de la marche en double tâche est encore sujet à débat. Ceci peut être dû à la

diversité des types de doubles tâches utilisées dans les études ainsi qu'à la diversité des consignes données aux sujets, notamment en ce qui concerne la priorisation des tâches.

Pour conclure, la double tâche a permis de mettre en avant des déficits cognitifs et/ou moteurs, mais que l'effet du vieillissement sur la marche en double tâche pouvait être différent en fonction du type et de la complexité des tâches motrices et cognitives (Goh, Pearce and Vas, 2021). Les interférences en double tâche et les altérations des performances motrices et cognitives dépendaient du niveau cognitif et fonctionnel du participant. Il existe un dernier aspect qui pourrait augmenter la complexité de la marche et limiter les ressources cognitives des participants, c'est la fatigue.

Résumé Chapitre III : Double tâche

La marche en double tâche consiste à ajouter une tâche supplémentaire à l'action de marcher, tel que tenir un verre d'eau (tâche motrice) ou décompter de 3 en 3 (tâche cognitive). Lorsque la marche devient plus complexe par le rajout de ces tâches additionnelles, elle requiert des ressources cognitives plus importantes. Une fois que ces ressources sont dépassées, la performance dans l'une des deux tâches peut être altérée. Ce phénomène d'interférence en double tâche permet alors de détecter des comportements spécifiques chez la personne âgée présentant des déficiences cognitives ou fonctionnelles. En effet, les interférences en double tâche augmentent en cas de diminution du niveau cognitif et fonctionnel chez les personnes âgées, ainsi qu'en fonction de la complexité de la tâche.

Bien que la double tâche semble prometteuse pour le diagnostic clinique des patients âgés fragiles, la diversité des types de doubles tâches et des consignes données aux sujets, telles que la priorisation ou non d'une tâche spécifique, ne permet pas encore d'exploiter pleinement la double tâche et de tirer des conclusions précises sur sa capacité à prédire et à discriminer les patients âgés fragiles ou d'autres types de déclin. Cependant, il est clair que la différence entre les patients âgés fragiles et les patients âgés en bonne santé peut être efficacement mise en évidence par l'analyse de la marche et lorsqu'ils sont confrontés à une situation complexe qui met leurs ressources cognitives déjà limitées à rude épreuve. La double tâche place précisément ce patient dans cette situation.

Un phénomène qui pourrait complexifier la double tâche et limiter davantage les ressources cognitives est celui de la fatigue. Ce phénomène de fatigue va être explicité dans le dernier chapitre de ce cadre théorique.

IV. Fatigue et vieillissement

4.1. Définition et concepts

La fatigue comporte divers aspects et définitions compte tenu de l'interaction complexe entre les processus biologiques, les phénomènes psychosociaux ou les manifestations comportementales impliqués dans la fatigue (Aaronson *et al.*, 1999). Globalement, la fatigue peut être définie comme « *un état qui va réduire la capacité de l'individu à s'investir et s'engager dans une activité physique et/ou mentale, due à un déséquilibre dans la disponibilité, l'utilisation et/ou la restauration des ressources nécessaires pour effectuer l'activité* » (Aaronson *et al.*, 1999). La fatigue est un symptôme universel éprouvé par une proportion importante de personnes dans la population générale et notamment chez les personnes âgées. En effet, Moreh et al (Moreh, Jacobs and Stessman, 2010) ont montré qu'à l'âge de 70, 78 et 85 ans, la prévalence de la fatigue était respectivement de 29 %, 53 % et 68 %, avec une prévalence accrue chez les femmes. Cette prévalence plus importante chez les femmes peut être expliquée par des caractéristiques physiologiques et psychologiques différentes de leurs homologues masculins notamment avec l'arrivée de la ménopause, la baisse d'œstrogène, une perte de densité osseuse, un stress et une anxiété plus importante, qui les rendraient plus susceptibles à la fatigue (Jing *et al.*, 2015). La fatigue est également prédictive des limitations et des déficiences fonctionnelles, de la mortalité et d'autres déclin qui surviennent avec le vieillissement (Hardy and Studenski, 2008; Vestergaard *et al.*, 2009)(Hardy and Studenski, 2008; Vestergaard *et al.*, 2009) . Dans une étude transversale menée auprès de 1055 Italiens âgés de plus de 65 ans, les sujets déclarant une fatigue au cours de la semaine précédente étaient ceux qui présentaient une incapacité significativement plus élevée en termes de fonction physique et de mobilité par rapport aux sujets rapportant une plus faible fatigue (Vestergaard *et al.*, 2009). D'ailleurs, il a été montré que le facteur limitant majeur à la pratique d'activité physique chez la personne âgée est la fatigue derrière le facteur de la douleur musculaire (Gill *et al.*, 2001).

Lorsque le terme « *fatigue* » est employé, il est néanmoins nécessaire d'en préciser son contexte et le type de fatigue mentionné. En effet, la fatigue comporte différentes dimensions avec des aspects psychologiques et physiologiques. Ces deux aspects ont longtemps été étudiés séparément, mais de plus en plus de travaux ont une approche intégrative incluant ces deux aspects (Figure 17). Ainsi, la **fatigue mentale** (fatigue subjective ou perçue) décrit la fatigue ressentie chez le sujet. Celle-ci dépend de plusieurs facteurs, dont l'état psychobiologique de la personne comme son humeur ou sa motivation (Venhorst, Micklewright and Noakes, 2018). La fatigue physiologique est une fatigue induite par l'exercice physique et elle est communément appelée **fatigue neuromusculaire** (Figure 17).

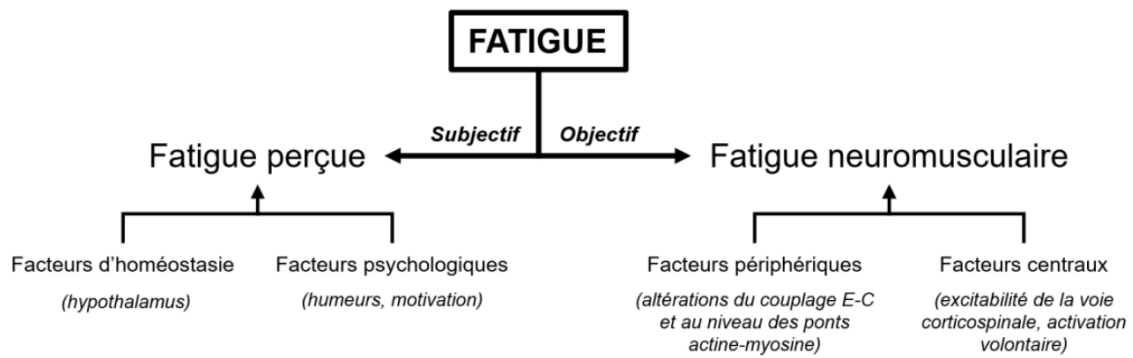


Figure 17: Approche intégrative de la fatigue. La fatigue expérimentée au cours de l'exercice physique peut être identifiée avec des mesures objectives (i.e., fatigue neuromusculaire avec des mesures de force/puissance maximale ou de pics de force lors de contractions évoquées) et/ou subjectives (i.e., fatigue perçue). Les différents facteurs présentés dans cette figure ne sont pas exhaustifs. Plus particulièrement, les mécanismes centraux et périphériques pouvant être impliqués dans le développement de la fatigue neuromusculaire sont davantage détaillés dans la Figure 21. Figure traduite et adaptée à partir de (Enoka and Duchateau, 2016).

4.2. La fatigue mentale

4.2.1. Définition et effets de la fatigue

La fatigue mentale est un état de fatigue ou d'épuisement qui est causé par une activité mentale prolongée et intensive (Pageaux, 2016). Elle peut se produire lorsque le cerveau est sollicité de manière constante, lors de travaux intellectuels ou de tâches qui nécessitent de hauts niveaux d'attention et de concentrations prolongées. Certains auteurs préfèrent le terme de fatigue cognitive pour décrire l'état psychobiologique associée à une activité cognitive soutenue (McMorris *et al.*, 2018). Néanmoins, le terme de fatigue mentale a été récemment jugé mieux approprié, car il inclut à la fois des aspects motivationnels et émotionnels associé à l'accomplissement de la tâche et pas seulement à la cognition.

La fatigue mentale est un phénomène complexe et multifactoriel qui entraîne une diversité d'effets comportementaux (motivation, humeur...). Tout d'abord, la fatigue mentale entraîne une baisse du niveau d'attention et une détérioration dans la capacité à changer rapidement de stratégies lors d'un événement imprévu (Linden and Eling, 2006). Aussi, Boksem et al (Boksem, Meijman and Lorist, 2006) ont montré qu'avec la fatigue mentale, les sujets étaient plus facilement distraits, moins vigilants et rencontraient des difficultés à ignorer les informations inutiles et se concentrer sur les informations importantes. En revanche, si la fatigue mentale induit une baisse de la concentration, de l'attention et parfois de la motivation, cela ne se reflète pas toujours par une baisse significative des performances au cours de l'exercice de fatigue (Verschuere *et al.*, 2020). Dans la méta-analyse de Brahms et al (Brahms *et al.*, 2022), les études n'ont pas toutes les mêmes conclusions sur l'altération des performances lors du protocole de fatigue mentale concernant une augmentation du temps de réaction, une augmentation du nombre d'erreurs, ou encore une diminution du nombre de bonnes réponses, signes d'une moins bonne performance lors du protocole. Par exemple, Morris et Christie

(Morris and Christie, 2020) et Hachard et al (Hachard *et al.*, 2020) ont reporté une diminution significative du temps de réaction pendant leur tâche de fatigue mentale chez une population jeune alors que Behrens et al (Behrens *et al.*, 2018) n'ont pas trouvé de réduction significative du temps de réaction pendant la tâche de fatigue mentale. Sur les 11 études de la méta-analyse, seule une étude a trouvé une diminution significative du pourcentage de bonnes réponses sur le protocole de fatigue mentale (Hachard *et al.*, 2020). Par conséquent, il est difficile de s'assurer d'une bonne induction de fatigue mentale si cela ne se traduit pas toujours par une baisse significative des performances lors du protocole de fatigue.

La fatigue mentale affecte aussi les performances physiques (Van Cutsem *et al.*, 2017). Une revue systématique a montré que la fatigue mentale impactait les performances d'endurance, mais pas la force, la puissance maximale ou les performances anaérobiques. Plus particulièrement, aucune des 11 études de cette revue systématique n'a trouvé d'effets de la fatigue mentale sur les paramètres périphériques des fonctions neuromusculaires (contraction maximale, temps pour atteindre cette contraction maximale) ou sur les paramètres centraux (niveau d'activation volontaire) (Van Cutsem *et al.*, 2017). Ces altérations des performances physiques s'accompagnent également d'une perception de l'effort perçu plus élevé qu'en condition de non-fatigue pour le même exercice physique (Van Cutsem *et al.*, 2017; Penna *et al.*, 2018), ce qui montre que le participant doit davantage s'engager dans la tâche après avoir été fatigué mentalement et que cela lui coûte plus de ressources. Penna et al (Penna *et al.*, 2018) ont également montré qu'après une fatigue mentale, les performances physiques d'un 1500 m de nage était altérées avec une diminution du temps sur cette distance de 1.2 %. En football, aussi, les performances physiques et techniques sont altérées avec notamment une diminution de la vitesse de tir ($p=0.024$) et une diminution de la précision de tir ($p=0.01$) après un protocole de fatigue mentale (Smith, Cusack and Blake, 2016).

Il est à noter que l'effet de la fatigue sur les performances cognitives, les performances psychologiques ou les performances physiques est dépendant de nombreux facteurs dont l'engagement du participant à réaliser la tâche de fatigue. En effet, l'engagement dans le protocole de fatigue mentale est très fortement lié à la motivation. Cet engagement du participant dans la réalisation de la tâche de fatigue est une constante balance entre l'effort nécessaire à la tâche et la récompense. Autrement dit, quand la demande cognitive de la tâche de fatigue va dépasser la motivation du participant à s'engager au maximum alors le participant va moins s'engager voire abandonner le protocole (Boksem, Meijman and Lorist, 2006). Parfois, face à ce manque de motivation, les participants peuvent rester engager dans la tâche, mais choisir une stratégie qui demande le minimum d'efforts. Cet aspect motivationnel peut être modulé à travers des encouragements et des récompenses pendant le protocole de fatigue mentale. Boksem et al (Boksem, Meijman and Lorist,

2006) ont d'ailleurs investigué cette relation entre motivation et fatigue dans l'engagement à un protocole de fatigue mentale. L'aspect motivationnel était sur le fait de donner une certaine somme d'argent si le participant était dans la première moitié des meilleures performances bien que le participant soit sur cette tâche depuis 2 heures. Si l'engagement dans une tâche de fatigue et donc la fatigue dépend de la motivation et de la décision du sujet à s'engager (balance coût/bénéfice), la récompense peut amener à un meilleur engagement et de meilleures performances et donc venir interférer et contrer certains effets de la fatigue.

4.2.2. Protocoles de fatigue mentale

Pour induire de la fatigue mentale, différentes méthodes ont été utilisées dans les études. Une récente méta-analyse réalisée par Brahm et al. (Brahm *et al.*, 2022) a mis en évidence les différents protocoles utilisés pour la fatigue mentale. Par exemple, Behrens et al. (Behrens *et al.*, 2018) et Varas-Diaz et al (Varas-diaz, Kannan and Bhatt, 2020) ont utilisé une tâche de "stop-signal" pour fatiguer les participants pendant respectivement 90 et 60 minutes. La tâche de "stop-signal" consiste à présenter aux participants un stimulus "GO" qui indique une réponse à effectuer. Parfois, ce stimulus est suivi d'un signal "STOP", qui demande aux participants de retenir leur réponse (Verbruggen and Logan, 2008). Ainsi, les participants doivent trouver une stratégie efficace pour répondre au stimulus "GO" (en répondant le plus rapidement possible) et pour inhiber leur réponse lorsqu'ils voient le signal "STOP" (Figure 18). Ce protocole demande une attention soutenue de la part des participants tout au long de l'exercice, ce qui entraîne une fatigue mentale en sollicitant continuellement leurs ressources cognitives. Cependant, pour induire un niveau de fatigue suffisant, il est nécessaire de maintenir cette tâche pendant une durée assez longue. Cela permet d'épuiser progressivement les ressources cognitives du participant et de générer un niveau de fatigue mentale significatif.

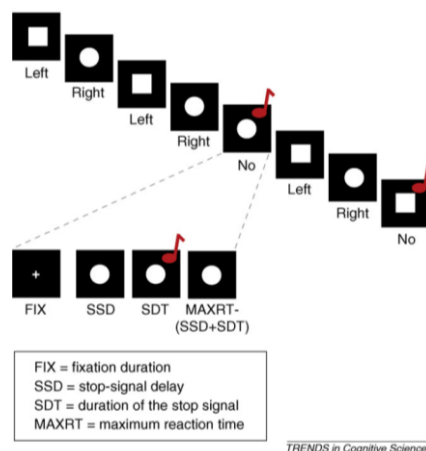


Figure 18 : Le paradigme de la tâche de stop-signal (SST). Les tâches et les paramètres sur cette figure sont adaptés de STOP-IT qui est un programme gratuit d'une tâche de SST. Lors de la tâche GO, le participant doit répondre au stimulus (ici, un carré demande de cliquer sur la flèche du clavier gauche et le cercle sur la flèche du clavier droit). Au bout d'un quart de test, le stimulus GO est suivi d'un signal auditif suggérant d'inhiber la réponse au signal GO (Verbruggen and Logan, 2008).

D'autres études préfèrent utiliser une tâche de STROOP 100 % incongruente (Verschueren *et al.*, 2020). Cette tâche de STROOP contient 4 mots ("rouge", "jaune", "bleu", "vert") écrit avec 4 couleurs d'encre différentes ("rouge", "jaune", "bleu", "vert"). Le test est 100 % incongru car 100 % des mots présentés ne sont pas écrits avec l'encre de leur couleur. La consigne donnée aux participants était de lire le mot lorsque celui-ci est écrit en rouge et de dire sa couleur lorsque le mot est écrit en jaune, bleu ou vert. Les tâches de STROOP ont montré qu'elles détérioraient le contrôle cognitif dès 15 min d'exercice et qu'elles induisaient de la fatigue mentale. Pendant les tâches de STROOP, la charge de la mémoire de travail augmente ce qui détériore progressivement le contrôle cognitif (Rozand *et al.*, 2015). Ces protocoles ont l'avantage de pouvoir être aussi efficace que les tâches de « stop signal » de 90 min, mais avec une durée de 30 min, donc plus courte.

La tâche de PVT « *Psychomotor Vigilance Task* » est également tout aussi efficace malgré sa courte durée, ne nécessitant que 10 à 30 min (Morris and Anita D. Christie, 2020). La PVT consiste à présenter aux participants un stimulus visuel ou auditif à des intervalles de temps différents et où la consigne est de réagir le plus rapidement possible à ces stimuli en cliquant sur un bouton par exemple. Le temps de réaction est mesuré tout au long de cette tâche et est une indication du niveau d'attention disponible tout au long de la tâche. Cette tâche de PVT a été validée dans sa capacité à induire de la fatigue même sur des PVT réduites à 5 ou 10 min (Basner, Mollicone and Dinges, 2011). Un autre protocole de fatigue est aussi largement utilisé, le AX-Continuous Performance Task (AX-CPT), sur une durée de 90 min (Hachard *et al.*, 2020). Durant ce protocole, les participants voient des lettres qui apparaissent les unes après les autres et doivent appuyer sur le bouton gauche de la souris quand la séquence de lettre est AX et droit quand elle ne correspond pas à cette séquence. Les combinaisons possibles sont AX, AY, BX et BY, avec AX étant la seule combinaison correcte (où il faut appuyer sur le bouton gauche). La majorité des combinaisons proposées sont AX, de manière que le participant se prépare à avoir les lettres A et X à la suite pour obtenir la seule combinaison qui demande de cliquer sur le bouton gauche (Figure 19). Une étude (Smith *et al.*, 2019) a comparé la capacité des protocoles de fatigue PVT, STROOP et AX-CPT à induire de la fatigue et il en est ressorti que les protocoles qui faisaient appel à une réponse inhibitrice, soit les protocoles AX-CPT et STROOP, induisait un niveau de fatigue mental plus important que la tâche de PVT pour un même temps de protocole de 60 min.

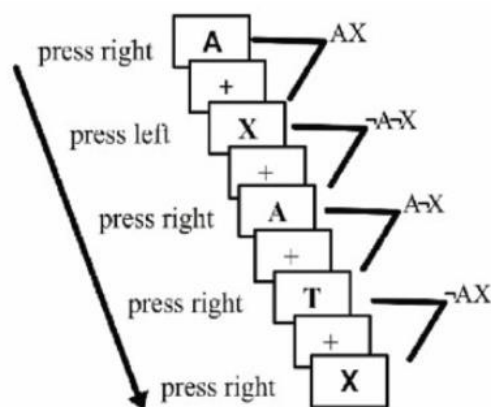


Figure 19: Le protocole de fatigue AX-Continuous Performance Test. Les sujets voient des lettres à l'écran les unes après les autres et doivent appuyer sur le bouton droit de la souris dès lors qu'ils voient une lettre sauf quand la lettre est un X précédé d'un A. Dans ce cas le bouton gauche doit être pressé. Il y a quatre types de possibilités (AX, AY, BX and BY parfois écrit comme AX, A~X, ~AX and ~A~X où le symbole ~ correspond à une non-lettre de la bonne combinaison.)

De nombreux autres protocoles de fatigue existent, donc certains s'inspirent de ceux déjà présentés en leur rajoutant d'autres tâches. Par exemple, Boolani et al (Boolani *et al.*, 2020) ont proposé un protocole de fatigue mentale de 33 min mixant un exercice de calcul mental (soustraction de -3 et -7) en partant d'un nombre aléatoire pendant 2 min suivi de 2 min du protocole AX-CPT, de 16 min de RVIP (Rapid Visual Input Processing Task) et de 11 min de TMT-A et TMT-B (Trail Making Test). Le RVIP peut être utilisé seul (Neale *et al.*, 2015). Ce protocole consiste à présenter aux participants des nombres entre 2 et 9 qui apparaissent à l'écran et les participants doivent répondre par une commande motrice (ex. appuyer sur un bouton) dès lors qu'ils repèrent une séquence de trois nombres (par exemple : 2-4-6 ; 3-5-7 ; 4-6-8). Le TMT n'est pas à proprement dit un protocole de fatigue mentale, mais plutôt une évaluation pour évaluer les fonctions exécutives des patients ayant subi un AVC. Néanmoins, les tâches du TMT peuvent induire de la fatigue. Ce test comporte deux parties. La première partie est le TMT-A et consiste en 25 cercles numérotés de 1 à 25 qui sont distribués aléatoirement sur feuille de papier de format lettre. Le participant doit relier les cercles avec un crayon, aussi rapidement que possible, dans l'ordre croissant en commençant par 1. La deuxième partie, le TMT-B, consiste en 25 cercles numérotés de 1 à 13 et lettrés de A à L, distribués aléatoirement sur une feuille de papier. Le participant doit relier les cercles avec un crayon, aussi rapidement que possible, mais en alternant les chiffres et les lettres, tous deux dans l'ordre croissant (i.e. 1, A, 2, B, 3, C, ...). Le choix de la fatigue mentale dépend de nombreux paramètres comme le type de participants, le niveau de fatigue voulu ou la faisabilité clinique. En effet, il semble difficile de mettre en place un protocole de fatigue mentale de plus d'une heure au sein d'un service gériatrique avec des patients âgés fragiles. Ainsi, les protocoles AX-CPT ou ceux qui durent plus de 60 min ne semblent pas adaptés pour une population âgée comme celle rencontrée lors de ce travail doctoral. Il semble donc

intéressant d'utiliser des protocoles de fatigue moins longs, où les exercices sont mixtes et font appel aux réponses inhibitrices puisqu'ils semblent plus efficaces pour induire de la fatigue mentale.

4.2.3. Mesure de la fatigue mentale

Le chapitre précédent a mis en lumière les différents protocoles de fatigue mentale, leurs avantages et leurs inconvénients notamment sur la durée du protocole parfois très longue. Ce paragraphe va illustrer les différentes mesures possibles pour s'assurer du niveau de fatigue du participant. La fatigue mentale est un phénomène complexe, difficile à percevoir puisqu'elle est influencée par de nombreux éléments comme l'environnement, le niveau de santé ou la capacité de récupération de l'individu. Il est donc difficile de mesurer objectivement un niveau de fatigue induit par un protocole. Différents outils de mesures se basant sur des paramètres psychologiques et physiologiques ont été développés pour déceler une fatigue mentale. Tout d'abord, un outil simple de mesure d'une fatigue mentale est la mesure auto-rapportée d'une fatigue perçue (RPF : Rate of perceived fatigue) que le participant donne à l'aide d'une échelle visuelle analogique (VAS-F : Visual Analog Scale) (Figure 20). Le participant donne un chiffre entre 1 et 10 en répondant à la question « Comment vous-sentez-vous fatigués ? », et où le chiffre 10 est le plus haut niveau de fatigue possible (Morris and Christie, 2020). Il existe également des auto-questionnaires de fatigue comme le POMS-SF (Short Form of the Profile of Mood States) (Behrens *et al.*, 2018; Boolani *et al.*, 2020), le NASA-TLX (NASA Task Load Index) (Hachard *et al.*, 2020; Varas-diaz, Kannan and Bhatt, 2020; Verschueren *et al.*, 2020) ou encore le « Mental and Physical State and Trait Energy and Fatigue scale » (Boolani *et al.*, 2020). Tous ces questionnaires se valent, mais le plus utilisé dans la littérature et finalement le plus simple est l'échelle VAS pour mesurer le RPF (Smith *et al.*, 2019) qui reste fiable pour quantifier une fatigue perçue (Lee, Hicks and Nino-Murcia, 1990). Cependant, les questionnaires restent des mesures auto-rapportées et dépendent fortement du ressenti du participant et de sa compréhension de l'échelle qui peut être améliorée avec de l'entraînement (Lee, Hicks and Nino-Murcia, 1990).

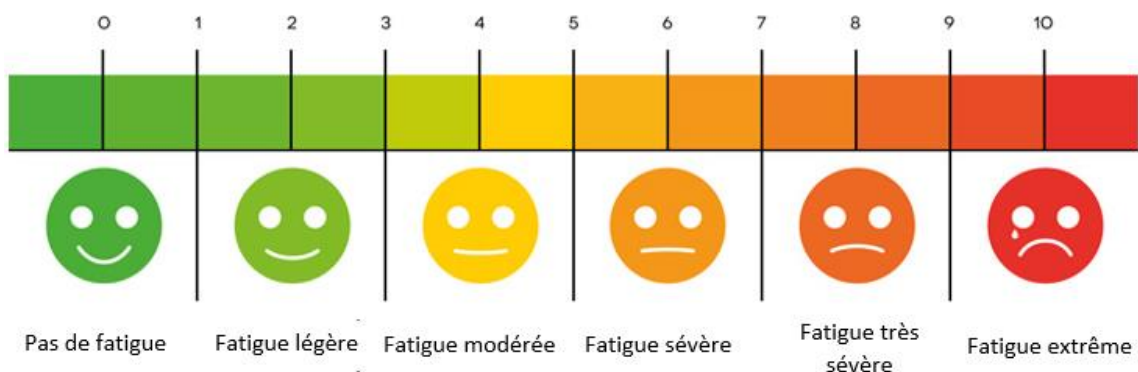


Figure 20 : échelle visuelle analogique de fatigue (VAS-F)

Au-delà des questionnaires auto-rapportés, des mesures plus objectives de la fatigue ont été développées parmi lesquelles la mesure EEG. Cette mesure est la méthode physiologique « gold standard » pour mesurer une fatigue mentale (Zhang and Yu, 2010; Tran *et al.*, 2020). Tran *et al.* (Tran *et al.*, 2020) rapportent que les changements de l'activité EEG sont associés à une fatigue mentale et constituent un biomarqueur prometteur notamment l'activité EEG des sites frontaux et centraux. Zhang *et al.* (Zhang and Yu, 2010) mesurent également la fatigue mentale avec de l'EEG et la variabilité de la fréquence cardiaque. Les beta-rythmes sont généralement considérés comme des ondes rapides, associés à l'augmentation de la vigilance, d'un état d'éveil et d'excitation. Dans cette étude, ces beta-rythmes ont montré un changement significatif après un long protocole de calcul mental. Autrement dit, après un protocole de fatigue mentale, les sujets perdent en vigilance. Souvent, les études mixent plusieurs outils de mesure pour se rendre compte d'un état de fatigue mentale. Par exemple, Ferreira Junior *et al.* (Ferreira Junior *et al.*, 2020) ont mesuré la fatigue mentale avec la variabilité de la fréquence cardiaque, la fatigue subjective à travers le VAS et le temps de réaction pris tout au long de leur protocole de fatigue qui était une tâche de STROOP incongruente. Finalement, pour une population âgée fragile, il semble intéressant de mesurer la fatigue à l'aide d'échelle subjective, mais de l'élargir à des mesures objectives simples comme le temps de réaction lors de l'exercice de fatigue. Cette mesure objective permet de ne pas se limiter qu'au ressenti subjectif du participant âgé ou à sa compréhension souvent limitée de l'échelle VAS.

4.2.4. Fatigue mentale et vieillissement

Les altérations cognitives liées au vieillissement, telles que la diminution des fonctions exécutives et l'attention réduite, peuvent rendre les personnes âgées plus vulnérables à la fatigue mentale. En conséquence, l'effet d'un protocole de fatigue mentale peut différer entre les personnes jeunes et les personnes âgées. Dans une méta-analyse, Brahms *et al.* (Brahms *et al.*, 2022) se sont questionnés sur un potentiel effet de l'âge et du vieillissement sur l'altération de l'équilibre après un protocole de fatigue mentale. Si Berhens *et al.* (Behrens *et al.*, 2018) avaient bien montré que l'avancée en âge exacerbe l'effet de la fatigue sur l'équilibre, cette méta-analyse ne l'a pas confirmé avec un effet non-significatif de l'âge sur l'équilibre après l'induction d'une fatigue mentale. Selon eux, des facteurs individuels comme les caractéristiques des participants ou les types de protocoles de fatigue différents entre les études ont pu masquer un potentiel effet de l'âge (Brahms *et al.*, 2022).

L'un des facteurs pouvant également nuancer l'effet de l'âge sur les performances cognitives et motrices après une fatigue est la motivation du participant et son niveau d'engagement durant le protocole, aussi bien sur la réalisation de la tâche de fatigue mentale afin d'être bien fatigué, mais aussi lors de l'évaluation des capacités fonctionnelles et cognitives en pré et post fatigue. D'ailleurs, il est possible que les personnes âgées s'engagent plus que les adultes plus jeunes lors des évaluations

afin d'obtenir de bons résultats cliniques. En revanche, face à un protocole de fatigue, les personnes âgées auraient tendance à moins se surpasser et à ne pas s'engager pleinement jusqu'au bout. D'ailleurs, Morris et Christie (Morris and Christie, 2020) ont montré que les personnes jeunes atteignent des plus hauts niveaux de fatigue que des personnes âgées pour un même protocole de fatigue. Une autre étude (Arnau *et al.*, 2017) a également comparé les performances cognitives lors d'un test de fatigue mentale de 3 h. Si les performances cognitives durant la tâche de fatigue mentale ont diminué avec un plus haut niveau de fatigue et de démotivation reporté par les participants au cours du protocole, aucune différence significative entre les participants jeunes et âgés n'a été montrée. Cependant, il est important de noter que certains facteurs motivationnels ont pu moduler cet effet de l'âge sur le niveau de fatigue. En effet, il est possible que les participants plus âgés puissent avoir une plus grande motivation lors de l'évaluation et s'engagent plus dans la réussite des différentes tâches demandées. A l'inverse, les participants plus jeunes semblent moins motivés en raison de l'ennui provoqué par certaines tâches de fatigue et de la monotonie du protocole (Arnau *et al.*, 2017). Ces différences d'engagement et de motivation selon l'âge pourraient favoriser le fait que les participants âgés soient plus impactés par les protocoles de fatigue mentale, comme en témoignent les mesures électrophysiologiques obtenues à partir des signaux EEG, qui varient significativement entre les groupes d'âge (Arnau *et al.*, 2017). Vers la fin du protocole de fatigue, les modulations de la puissance frontale thêta devient plus large chez les personnes âgées que chez les plus jeunes ce qui suggère un déploiement d'un mécanisme compensatoire pour contrer la fatigue que les jeunes n'ont pas (Arnau *et al.*, 2017). L'impact de la fatigue mentale sur les fonctions neuromusculaires devrait être différent entre les personnes âgées et les jeunes notamment à cause de l'effet de l'âge sur les fonctions neuromusculaires et cognitives. Une étude (Morris and Christie, 2020) a validé cette hypothèse en mesurant des paramètres neuromusculaires avant et après un protocole de 20 min de fatigue mentale. La force maximale a diminué après la fatigue mentale ($p=0.02$) mais sans différence significative entre les groupes d'âge ($p=0.32$). La mesure des paramètres neuromusculaires périphériques (la propriété contractile des muscles mesurée par l'onde M) ne change pas après la fatigue ($p>.09$) suggérant que les changements dans la production de la force (force maximale) avec la fatigue mentale sont plutôt dus aux mécanismes supra spinaux que périphériques puisque ces derniers ne sont pas altérés après la fatigue mentale (Morris and Christie, 2020).

Il est donc important de considérer l'âge comme un facteur potentiel des effets de la fatigue mentale sur les fonctions cognitives et neuromusculaires. Les personnes âgées peuvent être plus vulnérables à la fatigue mentale, mais peuvent être capables de maintenir les performances cognitives avec une motivation suffisante. Les effets de la fatigue mentale sur les fonctions neuromusculaires peuvent aussi être similaires entre les groupes d'âge, mais les mécanismes sous-jacents peuvent

différer. Même si les personnes âgées ont des fonctions cognitives restreintes par rapport à une population plus jeune et que la fatigue mentale peut entraîner une diminution de ces fonctions cognitives à travers une diminution de la concentration, de l'attention, des fonctions exécutives telles que la flexibilité cognitive ou la planification, ce n'est pas pour autant que l'effet de la fatigue chez les personnes âgées va être différente que chez une population plus jeune en raison de stratégies compensatoires qu'elles arrivent à mettre en place pour contrer les effets du vieillissement.

4.3. Fatigue neuromusculaire

4.3.1. Définitions et effets de la fatigue neuromusculaire

La fatigue neuromusculaire comprend des aspects périphériques situés en aval de la jonction neuromusculaire (**fatigue périphérique**) et des aspects centraux situés en amont de cette jonction au niveau spinal et supra-spinal (**fatigue centrale**) (Enoka and Duchateau, 2016) (Figure 21). Pour bien comprendre les effets du vieillissement sur cette fatigue, il est d'abord important de connaître les mécanismes qui sont impliqués dans la fatigue neuromusculaire et c'est ce qui va être détaillé dans cette partie.

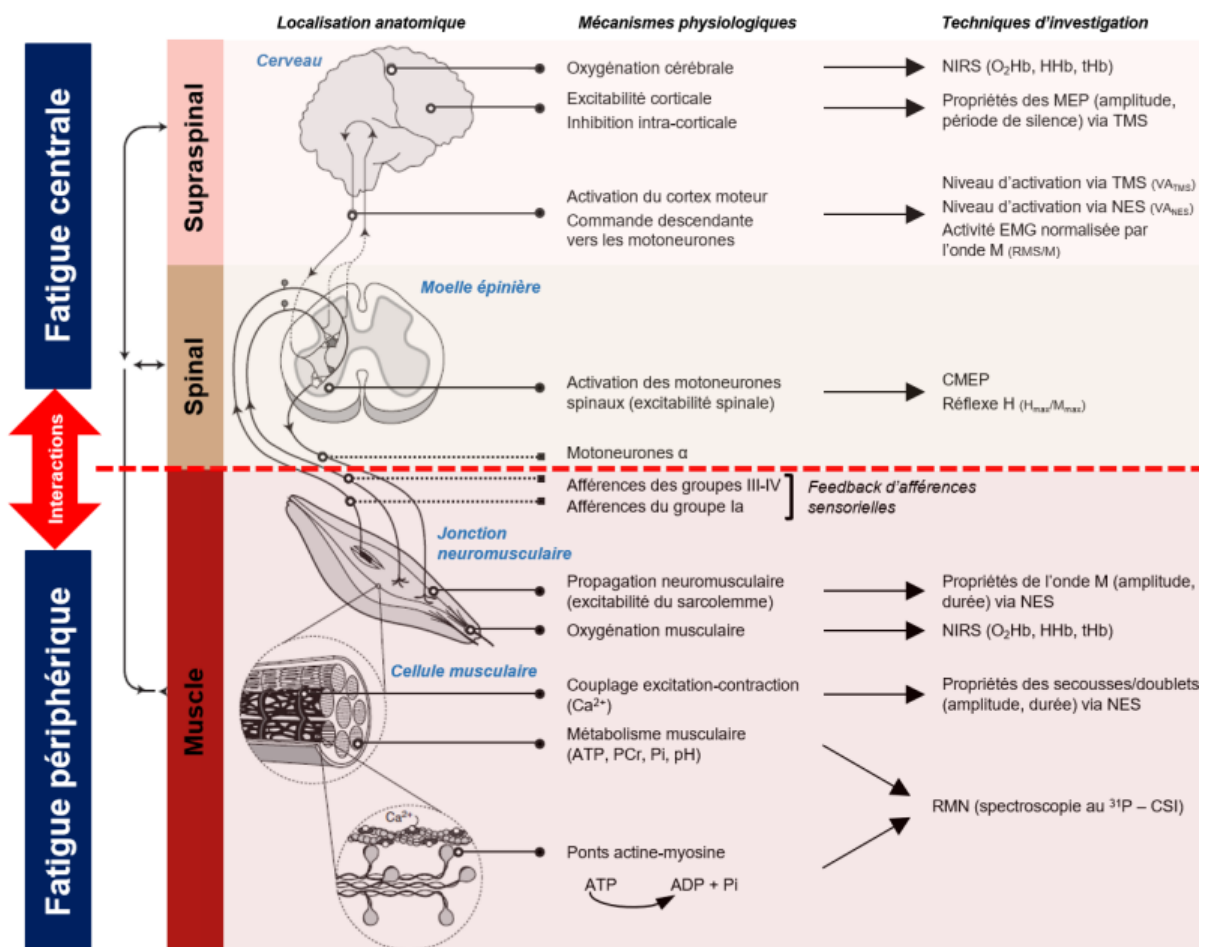


Figure 21: Principaux mécanismes centraux et périphériques pouvant être impliqués dans la fatigue neuromusculaire et techniques d'investigations associés. Figure tirée de la thèse de Flavio Da Silva.

4.3.1.1. Fatigue centrale

La fatigue centrale (ou nerveuse) peut être définie comme étant la « diminution progressive de l'activation musculaire volontaire au cours d'un exercice » (Gandevia, 2001). Elle peut être la conséquence de changements ayant lieu au **niveau supra spinal** conduisant à une incapacité à stimuler de façon adéquate les motoneurones α et/ou au **niveau spinal** via l'altération de l'excitabilité de ces motoneurones (Gandevia, 2001; Taylor and Gandevia, 2007) (Figure 21). L'ampleur des altérations de la fatigue centrale est dépendante des caractéristiques de la tâche comme l'intensité de l'exercice de fatigue, sa durée, le groupe musculaire fatigué, le mode de contraction ou l'ampleur de la chute de la MVC (contraction maximale volontaire). Les mécanismes supra spinaux incluent des altérations de l'excitabilité du cortex moteur (i.e., de la capacité à générer un influx nerveux) ou de la force des connexions corticales avec les motoneurones (Figure 21) (Gandevia, 2001; Tyagi and Mehta, 2021). Ces mécanismes pourraient être accentués par différents facteurs comme la diminution de l'oxygénation cérébrale observée à l'exercice (Nielsen *et al.*, 1999; Amann *et al.*, 2007; Thomas and Stephane, 2008; Urquhart *et al.*, 2019) qui pourrait altérer le fonctionnement des neurones cérébraux en réduisant l'apport en glucose. Les mécanismes spinaux incluent des altérations de l'excitabilité des motoneurones α et/ou de leurs propriétés intrinsèques (Gandevia, 2001; Tornero-Aguilera *et al.*, 2022). La répétition de la sollicitation des motoneurones α au cours de l'exercice pourrait altérer l'excitabilité spinale (Carroll, Taylor and Gandevia, 2017).

4.3.1.2. Fatigue périphérique

La fatigue périphérique (ou musculaire) se caractérise par une diminution des capacités intrinsèques de production de force des fibres musculaires résultant d'altérations situées en aval de la jonction neuromusculaire (Figure 21) (Gandevia *et al.*, 1996; Allen, 2009; Wan *et al.*, 2017). Les mécanismes sous-jacents à la fatigue périphérique sont les **altérations de l'excitabilité membranaire**, du couplage **excitation-contraction** ou encore des **propriétés structurales des fibres musculaires**. **L'altération de l'excitabilité membranaire** en condition de fatigue reflète des altérations au niveau des transmissions neuromusculaires et de la propagation des potentiels d'action qui serait liée à la modification des flux ioniques en sodium (Na^+), potassium (K^+) et chlorure (Cl^-) (McKenna, Bangsbo and Renaud, 2008; Macintosh, Holash and Renaud, 2012).

L'altération au niveau du couplage excitation-contraction observée en condition de fatigue implique des perturbations de la libération et/ou de la recapture des ions Ca^{2+} au niveau des réticulums sarcoplasmiques. Ces perturbations sont principalement causées par des changements métaboliques intramusculaires induits à l'exercice et par une augmentation de l'ion phosphate inorganique (Pi) qui est considéré comme la cause principale des altérations du couplage excitation-contraction à l'exercice de fatigue (Allen, 2009; Wan *et al.*, 2017). En condition normale, le rôle du

Ca²⁺ est fondamental dans la production de force car il permet la libération des sites de fixation des têtes de myosine sur les filaments d'actine en se liant à la troponine C du complexe troponine-tropomyosine (Ashley, Mulligan and Trevor, 1991). En condition de fatigue, une moindre concentration en Ca²⁺ dans la cellule musculaire peut expliquer la diminution de la force produite au niveau de chaque pont actine-myosine (Tupling, 2004; Macintosh, Holash and Renaud, 2012).

Enfin, **l'altération des propriétés structurales des fibres musculaires** peut également contribuer de façon importante à la diminution des capacités intrinsèques du muscle à produire une force (Allen, 2009; Place *et al.*, 2010). Ces dommages au niveau de la structure des muscles semblent principalement s'observer à la suite d'exercices excentriques (Newham *et al.*, 1983; Lacourpaille *et al.*, 2014). Newham *et al.* (1983a) (Newham *et al.*, 1983) ont démontré la présence d'altérations des lignes Z dans la structure des myofibrilles après la répétition de contractions excentriques. Les altérations structurales induites par l'exercice excentrique pourraient ainsi contribuer au développement de la fatigue périphérique. Finalement, les effets de la fatigue musculaire, comme pour la fatigue mentale, sont nombreux puisque les origines de cette fatigue peuvent être multiples. De nombreuses études (Bruniera, Rogério and Rodacki, 2013) ont montré que la fatigue, peu importe la région musculaire fatiguée (hanche, genou, cheville...), altérerait la stabilité posturale et les performances d'équilibre notamment le déplacement antéro-postérieur et médio-latéral du centre de pression dans des tâches d'équilibres (Bruniera, Rogério and Rodacki, 2013). Les effets de la fatigue sur les performances d'équilibres peuvent être expliqués par (Enoka and Duchateau, 2008; Thedon *et al.*, 2011) toutes les altérations citées précédemment comme une altération du système neuromusculaire et de la proprioception (muscles, tendon, articulation et récepteurs cutanés) empêchant alors le système de répondre rapidement à une perturbation (fatigue périphérique), une intégration inadéquate des informations sensorielles qui modifie le schéma corporel ou une déficience du contrôle neuromusculaire et donc des réponses motrices qui détériorent la qualité de la contraction musculaire (i.e. une excitabilité musculaire diminuée par le potentiel d'action réduisant la vitesse de propagation du signal moteur) (fatigue centrale) (Enoka and Duchateau, 2008). Aussi, il a été montré qu'une fatigue induite au niveau des membres inférieurs (hanche, genou, cheville) altérerait la marche et les paramètres spatio-temporels et cinématiques avec une augmentation de la variabilité de ces paramètres (Helbostad *et al.*, 2007).

4.3.1.3. Lien entre fatigue périphérique et fatigue centrale

Si l'origine de la fatigue est différente entre la fatigue périphérique et la fatigue centrale, les mécanismes qui composent ces deux types de fatigue s'influencent mutuellement (McMorris *et al.*, 2018). Un certain nombre d'études montrent que pour prévenir une défaillance au niveau des muscles locomoteurs, le système nerveux central surveille l'environnement intramusculaire par l'intermédiaire

des afférences III/IV provenant de la périphérie (Blain *et al.*, 2016). En plus des feedbacks provenant de la périphérie, d'autres interactions entre la composante centrale et périphérique ont pu être recensées. Une limitation de la commande motrice pourrait également résulter de *feedforwards* neuronaux, ou rétroaction anticipée, et notamment de décharges corollaires associées à la commande motrice centrale. Le concept de la tolérance sensorielle limite suggère qu'il existerait un seuil sensoriel qui, une fois atteint, limiterait l'exercice (Gandevia, 2001). L'arrêt de l'effort surviendrait lorsqu'un niveau fini de stimulations sensorielles serait atteint à partir des afférences musculaires des muscles directement impliqués (e.g., muscle de la jambe lors de la course à pied) ou indirectement impliqués (e.g., muscles respiratoires) dans l'effort, mais également à partir des décharges corollaires résultant de l'activation du cortex moteur (De Morree, Klein and Marcora, 2012).

Il existe aujourd'hui un grand nombre de théories visant à expliquer et à modéliser les phénomènes de fatigue et les interactions entre les processus périphériques et centraux comme la théorie du gouverneur central (Noakes, St. Clair Gibson and Lambert, 2004), la théorie du seuil de fatigue périphérique (Amann *et al.*, 2011), le modèle psychobiologique (Marcora, Staiano and Manning, 2009), le modèle de la chasse d'eau (Millet, 2011) ou encore le modèle intéroceptif de la régulation de la commande motrice centrale (McMorris *et al.*, 2018). Ces différents modèles de fatigue, bien qu'étant différents sur certains points, partagent tout de même l'idée que la fatigue centrale et la fatigue périphérique seraient étroitement liées. Au regard de cette littérature, il semble important de prendre en compte les différents aspects de la fatigue et ses différentes origines qui s'influencent mutuellement. Pour connaître l'origine précise de la fatigue, il est possible d'utiliser des méthodes qui détectent l'origine de la fatigue par élimination en déterminant le ou les sites impliqués dans l'altération de la production de force maximale. A titre d'exemple, on peut comparer une baisse de force en faisant une contraction maximale volontaire et une contraction musculaire de type réflexe (donc qui n'est pas commandée par le cerveau) avant et après un exercice fatigant. Ainsi, si une perte de force est présente pour la contraction maximale volontaire après avoir effectué l'exercice et on ne constate aucune diminution de la force produite lors de la contraction réflexe entre la mesure avant et la mesure après l'exercice, on peut en déduire que la fatigue est essentiellement supra-spinale (donc de type central et au niveau de la commande du cerveau). De la même manière, si on observe une fatigue lors de la MVC et que la perte de force est la même lors de la contraction engendrée par une stimulation qui va impliquer une contraction par voie réflexe générée au niveau de la moelle épinière, cela veut dire que la fatigue est essentiellement périphérique. Cependant, ces travaux de thèse ne se sont pas intéressés aux différentes origines de la fatigue, qu'elle soit périphérique ou centrale, et la suite des paragraphes ne feront plus la distinction entre ces deux types de fatigue qui sont étroitement liées.

4.3.2. Protocoles de fatigue

Comme pour la fatigue mentale, il existe différents protocoles pour induire de la fatigue neuromusculaire. Certains protocoles de fatigue consistent en des répétitions de contractions volontaires du muscle en utilisant des dynamomètres ou ergomètres isocinétiques (Bellew and Fenter, 2006; Lin *et al.*, 2009) (Figure 22). La durée de ces protocoles dépend du critère de fin. Par exemple, le critère peut être basé sur un nombre prédéfini et fixe de répétitions de mouvement, un temps spécifique où le participant doit effectuer un maximum de répétitions, ou encore le moment où une perte de force est observée. Si le critère choisi est un temps ou un nombre de répétitions fixe pour tous les participants, la fatigue induite ne sera pas la même et dépendra de la capacité physique de chaque individu. En revanche, si l'objectif est d'obtenir un niveau de fatigue relativement similaire entre tous les participants, il est préférable de normaliser l'un des paramètres, tel qu'une charge additionnelle normalisée par le poids corporel, lors de répétitions fixes de mouvements. Dans la même idée d'uniformiser le niveau de fatigue induit, Wikstrom et al (Wikstrom, Powers and Tillman, 2004) ont demandé aux participants de réaliser des contractions concentriques répétées sur un mouvement de flexion plantaire et flexion dorsale jusqu'à ce que leur force diminue de 50 % entre le début et la fin du protocole de fatigue.

Certaines études utilisent des protocoles de fatigue neuromusculaire où le participant est poussé à continuer jusqu'à l'épuisement total, sans mesurer spécifiquement la diminution de force. Cependant, ce type de protocole présente des inconvénients, notamment le fort impact de la motivation et de l'engagement personnel de l'individu pour aller au bout de ses capacités. Ce type de protocole peut être plus adapté à une population jeune, active et sportive qui est habituée à des efforts intenses et qui possède une motivation intrinsèque élevée. Ces individus sont souvent plus enclins à pousser leurs limites et à s'engager pleinement dans l'exercice. En revanche, pour une population âgée fragile, qui peut présenter une apathie et une motivation réduite, ce type de protocole peut être moins approprié. Les personnes âgées fragiles ont souvent des capacités physiques réduites et peuvent être moins enclines à aller dans leurs retranchements. Il est donc important d'adapter les protocoles de fatigue neuromusculaire pour tenir compte des capacités, des motivations et des limites propres à cette population.

Les protocoles peuvent aussi changer sur la consigne des mouvements et la force, puissance et vitesse d'exécution lors des répétitions. Souvent, le niveau de force demandé lors des répétitions se base sur une mesure de force maximale (MVC : force maximale volontaire) réalisée en amont du protocole. Sur un protocole de fatigue des quadriceps ou ischiojambiers, la flexion ou extension de genou peut varier de 25 à 65 % de la MVC par exemple. La vitesse d'exécution des mouvements peut varier également de 45 à 180°/s selon les protocoles. Ces différentes consignes peuvent avoir un

impact sur le niveau de fatigue induit et cette diversité des protocoles peut parfois rendre la comparaison entre les études compliquées.



Figure 22: Ergomètre isocinétique BIODEX et protocole de flexion et extension de l'articulation du genou.

La fatigue musculaire utilisant des dynamomètres ou ergomètres isocinétiques est souvent induite unilatéralement (qu'un seul membre est fatigué). Un protocole de fatigue unilatérale a pour inconvénient de ne fatiguer qu'un seul côté et donc de provoquer, après le protocole de fatigue, une marche asymétrique (Arvin *et al.*, 2015). Il est donc difficile de se rendre compte du réel impact de la fatigue sur la marche lorsqu'un protocole de fatigue unilatérale a été utilisé.

Une fatigue bilatérale peut être réalisée à travers un protocole de fatigue utilisant une répétition de levers de chaise (Sit-to-stand : STS) à poids du corps ou chargée suivant le % du poids du corps de la personne (Petrella *et al.*, 2005; Helbostad *et al.*, 2007). Sur les protocoles de fatigue STS, les consignes données aux participants et le nombre de répétitions peuvent aussi changer. Par exemple, Petrella *et al.* (Petrella *et al.*, 2005) ont fixé le nombre de répétition de levers de chaise à 10 quand Helbostad *et al.* (Helbostad *et al.*, 2007) demandent aux participants de réaliser le protocole jusqu'à ne plus pouvoir continuer. Les groupes musculaires varient aussi en fonction des protocoles où les études peuvent ne fatiguer que les fléchisseurs et/ou extenseurs du genou (Bellew and Fenter, 2006), les adducteurs et/ou abducteurs de hanche ou alors fatiguer plus généralement le membre inférieur comme pour les STS par exemple (Petrella *et al.*, 2005; Helbostad *et al.*, 2007). L'avantage du STS est qu'il est un mouvement de la vie quotidienne, comme s'asseoir à table par exemple. L'effet d'apprentissage du mouvement est donc fortement réduit puisqu'il est très régulièrement pratiqué. Aussi, ce mouvement de STS n'isole pas qu'un seul groupe musculaire et permet donc de fatiguer l'ensemble du membre inférieur ce qui est intéressant lors d'études sur l'effet d'une fatigue sur des mouvements qui sollicitent différents groupes musculaires comme la marche par exemple.

Les types de contractions des protocoles de fatigue peuvent aussi changer. En effet, les contractions et les mouvements peuvent être réalisés en isométrique ou non (mouvement statique), en isocinétique (en gardant la même vitesse d'exécution au cours du mouvement), en concentrique (en raccourcissant le muscle lors de la contraction) ou en excentrique (en allongeant le muscle). Toutes

ces conditions ne sont pas exclusives et peuvent être couplées puisqu'un exercice de fatigue sur vélo par exemple est à la fois non-isométrique et concentrique. Les protocoles de fatigue musculaire peuvent aussi être basés sur la stimulation électrique où les contractions musculaires ne sont plus volontaires mais forcées par des répétitions de signaux électriques. Différentes combinaisons peuvent être choisies en faisant varier la fréquence et la durée de la stimulation. Par exemple, Kesar et al (Kesar and Binder-macleod, 2006) ont comparé 3 protocoles de fatigue : le premier protocole utilise des longues impulsions électriques ($600 \mu\text{s}$) en basse fréquence ($11.5 \pm 1.2 \text{ Hz}$), le deuxième protocole se base sur des fréquences et durées d'impulsions moyennes (respectivement 30 Hz et $150 \pm 21 \mu\text{s}$) tandis que le troisième protocole se fait en haute fréquence (60 Hz) avec une petite durée d'impulsion électrique ($131 \pm 24 \mu\text{s}$).

4.3.3. Mesure de la fatigue musculaire

La fatigue musculaire peut être mesurée avec des outils et des marqueurs différents. La mesure la plus utilisée, et certainement la plus simple pour qualifier une fatigue musculaire, est le déclin et le changement de la force mécanique, de la puissance ou de la MVC au cours des protocoles de fatigue isocinétique ou isométrique par exemple. Ceci est connu comme étant "la manifestation mécanique de la fatigue musculaire" et peut être défini comme « *un échec à maintenir la force ou la puissance demandée* » (Edwards, 1981), « *un état temporaire de diminution des capacités à performer à une certaine intensité* » ou « *une réduction dans la capacité à générer une force ou une puissance maximale causée par un exercice de fatigue* » (Figure 23) (Vollestad, 1997). Les échelles de fatigue et d'efforts perçus, comme l'échelle de Borg (6-20) ou Borg modifié (1-10) (Tableau 2) ou la VAS-F (Figure 20), sont aussi largement utilisés (Granacher *et al.*, 2010).

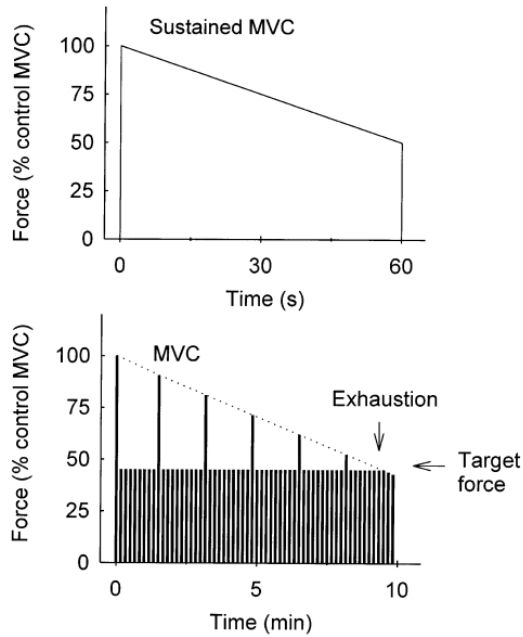


Figure 23: Représentation schématique d'un protocole de fatigue musculaire basé sur des contractions répétées à 45% de la MVC. La fatigue est mesurée à travers la diminution progressive des MVC que le sujet réalise toutes les 1min40 (Vollestad, 1997)

Tableau 2: Mesure de l'effort perçu avec l'échelle originale de Borg (6-20) et l'échelle de Borg modifiée (1-10).

Borg 6-20 original	Borg 1-10 modifié	Intensité	Exemple d'activité
6			
7	1		
8			
9	2	Faible	▪ Marche lente (<5km/h) ▪ Promener son chien
10			
11	3		
12			
13	4		
14			
15	5	Modéré	▪ Marche de 5 à 6,5km/h ▪ Jardinage léger ▪ Nage de loisir
16	6		
17	7	Elevé	▪ Course de 8 à 9km/h ▪ Vélo à 20km/h
18	8		
19	9		▪ Activité sportive intense
20	10	Très élevé	▪ Course de 9 à 16 km/h ▪ Vélo >25km/h

La fatigue musculaire peut également être mesurée et estimée à partir des signaux EMG (Ostojic *et al.*, 2009). En effet, les électrodes EMG permettent de récupérer les signaux myoélectriques au cours du mouvement en temps réel. Malgré les limitations de l'EMG qui sont que les signaux dépendent fortement du positionnement des électrodes et de l'influence des muscles voisins à ceux

réellement étudiés, les avantages de monitorer la fatigue avec l'EMG sont nombreux (Ostojic *et al.*, 2009). Cette méthode est non-invasive, les électrodes permettent un monitoring de la fatigue et une mesure objective en temps réel, un muscle précis peut être étudié sur de la fatigue et les signaux EMGs sont très fortement corrélés aux changements biochimiques et physiologiques qui apparaissent lors de la fatigue. Une revue de littérature (González-izal *et al.*, 2012) a mis en lumière les différentes techniques pour estimer la fatigue musculaire à travers l'évolution des signaux EMGs. Cependant, ces techniques ont parfois leurs limites, car la relation entre la perte de force musculaire ou de puissance (ie fatigue musculaire) ne se reflète pas toujours à travers un changements des signaux EMG (Sandiford *et al.*, 2023). En effet, plusieurs facteurs intra-individuels comme l'anatomie du muscle ou le taux de masse grasseuse peuvent affecter le signal et donc l'association entre le signal myoélectrique récupérer par les électrodes EMG et les variables mécaniques (force, puissance...).

D'autres techniques non-invasives peuvent être utilisées pour mesurer une fatigue musculaire comme la sonomyographie (SMG), la spectroscopie (NIRS) ou la mécano myographie (MMG) (Al-mulla, Sepulveda and Colley, 2011). La **SMG** utilise le principe des ultrasons pour détecter les changements structuraux et morphologiques des muscles. Ce principe commence à être utilisé dans la quantification d'une fatigue musculaire localisée en complément de l'EMG même si, pour l'instant, l'EMG est une méthode plus aboutie (Al-mulla, Sepulveda and Colley, 2011). La **NIRS** utilise la partie infrarouge du spectre électromagnétique pour mesurer les propriétés d'absorption de l'hémoglobine. En NIRS, les données d'absorption de la lumière par l'hémoglobine donnent un indice d'oxygénation ou de désoxygénation du sang dans les muscles. A 800 nm, la lumière est absorbée de la même manière par l'hémoglobine oxygénée et désoxygénée alors qu'à 760 nm, l'absorption se fait surtout par l'hémoglobine désoxygénée. Par conséquent, cette méthode peut être utilisée pour indiquer des changements d'oxygénation des muscles lors d'une fatigue (Taelman *et al.*, 2011). La **MMG** mesure le signal mécanique qui peut être observé à la surface d'un muscle en contraction, et enregistre les vibrations de ce muscle dès lors que les fibres musculaires se contractent. Il a été montré que les signaux MMG étaient capables de détecter l'action précise d'un muscle et pouvaient distinguer une fatigue centrale d'une fatigue périphérique. Dans une étude de validation des MMG pour mesurer la fatigue musculaire, Ioi et al (Ioi *et al.*, 2008) ont conclu que l'analyse MMG pouvait être couplée à de l'EMG pour mieux investiguer la fatigue et apporter des informations complémentaires sur une fatigue musculaire localisée. Les **biomarqueurs** peuvent également servir à mesurer et monitorer la fatigue musculaire. Les biomarqueurs les plus utilisés dans la fatigue musculaire sont l'acide lactique, la concentration de lactate dans le muscle et l'interleukine 6 (IL-6) (Finsterer, 2012).

Même si ces techniques ne sont pas invasives et représentent des mesures fiables et objectives de la fatigue, elles n'en demeurent pas moins assez lourdes en termes de matériels à disposer.

Finalement, les échelles de fatigue comme la VAS ou des RPF couplées à des mesures de MVC sont les techniques les moins coûteuses, les plus faciles et les plus utilisées pour mesurer une fatigue musculaire. C'est ce qui sera d'ailleurs utilisé dans le protocole de l'étude 4 de ce travail doctoral.

4.4. Les effets de la fatigue sur la marche

La fatigue est un phénomène complexe qui peut avoir un impact significatif sur la marche ou le contrôle postural. Lorsqu'une fatigue est induite, les changements au niveau du système neuromusculaire vont altérer la marche. Tout d'abord, la marche implique le contrôle musculaire par le système nerveux central avec une entrée proprioceptive, visuelle et vestibulaire. La fatigue peut causer de nombreux changements dans le processus de contrôle. En effet, elle affecte non seulement les muscles impliqués, mais aussi la capacité du système nerveux central à anticiper les facteurs de perturbations et de déstabilisation pendant la marche. Wilson et al (Wilson *et al.*, 2006) ont d'ailleurs étudié l'effet d'une fatigue neuromusculaire sur les stratégies de maintien d'un équilibre postural lorsqu'une perturbation est appliquée. Ils ont montré des stratégies différentes au niveau des angles articulaires et des couples articulaires pour maintenir l'équilibre avec une augmentation de la flexion plantaire de la cheville et du bas du dos avec la fatigue et une augmentation du couple extenseur de cheville, de hanche et du bas du dos avec la fatigue (Figure 24). Ces différentes stratégies peuvent s'expliquer par le fait que la fatigue affecte les fonctions sensorimotrices impliquées dans le maintien postural.

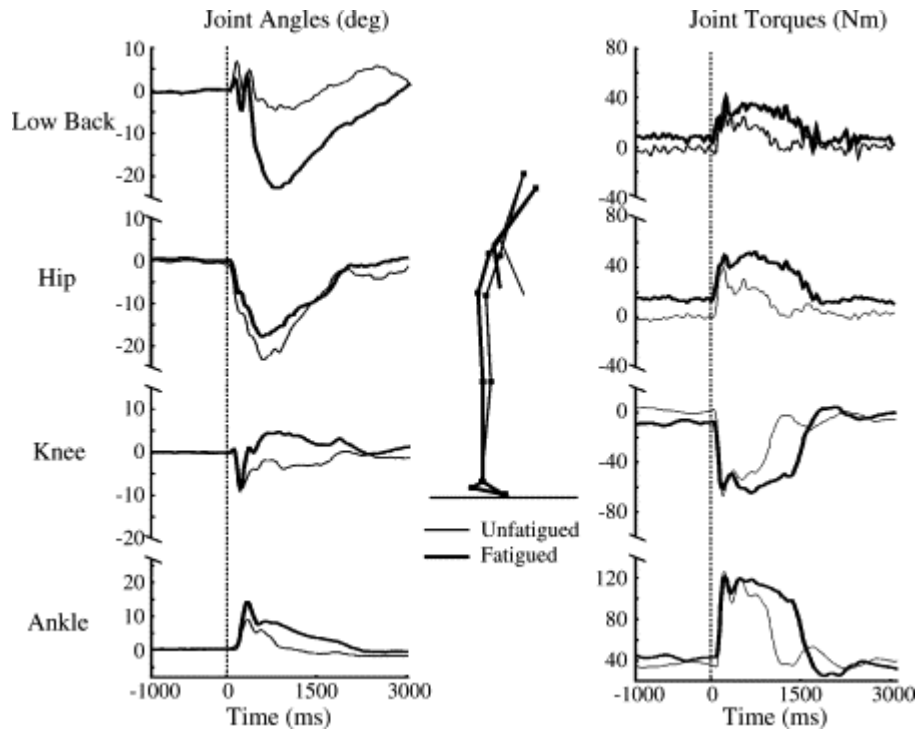


Figure 24 : Données représentatives des angles articulaires et des forces de couples articulaires lors d'un maintien postural avec et sans fatigue. Les valeurs positives indiquent un mouvement d'extension (par rapport à la position anatomique). Les graphiques des angles articulaires montrent des augmentations de la flexion plantaire de la cheville et du bas du dos avec la fatigue. Les graphiques des forces des couples articulaires montrent des augmentations de couples extenseurs de cheville, de hanche et du bas du dos avec la fatigue (Wilson *et al.*, 2006).

Cette altération de l'équilibre se reflète également lors de la marche où la stabilité dynamique de la marche est impactée en condition de fatigue. En effet, Yoshino *et al.* (Yoshino *et al.*, 2004) ont montré une augmentation du déplacement médio-latérale et verticale du centre de masse (diminution de l'équilibre postural dynamique). Cette étude a également montré une altération des paramètres de la marche avec la fatigue, notamment une augmentation du coefficient de variation du temps du cycle de marche. Ils concluent sur le fait qu'une fatigue neuromusculaire (au niveau du muscle tibialis antérieur) modifie le rythme de la marche, et que la vitesse de marche est réduite de manière à adopter une stratégie compensatoire face à la fatigue et à la faiblesse musculaire afin de maintenir au mieux un équilibre postural et de prévenir d'une chute potentielle (Yoshino *et al.*, 2004). Une autre étude partage également cette conclusion, puisqu'ils ont montré qu'après un protocole de fatigue avec des levers de chaise, les personnes âgées augmentaient la largeur de leur pas et augmentaient la variabilité des pas (Helbostad *et al.*, 2007). Ces changements dans la stratégie de marche suggèrent que la fatigue altère la stabilité dynamique et que les personnes adoptent une marche « sécurisée » pour se prévenir d'une altération de l'équilibre et d'une possible chute.

Ce dernier point est intéressant, car la fatigue pourrait être un moyen de mieux détecter des faiblesses fonctionnelles chez les personnes âgées, reflet d'un vieillissement pathologique. En effet, la

fatigue fait très nettement partie d'un vieillissement pathologique puisque c'est un élément central du cercle de déconditionnement.

Les personnes âgées peuvent rencontrer des troubles de l'équilibre et de la posture, une diminution de la vitesse de marche, un risque accru de chute en raison d'une fatigue musculaire des membres inférieurs (Hunter, Pereira and Keenan, 2016). Une étude récente s'est intéressée à la relation entre fatigue et fragilité, montrant que ces deux facteurs partagent plusieurs aspects (Figure 25). Ainsi, l'état de fragilité rendrait les individus plus sensibles à la fatigue, ce qui aurait un impact plus important sur la stabilité posturale et la marche en condition de fatigue. L'évaluation de l'effet de la fatigue sur la marche pourrait donc être un moyen de détecter et de caractériser la fragilité. Cependant, il est essentiel de s'assurer qu'une fatigue similaire est bien induite chez tous les participants, peu importe leur niveau de fragilité. Cette étape est cruciale, car sans cela, il serait impossible de conclure que les altérations de la marche ou de la stabilité posturale après la fatigue sont réellement causées par cet état de fatigue.

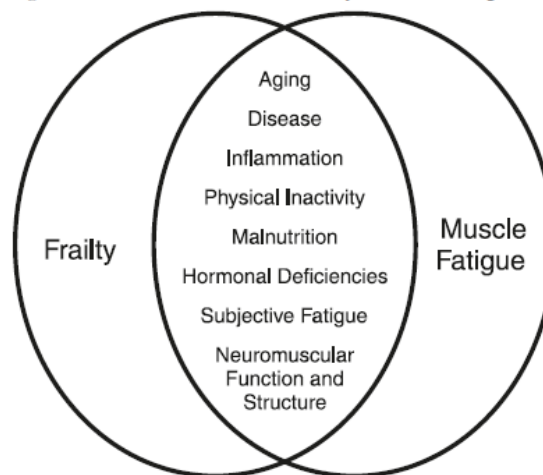


Figure 25: Facteurs associés à la fragilité et à la fatigue musculaire (Theou et al, 2008).

4.5. Fatigue et fatigabilité avec le vieillissement

Ce chapitre va donc faire état de la littérature sur le niveau de fatigue neuromusculaire avec le vieillissement. Comme mentionné dans les précédents chapitres, avec l'avancée en âge, les personnes âgées se plaignent davantage de fatigue. Cependant, la littérature est contradictoire quant à la résistance à la fatigue, définie comme le niveau de fatigabilité, avec l'avancée en âge. Une explication possible de ce manque de consensus est une éventuelle différence dans le niveau de capacités physiques des personnes et surtout une très forte variabilité dans les protocoles de fatigue. Par exemple, il a été constaté d'une fatigabilité accrue chez les sujets âgés par rapport aux jeunes adultes lors d'extensions dynamiques maximales du genou (Petrella *et al.*, 2005) alors que d'autres études ont trouvé un degré similaire de résistance à la fatigue chez les adultes jeunes et âgés lors de

contractions dynamiques (Laforest *et al.*, 1990; Lindström *et al.*, 1997). D'autres études ont montré que les personnes âgées sont moins sujettes à la fatigue que les jeunes adultes lors de contraction maximale volontaires (MVC) ou de contractions isométriques progressives à travers un pourcentage de diminution de la MVC moins important chez les personnes âgées que chez les personnes jeunes au cours du protocole de fatigue (Hunter, Critchlow and Enoka, 2004; Helbostad *et al.*, 2010). Ces résultats divergents peuvent avoir été influencés par plusieurs paramètres. Par exemple, le vieillissement est associé à des changements neuromusculaires et notamment vers une plus grande proportion de fibres musculaires de type I, caractérisées comme lentes et résistantes à la fatigue ce qui devrait améliorer la capacité d'endurance musculaire (Hunter, Pereira and Keenan, 2016)(Hunter, 2016). Aussi, le type de mesure de la fatigue peut influencer les résultats. En effet, il est important de noter que les personnes âgées ont moins de force que les plus jeunes ce qui se traduit donc par une valeur initiale de MVC plus faible (Figure 26) (Muller *et al.*, 2007). Or, si la valeur de la MVC est déjà faible, ces variations possibles vont donc être limitées ce qui pourrait expliquer que les personnes âgées montrent une plus faible diminution du pourcentage de MVC après un protocole de fatigue. Par conséquent, cette variation du pourcentage de MVC ne refléterait pas forcément le niveau de fatigue ou fatigabilité de la personne (Muller *et al.*, 2007).

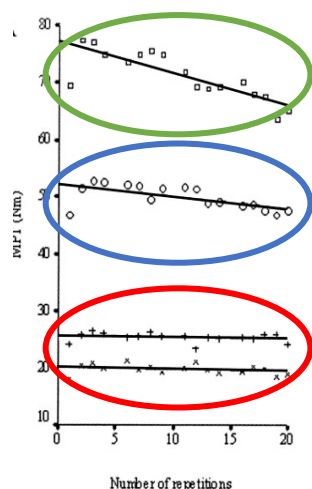


Figure 26: Evolution de la MPT (Maximum Peak Torque) sur 20 flexions plantaires chez des sujets jeunes (cercle vert, n=25), chez des sujets âgés sains (cercle bleu, n=28), chez des sujets âgés le jour de leur hospitalisation (T0) (cercle rouge, croix ++, n=43) et chez des sujets âgés à T0+1mois (cercle rouge, croix X, n=30) (Muller *et al.*, 2007).

Par conséquent, bien qu'il soit raisonnable de suggérer que la restructuration des unités motrices liée à l'âge puisse réduire la fatigabilité musculaire, les résultats variables des protocoles de fatigue ne permettent pas de généraliser que le vieillissement augmente la résistance relative à la fatigue musculaire. Les résultats dépendent finalement très fortement du protocole de fatigue et plus spécifiquement de l'intensité de la contraction (maximale ou sous-maximale), de la durée de la contraction (par intermittence ou en continu), du mode de contraction (isométrique, dynamique...), de l'index de fatigue utilisé (temps d'endurance, perte de force, perte de puissance) ou du type de

contraction (volontaire ou stimulé) comme mentionné précédemment (Allman and Rice, 2002). Malgré cette dépendance à la tâche, une difficulté supplémentaire dans l'évaluation de l'effet du vieillissement sur les mécanismes de fatigue associés peut exister car certaines des altérations liées à l'âge dans le système neuromusculaire représentent probablement des ajustements qui préservent la fonction, et il peut y avoir une compensation entre différents sites potentiels de défaillance qui se produit lors de la fatigue, où le stress supplémentaire sur un site entraîne une amélioration de la fonction à un autre endroit (Allman and Rice, 2002).

4.6. La fatigue et la double tâche

Dans cette thèse, l'hypothèse principale est que la fatigue peut accentuer les interférences en double tâche et, par conséquent, les effets de la double tâche sur la marche. Des études antérieures ont montré que les interférences en double tâche apparaissent lorsque les ressources cognitives attentionnelles sont dépassées, notamment les fonctions exécutives. La fatigue musculaire a été récemment associée à une dégradation des ressources cognitives attentionnelles (Stephenson *et al.*, 2019) et des fonctions exécutives (Allali *et al.*, 2019). Étant donné que la double tâche fait appel à ces fonctions qui sont altérées par la fatigue, il est logique de penser que la fatigue peut augmenter les interférences en double tâche en limitant l'attention et les ressources cognitives.

Des études ont montré que la fatigue mentale affecte les performances en double tâche, ralentissant les processus cognitifs, altérant les zones corticales du cerveau, diminuant les niveaux de neurotransmetteurs et affectant les fonctions cognitives impliquées dans la marche en double tâche (Lorist, Boksem and Ridderinkhof, 2005; Arnau *et al.*, 2017). Ces altérations entraînent de plus grandes interférences en double tâche, se manifestant par une augmentation du coefficient de variation des enjambées et d'autres modifications des paramètres de la marche (Dos Santos *et al.*, 2019). Dans cette même logique, Behrens *et al.* (Behrens *et al.*, 2018) ont montré que la fatigue mentale impactait les paramètres de la marche en condition de double tâche (coefficient de variation, longueur des pas, temps de double appuie) chez les personnes âgées, mais pas chez les jeunes adultes ce qui traduit aussi que l'effet de la fatigue mentale sur la double tâche est modulé avec le vieillissement.

La fatigue neuromusculaire influence également la marche, le contrôle postural et les fonctions cognitives telles que l'attention (Moore *et al.*, 2012). Des études ont montré que la fatigue musculaire altère les performances d'équilibre et de réactivité en double tâche chez les jeunes adultes. Les ressources cognitives sont alors davantage allouées à la tâche d'équilibre au détriment de la tâche de réactivité en conditions de fatigue par rapport à la condition de non-fatigue (Simoneau, Bégin and Teasdale, 2006). Granacher *et al.* (Granacher *et al.*, 2010) ont également montré qu'en condition de fatigue, les jeunes adultes s'amélioraient en performance cognitive au détriment de la marche alors

que Kao et al (Kao, Pierro and Booras, 2018) ont trouvé que la fatigue musculaire n'impactait pas les performances cognitives, mais altérait les performances motrices. Les résultats sont contradictoires mais mettent en lumière que l'effet de la fatigue sur les performances en double tâche peut varier selon les individus.

En effet, les effets de la fatigue sur les performances en double tâche peuvent varier d'un individu à l'autre, en fonction de facteurs tels que l'âge, le niveau de stress, la condition physique ou l'état de santé général. De plus, les effets de la fatigue sur la marche en double tâche peuvent varier en fonction du type de tâche supplémentaire qui est ajouté à la marche. Il est donc important de prendre en compte l'impact de la fatigue sur les performances en double tâche et sur la marche, en considérant la spécificité de chaque individu et les caractéristiques de la tâche supplémentaire. Cela permettra de mieux comprendre les effets de la fatigue sur la marche en double tâche et d'adapter les interventions cliniques en conséquence.

Pour conclure, la marche est un processus complexe qui nécessite la coordination de plusieurs systèmes corporels. La marche en double tâche ajoute une couche supplémentaire de complexité, car elle implique également la coordination de plusieurs fonctions cognitives. Cette coordination peut être altérée par la fatigue qui va limiter la capacité de ressources cognitives et qui va donc augmenter la complexité de la marche en double tâche. Ainsi, induire de la fatigue en situation de double tâche va augmenter la charge cognitive de cette dernière complexifier fortement la marche. Il sera donc possible, par cette complexification, d'observer davantage d'altérations des performances motrices et cognitives en double tâche.

Résumé Partie IV : Fatigue et vieillissement

La fatigue est un phénomène complexe et multifactoriel qui peut avoir des origines centrales et périphériques lorsqu'on parle de fatigue neuromusculaire (Enoka and Duchateau, 2016) ou être de type motivationnel et mental lorsqu'on fait référence à de la fatigue mentale. La fatigue dans sa globalité peut directement altérer les fonctions impliquées dans la marche, notamment les muscles et le système nerveux central, ce qui peut entraîner des modifications des paramètres biomécaniques lors de la marche.

Lorsque les fonctions clé, comme l'attention, sont limitées par la fatigue (Moore *et al.*, 2012), les interférences en double tâche peuvent augmenter. Cependant, les résultats de la littérature sont divergents quant aux effets de la fatigue sur les performances en double tâche. Ainsi, il reste des zones d'ombre et des questions à éclaircir concernant les effets spécifiques de la fatigue sur la marche en double tâche. C'est précisément l'un des objectifs de ces travaux de thèse que de fournir des résultats supplémentaires sur ce sujet.

Partie 2

Problématique et hypothèses

L'un des défis majeurs de notre société est la prévention des incapacités et de la dépendance liée à l'âge afin de développer une meilleure prise en charge de nos aînés et de les accompagner vers un modèle du Bien Vieillir avant un état accru de dépendance et d'institutionnalisation. Les nombreuses définitions de l'état de fragilité s'accordent sur le fait que c'est un état de pré-dépendance réversible, au cours duquel des actions correctives vers un vieillissement sain sont encore possibles. Ainsi, l'intérêt majeur est d'arriver à mettre en œuvre des actions d'identification des déclin des capacités fonctionnelles chez la personne âgée afin de cibler des stratégies de prévention efficace de la dépendance et c'est l'objectif principal de ces travaux de thèse. Ces travaux de thèse vont contribuer à comprendre comment les altérations cognitives et fonctionnelles chez la personne âgée interfèrent avec les capacités à répondre à une double tâche. Ils vont également contribuer à définir une méthodologie qui serait la plus discriminante pour repérer ces déclin cognitifs ou fonctionnels dans la population âgée. En vieillissant, les personnes âgées subissent de nombreux changements neuromusculaires et cognitifs, avec notamment une baisse des ressources cognitives et des fonctions exécutives. La littérature a montré que ces modifications fonctionnelles et cognitives entraînent chez le sujet âgé une altération de la biomécanique de la marche qui permet de repérer des risques de chute ou la fragilité. La double tâche, qui consiste à rajouter une tâche cognitive à l'action de marcher, permet de complexifier la marche en augmentant la demande en ressources cognitives. Dès lors que les ressources disponibles sont dépassées, au moins l'une des deux tâches va être altérée. Ainsi, la marche en double tâche pourrait altérer davantage les paramètres biomécaniques chez les personnes âgées dont les ressources cognitives sont limitées ce qui pourrait constituer un moyen d'identifier des déclin fonctionnels ou cognitifs chez cette population âgée à risque. Cependant, il existe de nombreuses tâches cognitives et de nombreux facteurs individuels qui peuvent influencer la marche en double tâche.

Une étude approfondie des effets de la charge cognitive sur la biomécanique de la marche en double tâche est essentielle. La littérature scientifique indique en effet que les adaptations réalisées par les personnes âgées lors de la marche sont fortement dépendantes de la charge cognitive que requiert la tâche. Par conséquent, comprendre ces nuances permettra de mieux cerner les difficultés spécifiques rencontrées par les personnes âgées et d'ajuster les interventions. Les facteurs individuels semblent également fortement influencer la biomécanique de la marche en double tâche. Chez les personnes âgées, l'âge, le sexe, le phénotype de fragilité ou l'historique de chute sont autant de paramètres qui vont interagir. Il semble donc important de mieux comprendre les effets de chacun de ces éléments sur la performance en double tâche. Enfin, l'état de fatigue des personnes âgées pourrait également influencer fortement la performance en double tâche. La double tâche nécessitant des actions motrices et cognitives, il semblait important de déterminer les effets de la fatigue mentale et

musculaire. Enfin, considérant que la double tâche implique simultanément des actions motrices et cognitives, l'état de fatigue des personnes âgées pourrait avoir une influence significative sur la performance en double tâche. De fait, la fatigue mentale et musculaire pourrait représenter une condition dans laquelle les personnes âgées fragiles se distinguent davantage de la population âgée, saine lors de la marche en double tâche. Ainsi, l'objectif clinique de ces travaux de thèse est d'optimiser les conditions de la double tâche afin de mieux discriminer les patients et d'individualiser les stratégies de prévention et d'intervention en fonction des réponses à la double tâche.

Dans ce contexte, **l'objectif principal de ce travail de thèse était de déterminer l'influence de la tâche cognitive, des facteurs individuels et de la fatigue sur la biomécanique de la marche en double tâche chez les personnes âgées.** L'hypothèse était que la tâche cognitive, les facteurs individuels et la fatigue qu'elle soit mentale ou musculaire, altérerait la biomécanique de la marche en double tâche en impactant les performances motrices avec notamment une baisse de la vitesse de marche due à une limitation des ressources cognitives. L'intérêt clinique de ces travaux de thèse est d'améliorer, à terme, la prévention et l'identification de la fragilité chez la personne âgée à travers la complexification de la marche en double tâche et des modifications qu'elle engendre sur les paramètres spatio-temporels et cinématiques de la marche.

Pour répondre à cette problématique, trois objectifs secondaires ont été abordés. Le premier objectif secondaire était d'évaluer les conséquences de diverses tâches cognitives supplémentaires sur la biomécanique de la marche chez les individus âgés. L'hypothèse était que les tâches arithmétiques seraient les tâches cognitives qui altéreraient le plus la biomécanique de la marche. La **deuxième étude** (étude 2) a permis de répondre à cet objectif. Quatre tâches cognitives différentes (décompte de 3 en 3, décompte de 7 en 7, fluence verbale, tâche de STROOP) ont donc été testées et leurs effets sur les paramètres spatio-temporels et cinématiques de la marche ont été mesurés et comparés entre les différentes tâches.

Le second objectif était de quantifier les effets des facteurs individuels tels que l'âge, le sexe, le phénotype de fragilité et l'historique de chute sur les performances cognitives et motrices lors de la marche en double tâche. L'hypothèse était que l'âge, le sexe, le phénotype de fragilité et l'historique de chute auraient un effet sur les performances cognitives et motrices avec une altération des performances en double tâche avec l'avancée en âge, la fragilité et l'historique de chute. La **troisième étude** (étude 3) a permis de tester cette hypothèse en quantifiant les effets de l'âge, du sexe, du phénotype de fragilité et de l'historique de chute sur l'altération des paramètres biomécaniques de la marche en double tâche.

Le dernier objectif était d'investiguer l'effet de la fatigue mentale et musculaire sur les performances en double tâche dans différentes populations (jeune, âgé sain et âgé fragile). Il a été posé comme hypothèse que la fatigue mentale et musculaire aurait un effet délétère sur les performances en double tâche et d'autant plus chez les personnes âgées fragiles. **Une quatrième étude** (étude 4) a donc été réalisée au cours de ces travaux de thèse pour répondre à ce dernier objectif.

Lors de ces trois études, les paramètres cinématiques ont été mesurés à l'aide d'un système inertiel. Le système inertiel offre de nombreux avantages par rapport aux systèmes optoélectroniques comme un gain de temps dans la mise en place du système, un coût moindre du système par rapport aux caméras optoélectroniques, un environnement d'acquisition plus écologique que l'espace restreint du système optoélectronique. Cependant, outre les nombreux avantages que le système inertiel offre par rapport aux systèmes optoélectroniques, sa fiabilité et reproductibilité de mesure doit être quantifiée. L'objectif de cette **première étude** (étude 1) était donc d'évaluer la fiabilité et la reproductibilité des mesures de ce système inertiel iSen en comparant ses performances au système optoélectronique (NaturalPoint, Corvallis, OR USA) défini comme référence. L'hypothèse était que ce système inertiel serait reproductible et fiable dans la mesure de la cinématique de la marche par rapport à un système optoélectronique. Cette validation a permis par la suite l'utilisation de ce système inertiel dans les études 2, 3 et 4 pour la mesure des paramètres cinématiques de la marche.

Partie 3

Méthodologie générale

I. Les sujets

Pour ces 4 études de thèse, le nombre de sujets nécessaires a été calculé à priori sur la base d'un calcul de puissance statistique à l'aide du logiciel GPower (version 3.1.9.4; Université de Kiel, Allemagne). Pour l'étude **1** concernant la validation du système inertiel, uniquement des sujets jeunes ont été recrutés. Pour les études **2, 3 et 4**, des personnes âgées ont été recrutées et divisées selon leur niveau de fragilité. Le groupe non-fragile (NF) des études **2, 3 et 4** est composé des personnes âgées qui n'avaient aucun des cinq critères de fragilité de Fried. Le groupe pré-fragile (PF) de l'étude **3** est composé de personnes âgées ayant un ou deux des cinq critères de Fried. Enfin, le groupe fragile (F) des études **3 et 4** sont des personnes âgées qui ont au moins trois des cinq critères de Fried. Un groupe de participants jeunes a également été inclus dans l'étude 4. Les caractéristiques des participants des quatre études mises en place sont représentées dans le Tableau 3 ci-dessous.

Tableau 3 : Caractéristiques des participants recrutés dans les différentes études expérimentales (moyenne +/- ET)

	Groupe	Nombre	Age (années)	Taille (cm)	Poids (kg)
Etude 1	Jeune	22	26+/-5.4	171.8+/-8.2	69.6+/-14.8
Etude 2	NF	38	77.5+/-6.5	163.6 +/-8.6	67.5 +/-15.3
Etude 3	NF	19	75+/-11.8	165.6+/-7	66.3+/-5.6
	PF	31	74.9+/-15	165.5+/-8.9	68.2+/-7.3
	F	16	77.2+/-14.9	166.6+/-9.3	71.1+/-4.7
Etude 4	Jeune	20	24.9 +/-3	172.7+/-9	68.6+/-10.1
	NF	20	75.8 +/-4.9	166.4+/-11.3	70.8+/-13
	F	19	81+/-4.7	162.9+/-7	70+/-12.4

Pour chacun des groupes (jeunes, NF, PF, F), les critères de non-inclusion étaient :

- Un handicap moteur ou sensoriel susceptible d'interférer avec la réalisation des tests
- Une perte sévère d'audition ou de vision, la présence de troubles psychiatriques majeurs (e.g., schizophrénie, épisode de dépression majeur, troubles bipolaires)
- La présence de troubles cognitifs évaluée par un MMSE ou MOCA inférieur à 24
- Un patient sous tutelle, sous curatelle ou sous sauvegarde de justice.

Ces quatre études ont été menées conformément à la Déclaration d'Helsinki révisée en 2013. L'étude **1** a été examinée et approuvée par le Comité Ethique Azuréen (CEA) et les études **2, 3 et 4** ont été examinées et approuvées par le Comité d'éthique pour la protection des personnes de la Méditerranée Sud-Est (n° 2015_A01188_41 pour l'étude **2 et 3** ; n° 2021-A00016-35 pour l'étude **4**).

II. Questionnaires

Dans ce travail doctoral, plusieurs questionnaires évaluant les capacités cognitives des participants ont été utilisés. Tout d'abord, le **MMSE** ou Mini-Mental State Examination a été utilisé dans l'étude 2 et consiste en une série de questions à réponses courtes ainsi que de quelques tâches simples à réaliser. Les éléments évalués sont regroupés en six sous-sections que sont : l'orientation, l'enregistrement, l'attention et le calcul, la rétention mnésique, le langage et la praxie de construction. Ce questionnaire évalue principalement les personnes souffrant d'une atteinte neurocognitive majeure comme la démence. Il présente également de bonnes qualités métrologiques (validité, fidélité test-retest, fidélité inter juges) (Folstein, 1975), sauf quand il s'agit d'évaluer des troubles cognitifs légers ou modérés où ses qualités métrologiques sont plus faibles. La cotation de l'évaluation se fait simultanément à la passation. L'évaluateur doit inscrire les réponses de la personne et les coter, un point pour une bonne réponse et zéro point pour une mauvaise réponse. Un score maximal de 30 points sera ainsi obtenu et les scores seuils sont ajustés selon le niveau d'éducation. Un score seuil de 23/30 reflète une potentielle atteinte cognitive alors qu'un score supérieur à 27 enlève cette hypothèse. En revanche, pour la personne ayant un score compris entre 24 et 26, il sera recommandé de procéder à une évaluation cognitive plus sensible aux atteintes plus légères ce qui peut être réalisé avec le **MOCA** (MOntréal Cognitive Assessment) (Hébert et al., 2011). Comme les participants recrutés lors de ce travail doctoral avaient peu de chance d'avoir des troubles cognitifs majeurs, il a été choisi d'utiliser le MOCA dans l'étude 4 et de le coupler au MMSE dans l'étude 2, afin de mieux s'adapter à la population d'intérêt et d'être plus sensible aux troubles légers à modérés, prévalent dans cette population.

Le MOCA a pour objectif essentiel le dépistage des personnes qui ont une atteinte neurocognitive légère à modérée. Il a été conçu, entre autres, pour contrôler l'effet plafond observé avec le MMSE (difficulté à dépister les personnes ayant une atteinte plus légère). Tout comme le MMSE, le MOCA est un questionnaire à réponses courtes incluant quelques tâches que doit accomplir la personne (Nassredine et al, 2005). Les éléments évalués sont regroupés en six sous-sections que sont : la mémoire à court terme, les habiletés visuospatiales, les fonctions exécutives, l'attention, la concentration, la mémoire de travail, le langage et l'orientation dans le temps et l'espace. Les épreuves qui y sont proposées sont souvent plus complexes que celles retrouvées dans le MMSE. Le MOCA comporte aussi de très bonnes qualités métrologiques que sont la sensibilité et la spécificité (Nasreddine et al., 2005). Tout comme le MMSE, la cotation de l'évaluation se fait simultanément à la passation et l'évaluateur doit inscrire les réponses de la personne et les coter, un point pour une bonne réponse et zéro point pour une réponse incorrecte. Un score maximal sur 30 points sera ainsi

obtenu. Le score peut être interprété de la manière suivante avec un sujet n'ayant pas d'atteinte neurocognitive lorsque le score est supérieur ou égale à 26, une atteinte légère pour un score entre 18 et 25, une atteinte modérée pour un score entre 10 et 17 et une atteinte sévère lorsque celui-ci est inférieur à 10.

Enfin, la **BREF** (Batterie Rapide d'Efficiency Frontale) (ou FAB en anglais), utilisé dans l'étude **3**, est un test neuropsychologique pour dépister la présence de troubles des fonctions exécutives (Dubois et al., 2000). Ce test est composé de 6 sous-parties et il évalue la **conceptualisation et le raisonnement abstrait** à travers l'épreuve des similitudes, **la flexibilité mentale** avec l'épreuve de fluence verbale, **la programmation motrice et le contrôle exécutif de l'action** avec l'épreuve de séquence motrice de luria, **la résistance à l'interférence** à travers l'épreuve de consignes conflictuelles, **le contrôle inhibiteur et l'autorégulation** avec la tâche de Go/NoGo et **l'autonomie environnementale** avec l'épreuve du comportement d'utilisation. Ce test est évalué sur 18 points et un résultat inférieur à 16 (ou 15 si le niveau d'éducation est faible) est considéré comme révélateur d'un trouble des fonctions exécutives.

D'autres questionnaires ont été utilisés dans ce travail de thèse pour l'étude **4** avec le MFI et l'IPAQ court. Le **MFI** (Multi-dimensionnal Fatigue Inventory) est un questionnaire de fatigue comportant 20 questions. Le MFI comporte cinq sous-échelles, chacune incluant quatre questions, pour évaluer la fatigue générale, la fatigue mentale, la réduction de la motivation, la fatigue physique et la réduction des activités. Le score est sur 20 et plus le score est haut, plus le score de fatigue est élevé. Enfin, **l'IPAQ court** (International Physical Activity Questionnaire) (Kim, Park and Kang, 2013) est un questionnaire de sept items qui évalue l'activité physique globale et le niveau de sédentarité durant les sept derniers jours. Le questionnaire permet de classer le sujet selon 3 niveaux d'activité : faible, modéré, élevé. Finalement, une synthèse des différents questionnaires utilisés dans chacune des quatre études est présentée (Tableau 4).

Tableau 4 : Les différents questionnaires (MMSE, MOCA, BREF, MFI et IPAQ) utilisé dans chacune des études.

	Etude 2	Etude 3	Etude 4
MMSE	X		
MOCA	X		X
BREF (ou FAB)		X	
MFI			X
IPAQ			X




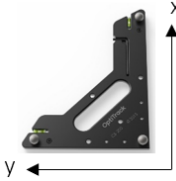
III. Equipements

Dans ce travail doctoral, plusieurs outils ont été utilisés, dont certains ont déjà été exposés dans le cadre théorique. Néanmoins, cette partie va exposer les outils et la manière spécifique dont ils ont été utilisés dans ce travail doctoral.

3.1. Le système opto-électronique

Ce système, comme expliqué dans le cadre théorique (2.2.2), est un outil de référence pour valider des systèmes inertiels (Giansanti and Maccioni, 2007). Ce système a donc été utilisé uniquement pour l'étude **1** pour valider le système inertiel utilisé dans les études **2, 3 et 4**. Comme expliqué dans la partie 2.2.2, ces systèmes de mesure utilisent la lumière infrarouge émise par des LEDs montées sur les caméras pour observer la position tridimensionnelle des marqueurs réfléchissants au cours du temps et ainsi calculer la cinématique du mouvement (Tableau 5). Dans ce travail doctoral, le système optoélectronique utilisé était composé de 9 caméras Optitrack Prime 13 (NaturalPoint, Inc. Oregon, Etats-Unis) couplés avec 32 marqueurs réfléchissants passifs de 16 mm avec une fréquence d'échantillonnage de 100 Hz. Une calibration dynamique des caméras et une calibration statique du sol sont nécessaires afin de « numériser » la salle dans le logiciel MOTIVE et de calibrer les caméras entre elles (Tableau 5). Les marqueurs ont été placés sur des repères anatomiques précis pour suivre les segments osseux selon le modèle de Rizzoli modifié (Leardini *et al.*, 2007) (Figure 27) (Tableau 6). Ce modèle comporte 30 marqueurs dont 2 ont été rajoutés au niveau des poignets.

Tableau 5: Inventaire du matériel OptiTrack

Suivi des mouvements du sujet	Capture du mouvement	Calibration dynamique des caméras	Calibration statique du sol
Marqueurs	Caméras infrarouges	Baguette de calibration en « T »	Equerre de calibration
			
<ul style="list-style-type: none"> • Fixés sur le sujet à l'aide de scotch double face • Constitués d'une tige et d'une sphère réfléchissante 	<ul style="list-style-type: none"> • Fixées sur un trépied ou au plafond • Délimitent la zone d'acquisition 	<ul style="list-style-type: none"> • Composée de 3 marqueurs disposés à des distances connues et fixées • A agiter dans la zone d'acquisition des caméras 	<ul style="list-style-type: none"> • Composée de 3 marqueurs (entre lesquels la distance est connue), formant un axe XYZ • A positionner sur le sol dans la zone d'acquisition

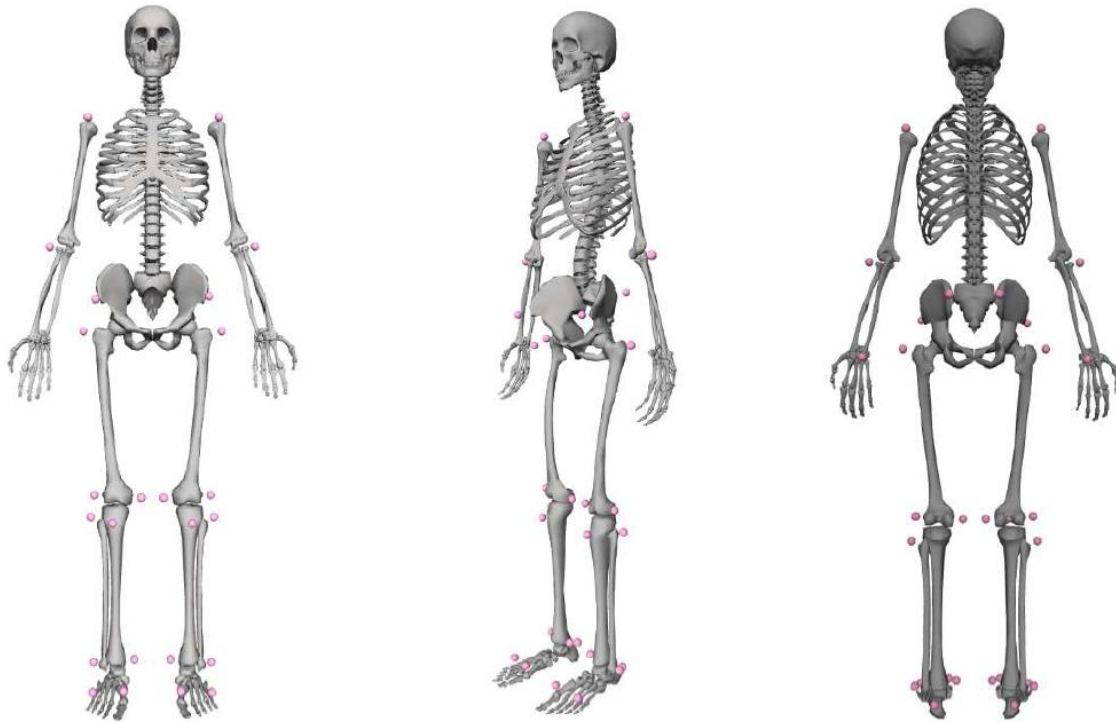


Figure 27: Localisation des 30 marqueurs anatomiques utilisés pour la cinématique des membres inférieurs selon le modèle de rizzoli modifié, visuel dans OpenSim (Leardini et al., 2007).

Une fois que la calibration de la salle est réalisée et que les marqueurs sont posés sur le participant, l'acquisition peut avoir lieu. Le suivi des mouvements du corps grâce aux capteurs est assuré par le logiciel MOTIVE de capture du mouvement. Les caméras sont branchées à un hub qui permet de les relier à l'ordinateur et au logiciel MOTIVE, qui permet de récupérer les données de l'acquisition puis de les analyser. Cependant, l'utilisation des données OptiTrack depuis le logiciel MOTIVE nécessite des étapes intermédiaires récapitulées en Figure 28.



Figure 28 : Etapes nécessaires à l'exploitation des données OptiTrack

Tableau 6 : Localisation des 30 repères anatomiques où sont placés les marqueurs selon le modèle de Rizzoli modifié (Leardini et al., 2007)(D : droit, G : gauche).

Segment	Abréviation	Disposition anatomique du marqueur
Epaule	RSHO/LSHO	Placé sur l'acromion (D/G)
Coude	RELB/LELB	Placé sur l'épicondyle (D/G)
Poignet	RWRIST/LWRIST	Placé sur l'apophyse styloïde de l'ulna (D/G)
Bassin	RASIS/LASIS	Placé sur l'épine iliaque antérosupérieure (D/G)
	RPSIS/LPSIS	Placé sur l'épine iliaque postéro-supérieure (D/G)
Fémur	RTHI/LTHI	Placé sur le grand trochanter (D/G)
	RKNEELAT/LKNEELAT	Placé sur l'épicondyle latéral du fémur (D/G)
	RKNEEMED/LKNEEMED	Placé sur l'épicondyle médial du fémur (D/G)
Tibia	RFIB/LFIB	Placé sur la tête fibulaire (D/G)
	RTIB/LTIB	Placé sur la tubérosité tibiale (D/G)
	RANKLELAT/LANKLELAT	Placé sur la malléole latérale (D/G)
	RANKLEMED/LANKLEMED	Placé sur la malléole médiale (D/G)
Pied	RHEEL/LHEEL	Placé sur le calcanéum(D/G)
	RTOELAT/LTOELAT	Placé sur la tête du cinquième métatarse (D/G)
	RTOEMED/LTOEMED	Placé sur la tête du premier métatarse

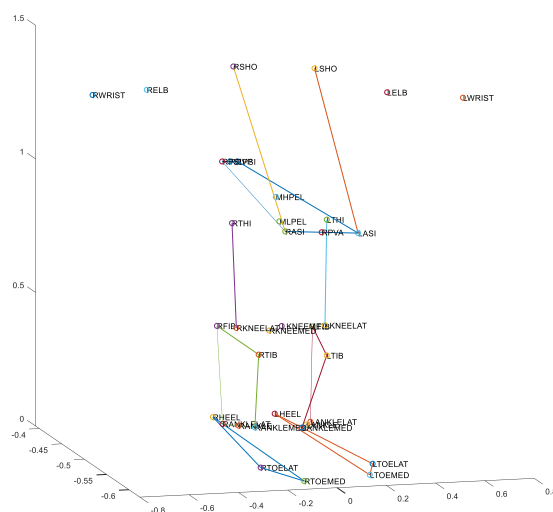


Figure 29: Modèle 3D du participant sur Matlab

Une fois l'acquisition enregistrée, il est nécessaire de traiter les fichiers .tak avec MOTIVE (Etape 1, Figure 28). En effet, il est possible que certains marqueurs placés sur le sujet ne soient pas détectés en continu par les caméras au cours des trois minutes d'acquisition. Le balancement naturel des bras lors de la marche peut par exemple cacher le marqueur du grand trochanter. Dans ce cas, une

interpolation cubique des données manquantes est appliquée sur MOTIVE. Il est ensuite nécessaire de labelliser les marqueurs, c'est-à-dire d'attribuer à chaque marqueur le nom lui correspondant, comme indiqué sur le Tableau 6. Cette labellisation permet d'exporter les fichiers .tak en fichier .c3d exploitables (Etape 2, Figure 28) via un algorithme MATLAB. Cet algorithme reprend le principe de la cinématique inverse et utilise les fichiers d'acquisitions statique (static.c3d) et dynamique ainsi que les mesures anthropométriques de chaque sujet (taille et poids) pour construire un modèle 3D du sujet grâce aux marqueurs (Figure 29). La cinématique inverse est une méthode qui calcule une configuration de mouvements articulaires des différents segments articulaires pour obtenir le positionnement désiré de l'articulation cible (Murphy *et al.*, 2018). A l'issue du calcul, il retourne un fichier .mot de données exploitables (Etape 3, Figure 28). Les angles de flexion/extension de la hanche et du genou ainsi que les angles de flexion dorsale/flexion plantaire de la cheville sont ensuite extraits directement du fichier .mot.

3.2. Le système inertiel

Le système inertiel est une alternative au système optoélectronique pour mesurer la cinématique du mouvement (2.2). Le système inertiel utilisé dans l'étude **1, 2 et 4** est le système inertiel iSen (iSen, STT Systems Inc., San Sebastian, Spain). Ce système est fourni avec un logiciel qui permet de choisir plusieurs configurations et modèles avec 2 à 16 centrales inertielles. Les centrales de 5.6 cm × 3.8 cm × 1.8 cm sont connectées par Wifi à un routeur relié à l'ordinateur par une connexion Ethernet (Figure 30). Une fois allumés, les capteurs sont ensuite détectés par le logiciel iSen. Selon le protocole choisi, le logiciel propose un placement automatique des capteurs. Il suffit alors de suivre le placement proposé par le logiciel pour équiper le sujet.



Figure 30 : Système de communication entre les capteurs IMU, l'ordinateur et le routeur

La visualisation des paramètres cinématiques se fait en direct grâce, notamment, à des données graphiques et à un enregistrement vidéo du modèle squelettique humain en mouvement. Les systèmes OptiTrack et iSen analysent le mouvement de manière différente. Les systèmes optoélectroniques utilisent des algorithmes de modélisation en cinématique inverse tandis que les systèmes inertiels font appel à la cinématique directe. La cinématique directe est une méthode de

calcul qui consiste à donner une pose précise à un squelette en modifiant uniquement les paramètres de ses articulations.

3.3. Tapis de marche BERTEC

Pour l'étude **1**, un tapis de marche Bertec (Bertec Corp., Columbus, OH, Etats-Unis) double bande avec deux plateformes de force a été utilisé (Figure 31). La fréquence d'échantillonnage a été fixée à 1000 Hz via une carte d'acquisition conversion analogique numérique National Instrument USB-6363 (National Instrument Corp, Austin, Etats-Unis). Les plateformes de force ont été synchronisées avec le réseau de caméras optoélectroniques dans le logiciel Motive via le module de synchronisation e-sync2 de Optitrack (NaturalPoint, Inc. Oregon, Etats-Unis). Dans le cadre de l'étude **1**, les plateformes ont été utilisées pour segmenter les cycles de marche en identifiant le contact du pied avec la force de contact verticale. Le tapis de marche a été contrôlé en vitesse par l'observateur via le logiciel propriétaire fourni par le constructeur.



Figure 31 : Tapis roulant instrumenté BERTEC à double bande et plateformes instrumentés (bertec.com)

3.4. L'Optogait

Ce système est considéré comme Gold Standard pour l'analyse des paramètres de la marche en condition écologique (Gomes *et al.*, 2016) et a été utilisé pour calculer les paramètres spatio-temporels de la marche dans les études **2, 3 et 4** de ce travail doctoral. L'OptoGait (Microgate, Bolzano, Italie), dans la configuration où il a été utilisé dans les protocoles des différentes études, se compose d'une ligne de 10 barres d'un mètre de long chacune mise en série, puis d'une autre même ligne de 10 barres positionnées à 1 m de l'une de l'autre. Une ligne est émettrice et l'autre réceptrice du signal. Cette configuration crée donc un couloir de marche dans lequel le participant réalise des allers-retours pendant une minute (Figure 32).

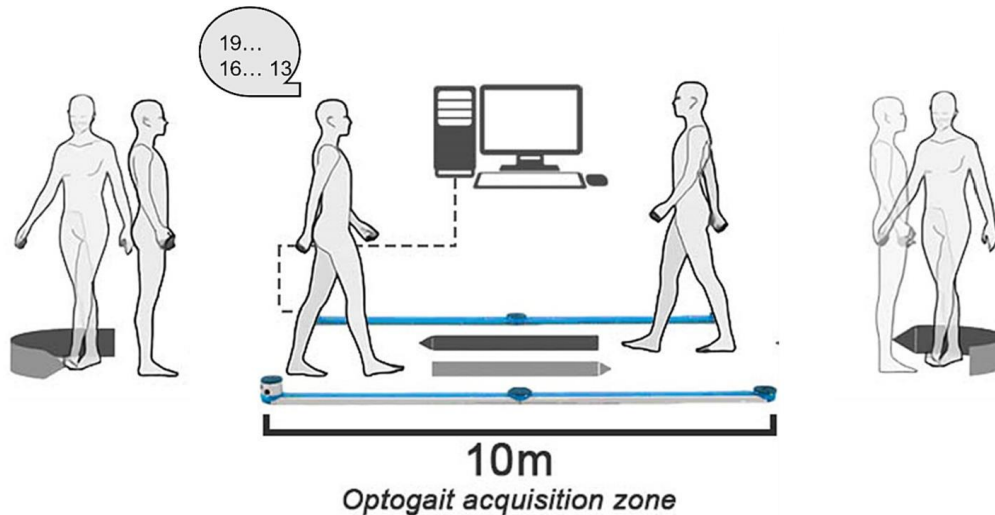


Figure 32 : Protocole de marche sur le couloir de 10m d'OptoGait.

L'OptoGait calcule automatiquement et en temps réel les paramètres spatio-temporels et fournit un fichier .csv pour chaque paramètre au cours de la marche. Ces données brutes issues des fichiers .csv ont directement été utilisées dans chacune des études de ce travail doctoral. Nous avons néanmoins programmé le logiciel OptoGait afin qu'il n'enregistre pas les premiers et derniers pas dans le couloir de marche pour limiter l'effet de l'accélération et de la décélération des demi-tours sur le temps de l'acquisition. Les paramètres de la marche sont calculés en fonction de la coupure du faisceau durant l'attaque de talon et le rétablissement du signal via le décollage des orteils. Les paramètres spatio-temporels sont donc mesurés en fonction des phases de contacts au sol. La phase d'appui et la phase oscillante vont être déterminées en fonction du contact au sol (Figure 33). Le double appui va quant à lui être calculé lorsque les signaux de contacts entre le pied droit et le pied gauche vont se chevaucher. Ces phases de double appui vont permettre de déterminer la phase de mise en charge et la phase pré-oscillante en fonction de leurs temporalités en début de phase d'appui ou de fin de phase d'appui (Figure 33). La longueur de pas va être calculée grâce à la distance séparant les faisceaux de LEDs interrompus lors des passages des pieds. Les paramètres spatiaux obtenus contiennent la longueur de pas droite et gauche, et la longueur d'un cycle de marche. Les paramètres temporels obtenus comprennent la vitesse de marche, la cadence, la durée du cycle de marche, la durée de la phase d'appui, la durée de la phase oscillante, la durée du double support et enfin les pourcentages des différentes phases relatives au cycle de marche (Kanko *et al.*, 2021).

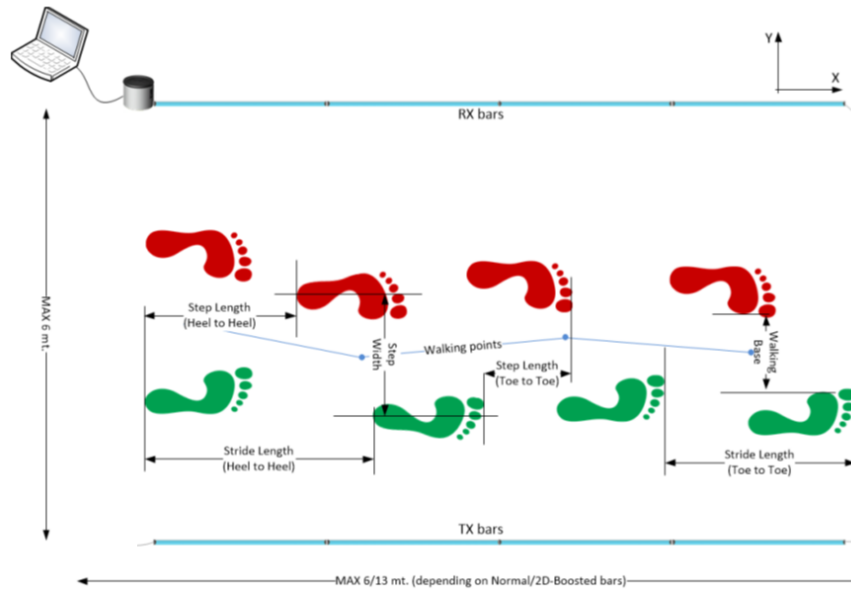


Figure 33: Calcul des paramètres spatio-temporels en fonction des contacts au sol (optogait.com)

Finalement, voici une liste de chacun des paramètres spatio-temporels que l'OPTOGAIT peut récupérer (Tableau 7). Ces paramètres n'ont pas tous été utilisés dans ce travail doctoral, mais les chapitres suivants détailleront bien quels paramètres ont été spécifiquement utilisés dans chacune des différentes études.

Tableau 7: Paramètres spatio-temporels de l'OptoGait (optogait.com)

Paramètres Optogait [unité]	Définition
TCont. [s]	Temps de contact
Step[cm]	Longueur du pas
Stride length[cm]	Longueur de la foulée
Angle de foulée [deg]	Angle alpha de la parabole de la foulée
Double Sup [s.]	Double Support : période pendant laquelle les pieds sont en contact avec le sol
Temps de foulée [s]	Temps écoulé entre le premier contact d'un pied et le premier contact du pied opposé
Contact Phase [s %]	Temps écoulé entre le premier contact du talon et l'appui complet du pied ; le pourcentage indique la valeur par rapport au temps de contact total
Propulsive phase [s %]	Temps écoulé entre le soulèvement du talon et le relâchement complet de la pointe du pied ; le pourcentage indique la valeur par rapport au temps de contact total
TExt. [s]	Temps externe : s'affiche uniquement en cas d'impulsion externe ; il s'agit du temps séparant l'impulsion (début/fin) et l'entrée/sortie des barres OptoGait. Elle peut aussi contenir les temps intermédiaires.
Stance phase [s %]	La phase d'appui (Stance Phase) est la partie supportant le poids de chaque Gait Cycle. Elle commence à partir du contact du talon et s'achève par le soulèvement de la pointe du pied. Il s'agit donc du temps séparant le premier et le dernier contact des deux appuis consécutifs d'un même pied. Il se présente également comme un pourcentage du Gait Cycle total.
Swing Phase [s %]	La phase de Swing commence lorsque la pointe du pied quitte le sol. Elle s'achève au contact du talon. Il s'agit donc du temps séparant le dernier contact de l'appui du pied et le premier contact de l'appui suivant. Cette valeur est exprimée en secondes (sec.) et sous la forme d'un pourcentage du Gait Cycle du même pied. Le Swing Time d'un pied correspond au Single Support Time de l'autre pied
Single Sup. [s %]	Single Support : Il s'agit donc du temps séparant le dernier contact de l'appui actuel et le premier contact de l'appui suivant du même pied, à savoir le temps passé avec un seul pied posé au sol. Le Single Support équivaut au Swing Time du pied opposé. Il est exprimé en seconde et sous forme de pourcentage du temps total du Gait Cycle
Total Double Sup [s %]	C'est la somme des deux Double Support partiels définis DS1 et DS2 dans - Terminologie de l'analyse de la marche
Step Time [s %]	Temps passé depuis le premier contact d'un pied et le premier contact du pied opposé (correspond au Temps de pas dans les Données de course)
Load Response [s %]	Premier temps de Double Support (DS1 en Illustration 107) • Pre Swing [s %] : deuxième temps de Double Support (DS2 en Illustration 107)
Pre Swing [s %]	Deuxième temps de Double Support
Step Length [cm]	Longueur du pas
Gait cycle [s]	Temps écoulé entre le premier contact de deux pas consécutifs d'un même pied
Speed [m/s]	Vitesse moyenne par pas
Accel. [m/s ²]	Variation de la vitesse sur les deux pas précédents
Cadence [step/s]	Rythme exprimé en pas par seconde
Total dist. [cm]	Distance parcourue par le patient
Foot Flat [s %]	Temps écoulé pendant la phase d'appui du pied ; le pourcentage indique la valeur par rapport au temps de contact total

3.5. Ergomètre isocinétique

L'ergomètre isocinétique utilisé dans ce travail doctoral est le Biodex (Biodex Medical Systems, Inc., Shirley, NY). Ce système a été utilisé dans l'étude 4 pour mesurer une contraction maximale volontaire du genou (MVC) lors d'un protocole de fatigue musculaire. Le sujet était donc assis sur le siège du BIODEX. Le centre du condyle fémoral latéral de sa jambe dominante était aligné avec l'axe de rotation du dynamomètre. La jambe du participant était attachée au bras de levier du dynamomètre à l'aide d'une sangle placée à 1 centimètre au-dessus de la malléole interne (Figure 34). A chaque contraction maximale du quadriceps, le BIODEX affichait à l'écran d'ordinateur la force maximale et l'expérimentateur relevait cette donnée tout au long du protocole de fatigue.

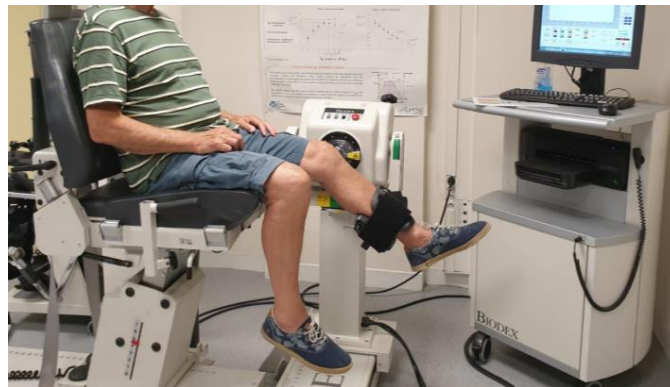


Figure 34: Ergomètre isocinétique (Biodex) et position utilisée dans ce travail doctoral

Finalement, le Tableau 8 résume le matériel utilisé pour chacune des études de ce travail doctoral.

Tableau 8 : Liste des différents outils utilisés dans chacune des 4 études

	Etude 1	Etude 2	Etude 3	Etude 4
Le système opto-électronique	X			
Le système inertiel	X	X		X
Tapis de marche BERTEC	X			
Optogait		X	X	X
Ergomètre isocinétique				X

IV. Les protocoles

4.1. Validation du système inertiel iSen

Le participant était équipé du système inertiel iSen selon le modèle "Lower body+ heels+ spine+ chest" soit avec 11 centrales inertielles et des marqueurs réfléchissants selon le modèle de Rizzoli modifié (Figure 11). Une calibration statique a été réalisée avant chaque acquisition pour calibrer le système optoélectronique et le système inertiel iSen. La calibration statique permet de récupérer la position des capteurs et d'estimer la position initiale des segments osseux. Après 5 minutes de

familiarisation sur le tapis de marche BERTEC, les sujets devaient marcher pendant 3 minutes à trois vitesses différentes à savoir 0.8 m/s, 1.2 m/s puis 1.6 m/s. L'ordre des vitesses était randomisé. Les sujets ont également réalisé un test de levers de chaise sur un tabouret à hauteur ajustable et sans dossier afin de ne pas cacher les marqueurs aux caméras. Les participants ont pour instruction de se lever et de s'asseoir cinq fois de suite sans s'aider de leurs mains. Les bras sont maintenus à 90° pendant tout le mouvement afin que les marqueurs soient bien repérés par les caméras (Figure 35). Ensuite, pour tester les capacités psychométriques et notamment la reproductibilité des mesures du système inertiel, les participants devaient revenir une deuxième fois pour refaire exactement le même protocole à 2 semaines d'intervalle. Les semaines ont été suffisamment espacées afin de permettre une récupération complète et afin de réduire au maximum une habitude au protocole et au tapis de marche BERTEC.



Figure 35: Tests de levers de chaise pour l'étude 1

Le système inertiel iSen étant lancé quelques instants avant l'OptiTrack, une synchronisation a donc été nécessaire entre les deux systèmes afin de pouvoir comparer les données dans **l'étude 1**. Avant de lancer l'enregistrement d'une acquisition, il a été demandé aux participants de taper sur le capteur placé sur leur torse. L'enregistrement du système optoélectronique est lancé simultanément à la tape grâce au logiciel MOTIVE. L'analyse sur Matlab des données de l'accéléromètre présent dans le capteur iSen du torse permet de déterminer le temps d'initialisation (« TimeOfPeak ») grâce à la détection d'un pic d'accélération correspondant à l'instant où le sujet tape sur le capteur. Pour avoir une meilleure précision de synchronisation entre les données de sortie des deux systèmes, une méthode de traitement des signaux est appliquée par corrélation croisée. On définit la corrélation croisée de deux signaux $s(i)$ et $s'(i)$ de la façon suivante :

$$xcorr(s, s')(t) = \sum_{i=-N}^N s_i s'_{i-t}$$

Où i désigne le temps et t le retard permettant de maximiser la ressemblance entre les deux signaux. Le maximum de corrélation est obtenu lorsque les signaux $s(i)$ et $s'(i)$ sont identiques. On a alors s qui ressemble à s' décalé de t . C'est ce principe qui est appliqué pour superposer les signaux sortant du iSen et de l'OptiTrack.

4.2. Protocole double tâche

Ce protocole de double tâche a été similaire dans chacune des études **2, 3 et 4** et va être exposé dans ce paragraphe. Le protocole en double tâche consiste à évaluer le participant sur trois tâches différentes (STmot, STcog, DT) qui sont randomisées à chaque passation. La première tâche consiste à évaluer la marche de référence du participant sans tâche cognitive additionnelle (**STmot**). Le participant a pour consigne de devoir marcher le plus vite possible pendant 1 minute. L'évaluation se fait avec l'OptoGait et le participant doit donc faire des allers-retours dans le couloir de marche de 10 m. La vitesse de marche et les paramètres spatio-temporels de cette marche en simple tâche sont mesurés. Le deuxième exercice consiste à évaluer la capacité cognitive du participant en analysant sa performance à la tâche cognitive seule (**STcog**). Si la tâche cognitive est du décompte de 3 en 3 par exemple, le participant a pour consigne de décompter de 3 en 3 le plus vite possible en étant assis pendant 1 min. S'il se trompe, il doit recommencer au nombre de départ. Enfin, la dernière tâche consiste à combiner la marche et la tâche cognitive (DT). Le participant doit donc à la fois marcher le plus vite possible en faisant des allers-retours dans le couloir de marcher et décompter le plus vite possible pendant 1 min. En double tâche, la performance de la tâche cognitive est mesurée (**DTcog**) ainsi que la performance motrice (**DTmot**) et les paramètres spatio-temporels. Aucune consigne n'est donnée sur la priorisation de l'une des deux tâches (marche ou tâche cognitive) afin d'observer le comportement du participant et la priorisation qu'il aura choisi. Aussi, une vitesse de marche rapide a été choisie plutôt qu'une vitesse de confort afin d'augmenter la difficulté de la marche en double tâche pour engendrer plus d'interférences (Plummer-D'Amato *et al.*, 2012). La mesure des paramètres spatio-temporels se fait avec le « dual-task effect » ou DTE comme expliqué dans la partie 3.2 (Plummer-D'Amato *et al.*, 2012). Le DTE est calculé pour les paramètres spatio-temporels, la vitesse de marche (DTEmot) et la performance cognitive (DTEcog). Pour rappel :

$$DTE = \frac{(DT-ST)}{ST} * 100$$

4.3. Protocole étude 2

Pour cette étude, 38 participants âgés ont d'abord été évalués sur leur capacité cognitive à travers le MMSE et le MOCA. Ils ont ensuite passé le protocole de double tâche avec 4 types de marche en double tâche différente. Les tâches étaient du décompte de 3 en 3 (DT3), du décompte de 7 en 7

(DT7), de la fluence verbale avec comme consigne d'énoncer des mots commençant par la même lettre (la lettre P ou T étaient choisis) (FLU) et une tâche incongruente de STROOP où le participant avait une affiche de 3 x 4 mots projetés devant lui et qui changeait à chacun de ses demi-tours. Le participant devait dire la couleur de l'encre du plus de mots possibles sans dire les mots qui étaient eux-mêmes des couleurs. La performance des tâches arithmétiques (DT3 et DT7) et du STROOP est calculée comme le nombre de décompte maximal (ou le nombre de couleurs énoncées) moins le nombre d'erreurs. Les paramètres spatio-temporels (longueur de pas, variabilité de la longueur de pas, temps de la phase d'appui, temps de la phase oscillante, temps de simple appui, temps de double appui, longueur de foulée, variabilité de la longueur de foulée, vitesse et cadence) ont été mesurés en simple et double tâche par l'OptoGait et les DTE ont été calculées. Le participant était équipé du iSen selon la configuration *Lower Body+spine* soit avec 8 centrales inertielles (Figure 36). La cinématique du genou, de la hanche et de la cheville (flexion, extension, ROM) a été récupérée selon la méthode expliquée dans le chapitre 2.2.1 (Figure 37).

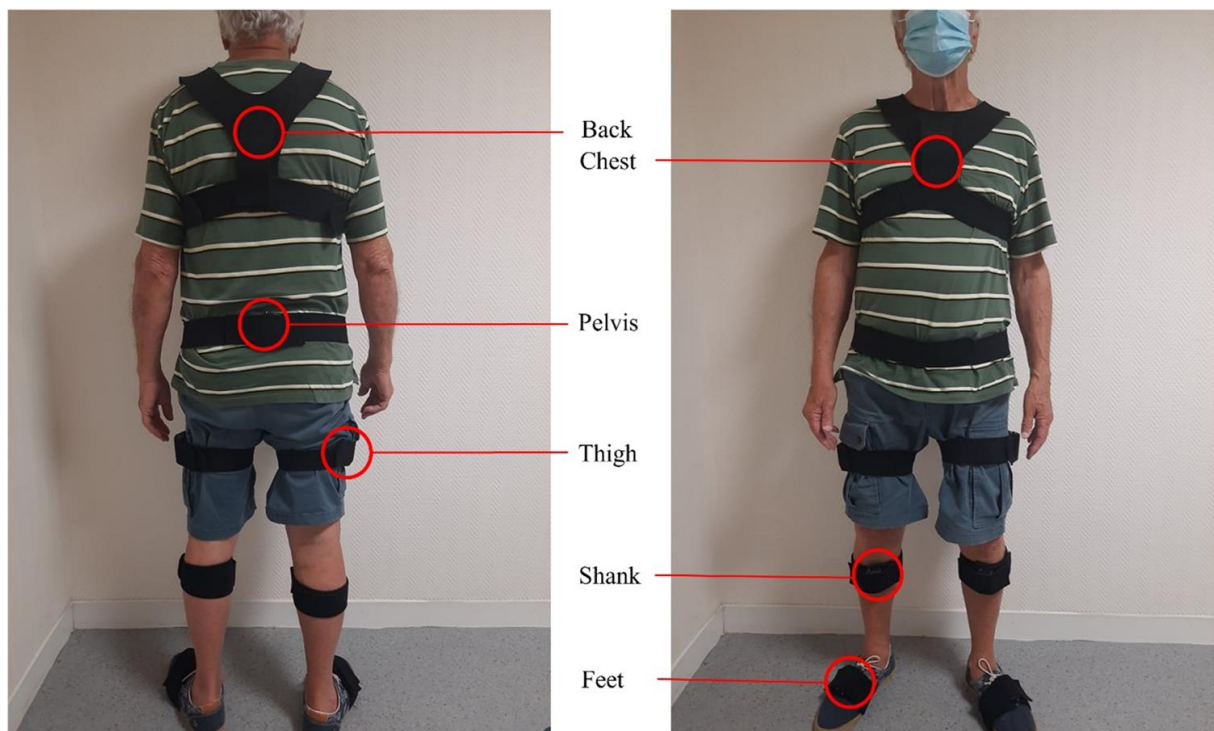


Figure 36: Le système inertiel iSen et la configuration *lower body + spine* avec les 8 centrales inertielles placées sur le participant (étude 2 et 4).

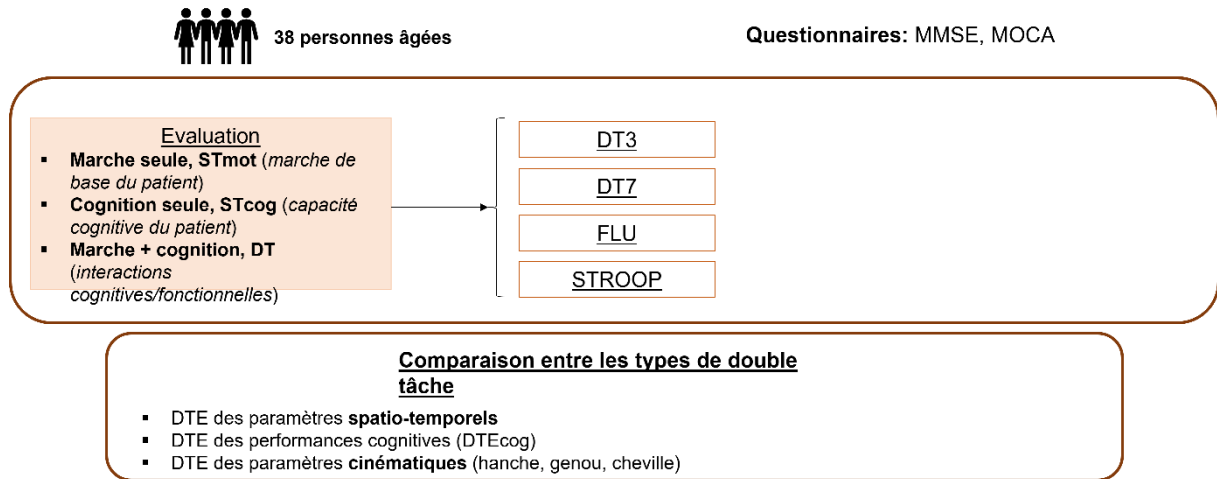


Figure 37: Design expérimental de l'étude 2

4.4. Protocole étude 3

Ce protocole a commencé par l'évaluation cognitive des 66 participants âgés avec la BREF (FAB). Ces participants ont ensuite été répartis dans des groupes selon leur âge, leur sexe, leur niveau de fragilité et leur niveau de chute. Ils ont ensuite été évalués sur le protocole de double tâche avec du décompte de 3 en 3 comme tâche cognitive additionnelle (Figure 38). Pour cette étude, seuls les paramètres spatio-temporels ont été calculé avec l'OptoGait car les participants n'étaient pas équipés du système inertiel iSen. Les paramètres spatio-temporels de l'OptoGait étaient la vitesse de marche, la longueur de pas, la variabilité de la longueur de pas, le temps de la phase d'appui et de la phase oscillante, le pourcentage du simple et du double appuie, la cadence, la variabilité de la cadence et la variabilité de la vitesse (Figure 32).

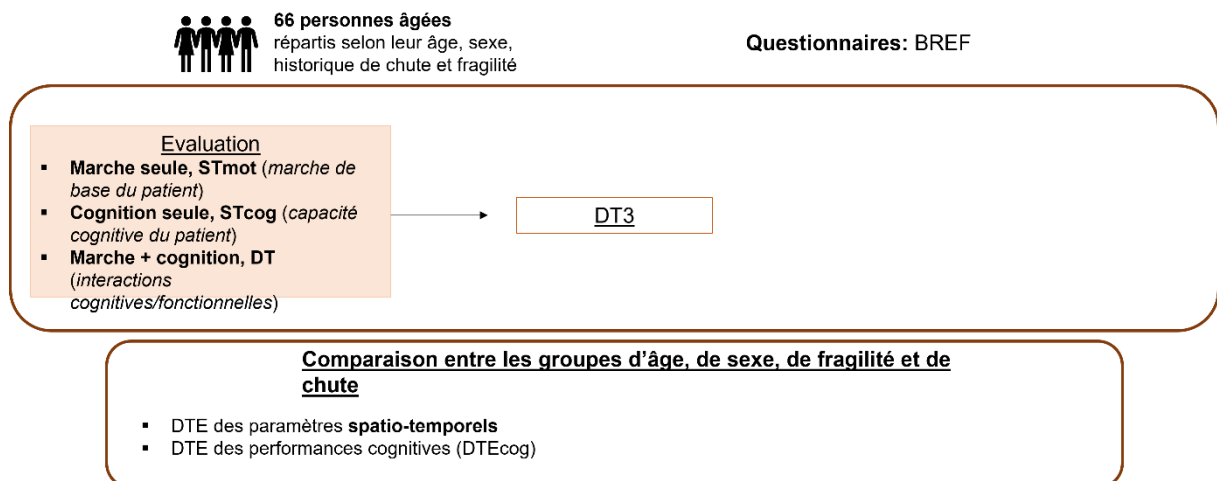


Figure 38: Design expérimental de l'étude 3

4.5. Protocole étude 4

Les participants de cette étude ont été évalués sur la marche en double tâche avant et après un protocole de fatigue mentale et musculaire (Figure 39). Les protocoles de fatigue étaient espacés d'une semaine et l'ordre des protocoles était randomisé. Avant et après la fatigue, les participants ont réalisé le protocole de double tâche décrit dans le paragraphe « *protocole de double tâche* » avec du décompte de 3 en 3 comme tâche cognitive additionnelle. L'ordre des tâches (STmot, STcog, DT) était randomisé, mais il est resté le même en pré et en post fatigue et la semaine suivante. Les paramètres spatio-temporels pour cette étude étaient la vitesse de marche, la longueur de pas, la variabilité de la longueur de pas, le temps de la phase d'appui et de la phase oscillante, le % de la phase de simple et de double appui, la variabilité de la vitesse, la cadence, et la variabilité du temps du pas. Avant chaque passation, les participants ont passé le questionnaire de fatigue MFI, le MOCA et l'IPAQ. Les participants étaient également équipés du système inertiel iSen selon la même configuration que l'étude 2 (Figure 36) mais les données de ces centrales inertielles n'ont pas été valorisées lors de ce travail doctoral pour cette étude.

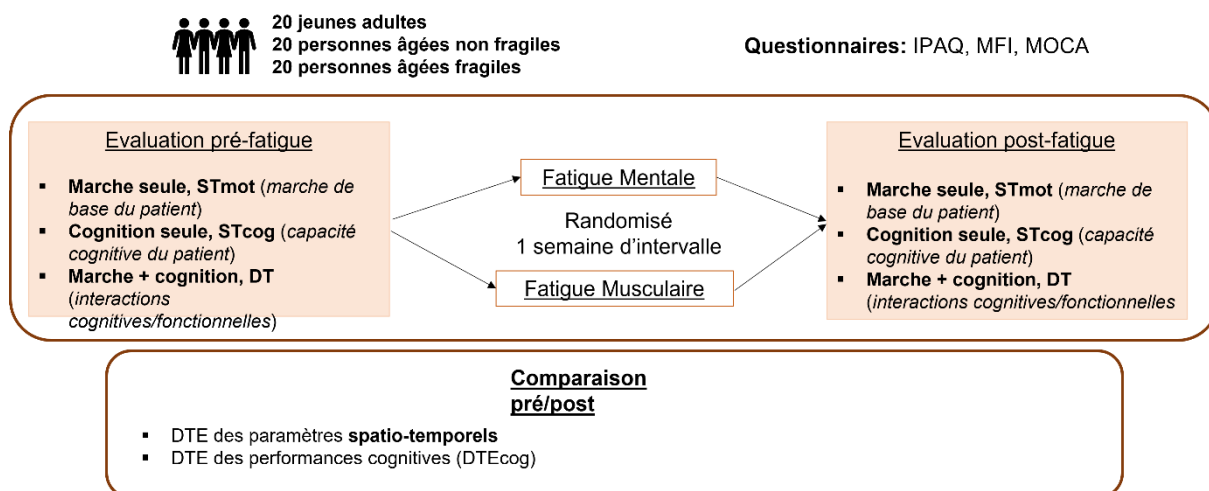



Figure 39: Design expérimental de l'étude 4

Partie 4

Contributions personnelles

Etude 1 : Validity and repeatability of a new inertial measurement unit system for gait analysis on kinematic parameters : Comparison with an optoelectronic system

Cette étude a fait l'objet d'une publication dans une revue indexée et a été réalisée dans le cadre du stage de master 2 de Marine GUILBOT.

-  **Piche E**, Guilbot M, Chorin F, Guerin O, Zory R, Gerus P. (2022). Validity and repeatability of a new inertial measurement unit system for gait analysis on kinematic parameters: comparison with an optoelectronic system. *Measurement* ; 198 :111442. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2021.111595>

1. Présentation

Avec l'avancée en âge, une marche précautionneuse est adoptée avec une diminution des paramètres spatiaux et une augmentation des paramètres temporels (Herssens *et al.*, 2018). Il est également observé une marche différente chez les personnes âgées caractérisée comme fragile par rapport à une population âgée, saine, avec des pas plus courts et une vitesse de marche plus faible chez la population fragile (Kawai *et al.*, 2023). Ces changements biomécaniques sont en fait des stratégies compensatoires qu'adoptent les personnes âgées face à leur diminution des ressources cognitives, des capacités neuromusculaires et des fonctions exécutives qui surviennent avec le vieillissement. Ces altérations des paramètres spatio-temporels sont exacerbées en situation de double tâche où les personnes âgées sont limitées par leurs ressources cognitives.

Cependant, si les paramètres spatio-temporels sont intégralement exploités, les paramètres cinématiques que sont les angles ou vitesses angulaires des différents segments corporels, sont encore trop peu exploitées en clinique. Cette sous-exploitation de ces paramètres est en partie due aux outils de mesures de ces paramètres, qui sont souvent très coûteux et qui nécessitent du personnel formé à ce type de système. En effet, même si ces systèmes optoélectroniques sont des systèmes très fiables et les plus utilisés pour mesurer les paramètres cinématiques de la marche, ils sont aussi assez restrictifs en termes de volume de capture par les caméras (Saggio, Tombolini and Ruggiero, 2021). La majorité des laboratoires a donc des zones d'acquisitions réduites qui permettent de ne récupérer que quelques cycles de marche (6 à 8). Pour augmenter le nombre de cycles de marche et donc la précision de l'analyse de la marche, certains laboratoires utilisent des tapis roulants dans la salle d'analyse du mouvement. Hélas, la marche sur tapis roulant est souvent trop complexe chez les personnes âgées qui ne sont pas habituées à ce type de système et qui modifient leur marche par appréhension même avec une période de familiarisation. Ce biais est exacerbé avec des personnes âgées fragiles, qui ont souvent des troubles fonctionnels et cognitifs. Compte tenu de l'intérêt de mesurer ces paramètres cinématiques en situation de double tâche dans une population âgée, il semble nécessaire de trouver une alternative à ces systèmes optoélectroniques.

La littérature a montré qu'une alternative à ces systèmes optoélectroniques pourrait être les systèmes inertiels (voir chapitre 2.2.2) (Bessone *et al.*, 2019). Composé de gyroscopes, accéléromètres et magnétomètres, les systèmes inertiels offrent de nombreuses alternatives aux systèmes optoélectroniques qui font d'eux les capteurs portables les plus utilisés dans le milieu clinique (Scarcella *et al.*, 2019). Les avantages de ces systèmes sont nombreux puisqu'ils permettent un gain de temps dans la mise en place des capteurs, un coût moindre par rapport aux caméras optoélectroniques, un environnement d'acquisition plus écologique que l'espace restreint du système

optoélectronique (Patel, Pavic and Goodwin, 2020). Les capteurs sont également légers, portatifs, non-invasifs ce qui justifie la pertinence du système inertiel pour l'analyse de la biomécanique de la marche en milieu clinique chez des personnes âgées (Bet, Castro and Ponti, 2019). Si leurs avantages ne sont plus à prouver, il est important de vérifier leur fiabilité et leur reproductibilité de mesure des paramètres d'intérêt avant leur utilisation. Un nouveau système (iSen, STT Systems Inc., San Sebastian, Spain) a été développé et offre plusieurs modèles d'analyse biomécanique (entre 2 et 16 centrales inertielles) en fonction de l'application clinique et des membres à analyser. Malheureusement, aucune étude n'a pour l'instant validé la fiabilité de ce système ni quantifié les biais et la qualité des mesures cinématiques.

L'objectif de cette première étude était donc d'évaluer la fiabilité et la reproductibilité des mesures de ce système inertiel iSen en comparant ses performances au système optoélectronique (NaturalPoint, Corvallis, OR USA) défini comme référence. L'hypothèse était que les paramètres cinématiques de la marche mesurés avec le système iSen (cinématique de la hanche, du genou et de la cheville) seraient fiables et reproductibles avec des mesures similaires au système optoélectronique.

2. L'étude

Validité et répétabilité d'un nouveau système inertiel d'analyse pour l'analyse des paramètres cinématiques de la marche : comparaison avec un système optoélectronique.

Validity and repeatability of a new inertial measurement unit system for gait analysis on kinematic parameters: Comparison with an optoelectronic system

Elodie PICHE, Marine GUILBOT, Frédéric CHORIN, Olivier GUERIN, Raphael ZORY, Pauline GERUS



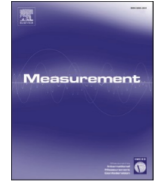
Article publié dans Measurement (Juin 2022)



Contents lists available at [ScienceDirect](https://www.sciencedirect.com)

Measurement

journal homepage: www.elsevier.com/locate/measurement



Validity and repeatability of a new inertial measurement unit system for gait analysis on kinematic parameters: Comparison with an optoelectronic system

Elodie Piche^{a,b,*}, Marine Guilbot^{a,b,c}, Frédéric Chorin^{a,b}, Olivier Guerin^{b,d}, Raphaël Zory^{a,e}, Pauline Gerus^a

^a Université Côte d'Azur, LAMHES, Nice, France

^b Université Côte d'Azur, Centre Hospitalier Universitaire de Nice, Clinique Gériatrique du Cerveau et du Mouvement, Nice, France

^c IMT Mines Alès, France

^d Université Côte d'Azur, CNRS UMR 7284/INSERM U108, Institute for Research on Cancer and Aging Nice (IRCAN), Faculté de Médecine, Nice, France

^e Institut universitaire de France

ARTICLE INFO

Keywords:

Inertial measurement unit
Optoelectronic motion capture system
Accuracy
Lower limb gait kinematics

ABSTRACT

Inertial measurement unit (IMU) systems are offering promising alternatives to optoelectronic systems for measuring human movement. The objective of this study was to assess the validity of a new inertial measurement system, iSen STT-IWS sensors, with reference to the optoelectronic motion capture system OptiTrack. 22 young participants performed three minutes of treadmill walking at different speeds. Hip, knee and ankle joint angles in the sagittal plane were compared between the two systems. Accuracy and repeatability of iSen IMU measures was evaluated with the Root Mean Square Deviation (RMSD) and Lin's Concordance Correlation (LCC). A good to tolerable iSen measures' accuracy was found (RMSD < 10°, LCC > 0.75) and reliability decreased with walking speed. Results indicated excellent test-retest repeatability of the inertial system (Intraclass correlation (ICC) > 0.75). Sagittal kinematic gait estimation using the iSen IMU system can be reliably used for clinical purposes on older adults.

1. Introduction

Quantitative Gait Analysis (QGA) is a method allowing to assess the quality of an individual's gait by providing objective measurement characterizing the walking pattern. This technic opens the field of possibilities in terms of clinical evaluation of gait disorders as it is more accurate than the visual observation by the therapist usually used in some clinical tests such as Berg Balance Scale or six-minute walk test. QGA can be performed complementary to a clinical observations where spatio-temporal parameters are calculated such as walking speed, stride length and cadence. This analysis is usually performed on vulnerable patients to determine functional limitations or pathologies – orthopaedic, neurologic or traumatic – affecting gait parameters [1] and facilitate treatment decision making. Studying human movement and understanding the biomechanical aspects are essential to improve rehabilitation treatments [2].

Ever since their development in the 1990s, motion capture

technologies have been continually evolving. They are based on increasingly varied approaches providing more accurate and realistic results. Optoelectronic motion capture systems (MOCAP) are used to quantify movement kinematics using reflective sensors placed on the body and multiple infra-red cameras tracking the three-dimensional trajectory of the markers. They are highly accurate and often considered as laboratory gold standards in motion analysis as they are the most commonly used technique to study lower limb movement [3]. However, these MOCAP exhibit limitations [4]. Indeed, they required technical or clinical staff trained to use such an equipment, they are also time-consuming, very expensive and restrictive in the capture volume by the cameras making them of little practical use for day to day evaluation in clinics. Furthermore, the accuracy in the obtained joint kinematics directly relates to a correct placement of markers and soft tissue artifacts [3 5]. There is, thus, a need to overcome these limitations and to simplify and making more accessible the monitoring of human movements.

Recent reviews have highlighted the growing interest in inertial

* Corresponding author at: Piche Elodie, Hôpital Cimiez, bâtiment Mossa, Etage -1 – Plateforme fragilité, 4 avenue reine victoria 06003 Nice, France.

E-mail address: piche.e@chu-nice.fr (E. Piche).

<https://doi.org/10.1016/j.measurement.2022.111442>

Received 19 November 2021; Received in revised form 8 April 2022; Accepted 3 June 2022

Available online 6 June 2022

0263-2241/© 2022 Elsevier Ltd. All rights reserved.

measurement units (IMUs) as an alternative to MOCAP [6]. IMUs are sensors composed of gyroscope, an accelerometer, and a magnetometer and are able to estimate motion through the location and the orientation of the sensors. Recently, a full inertial motion capture system (iSen, STT Systems Inc., San Sebastian, Spain) was developed giving the possibility to choose the appropriate set up (composed to 2 to 16 IMUs) based on the clinical application. It offers a real-time feed-back, a short setup time, and a relatively low cost compared to MOCAP system. Previous studies have previously validated similar systems [4,7,8] while no study have validated this specific ISEN system and quantify the possible bias of IMUs and kinematics errors. Although IMUs are seen as promising solutions for motion capture, they are more prone to errors that could affect kinematics detection. Many studies have reported the effect of sensors drift caused by the accumulation of gyroscope errors over time [9,10,11] while other studies indicated offset problems [12]. It is thus important to assess the reliability of IMUs kinematic measurements with reference to a "Gold standard" system before a clinical use.

In this context, the aim of this study was to compare two commercially available motion capture systems. iSen IMU sensors were evaluated whereas OptiTrack optoelectronic motion capture system (NaturalPoint, Corvallis, OR USA) was used as gold standard. The first hypothesis was that the ISEN inertial motion capture system can measure 3D lower limb kinematics (hip, knee, ankle) with an acceptable level of error under 3° in the sagittal plane. The second hypothesis was that ISEN measures are highly reliable with ICC higher than 0.7.

2. Materials and methods

2.1. Participants

Twenty-two healthy participants (13 women, 9 men, mean age 26 years \pm 5.4; mean weight 69.6 kg \pm 14.8, mean height 171.8 cm \pm 8.2, mean BMI 23.4 kg/m² \pm 3.4) were recruited. Values are mean \pm Standard Deviation (SD). Exclusion criteria was musculoskeletal injuries.

2.2. Experimental protocol

2.2.1. Gait protocol

Static calibration was performed to calibrate both the IMU and MOCAP systems. The static calibration estimates the sensors and segments orientation and is used to quantify the initial offsets between the two systems. After five minutes of familiarization with treadmill walking [13], participants walked at three different speeds (0.8, 1.2 and 1.6 m/s) for three minutes at each speed randomly chosen. Speed of 0.8 m/s was chosen first as it represents a valuable indicator of the falling risk among older adults [14]. For a test/retest of the inertial system, participants repeated the same testing procedure a second time, 2 weeks later. The 2 weeks gave sufficient time to recover and to reduce any custom to the treadmill walking.

2.2.2. Data recording and processing

Joint kinematics was captured using eleven IMU sensors (5.6 cm \times 3.8 cm \times 1.8 cm) positioned on the subject according to the « Lower body (with heels) plus spine » model of the iSen software. They were connected to the computer via a wireless Wi-Fi connection. IMU were fixed on the subject with adhesive scratch bands on the feet (rearfoot and forefoot), shanks, thighs, pelvis, chest and back (Fig. 1). Subjects were asked to remove their shoes before beginning the test, so that the IMU could be placed directly on the feet. iSen data were sampled at 100 Hz. Acquisitions were recorded simultaneously at 100 Hz by nine infrared cameras using OptiTrack Motive 2.2.0 (NaturalPoint, Inc., Oregon, USA). Ground reaction forces were collected at 1000 Hz with two force plates under the treadmill. Heel-strike recorded with MOCAP force plates was used for cycle segmentation on knee, hip and ankle joint at each gait speed. Thirty-two passive reflective markers were placed

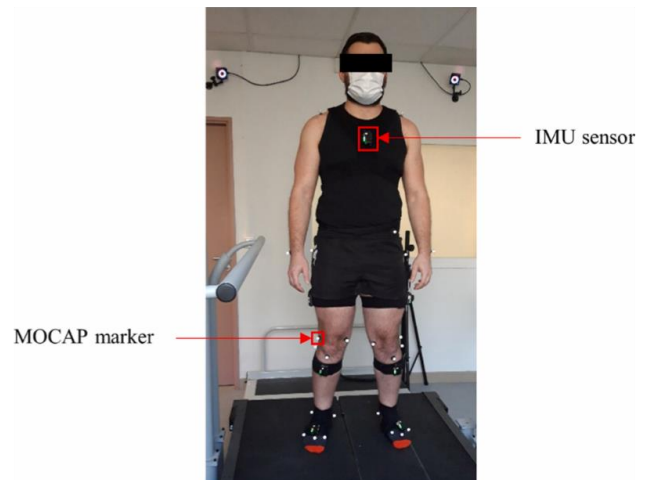


Fig. 1. Experimental setup including 11 IMU, 32 reflective markers, 9 infra-red cameras and 2 force plates under the treadmill.

with double-sided hypoallergenic adhesive tape on the anatomical landmarks of the subject, according to Rizzoli Lower Body marker set protocol in Motive (NaturalPoint Product Documentation, [15]). Three more markers were placed on shoulders, elbows, and wrists (Fig. 1).

Data were recorded simultaneously with the inertial and the MOCAP system and to synchronize the two signals, a cross-correlation between the norms of the angular velocities of the knee from the two systems was applied using Matlab (Version R2018b. Natick, Massachusetts: The MathWorks Inc). Data obtained with the optoelectronic system were exported as C3D files and kinematics calculations were conducted using MATLAB. A 3D labelled model was created, using static and dynamic recordings as well as anthropometrics measurements of the subject (height and weight). Concerning ISEN system, kinematic calculation was made directly on the software and exported as files. The entire acquisition was divided into normalized gait cycle and for each gait cycle, their minimum, maximum and range of motion were taken. From these values, the averaged min, max and ROM was calculated for every joint angles in the sagittal plane.

2.3. Data analysis and statistical calculation

To assess the validity of IMU system, Root Mean Square Deviation (RMSD) was computed on kinematic walking cycle. Lin's Concordance Correlation (LCC) with 95% CIs was calculated to determine the strength of the agreement. Normality of the data was checked using Shapiro-Wilk test. RMSD and LCC calculations were conducted via MATLAB. Bland-Altman analysis was performed with XLSTAT (XLSTAT version 2021.2.2) to analyze bias and limits of agreement. For test-retest reliability, a comparison of gait parameters was made between first and second trials using interclass correlation coefficient (ICC) of type (2,1). SPSS 23.0 statistical software was used for the calculation of ICC. Two-Way Random Model was considered. A two-way repeated-measure analysis of variance (ANOVA) was performed to compare joint angles. Statistically significant p-value was set at 0.05. Clinical significance was set for differences $>$ 5° [12,16].

3. Results

3.1. Validity

The differences in joint angles using IMU and MOCAP systems were not significant except for the range of motion (ROM) of hip-joint angle at 1.2 m/s ($F(1,40) = 15.91, p < 0.01$) and 1.6 m/s ($F(1,40) = 6.60, p = 0.01$) and maximum ankle-joint angle at 1.2 m/s ($F(1,38) = 2.51, p =$

0.01) and 1.6 m/s ($F(1,38) = 6.60, p = 0.00$) (Table 1). RMSD of all joint angles for the points of interests (min, max, ROM) in the sagittal plane are presented in Table 1. RMSD values ranged between 3.3 and 8.4 for all joints and all speeds. RMSD averaged for the three gait speeds were smaller for knee joint (4.3°) than for hip (7.3°) and ankle (7.3°) joints. When analyzing the entire waveform for ankle, knee and hip joint, RMSD was also smaller for knee joint (3.3°) than for hip (7.3) and ankle (5.6°) joints (Fig. 3). LCC was higher than 0.75 for all joints except for the ankle (0.72 at 0.8 m/s, 0.60 at 1.2 m/s and 0.56 at 1.6 m/s). Strongest agreement was obtained for knee at low speeds (LCC > 0.75). Bland-Altman plots in Fig. 2 provide a visual representation of agreement between iSen and OptiTrack. Data appeared within the 95 % limits of agreement. Bias was constant for knee and hip regardless of the speed. IMU system underestimated knee flexion by 4° and overestimated hip flexion by 2°. However, an increase of bias on ankle measurements was observed with gait speed. Smallest bias was observed on ankle dorsiflexion at 0.8 m/s (Max bias = -4.15°, Min bias = -0.26°, ROM bias = -3.89°). Correction of the offsets on knee and ankle angles waveforms, according to Bland-Altman biases, decreased RMSD (RMSD < 3°) (Table 1 and Fig. 3). Table 2.

3.2. Gait speed effect

Gait speed effect on kinematics was also analyzed and joint angles waveforms are presented in Fig. 4. Results showed an increase in RMSD and a decrease in LCC. Bias on ankle measurements increased with gait speed (bias on maximum values of -4.15°, -8.35°, -11.73° respectively at 0.8, 1.2 and 1.6 m/s). LCC decreased with gait speed (0.88 at 0.8 m/s, 0.86 at 1.2 m/s and 0.85 at 1.6 m/s). The effect of gait speed was only significant on hip extension ($F(2,122) = 43.759; p < 0,001$) and ankle plantarflexion ($F(2,119) = 12.017; p < 0,001$) captured by the iSen. Same results were obtained for OptiTrack system.

3.3. Repeatability

Test-retest reliability was verified with ICC. Results are presented in Table 3. ICC was higher than 0.75 for all joints and speeds apart from hip extension at 1.6 m/s (ICC = 0.68). Average ICC for all speeds were higher for the knee (ICC = 0.93) than in hip (ICC = 0.89) and ankle joints (ICC = 0.80).

3.4. Drift

The comparison of knee, hip and ankle angles between the first and last 30 s of each acquisition showed small relative errors (Table 4). Relative error was calculated as the difference of IMU and MOCAP between the last 30 s and the first 30 s (relative error = $\Delta_{[150:180s]} - \Delta_{[0:30s]}$ with $\Delta = \text{MOCAP} - \text{IMU}$). Highest relative error was obtained on hip flexion (1.1°). No significant difference was highlighted. Mean gait cycles on these two time periods were similar (RMSD < 2°).

- Joint angle difference was calculated on the minimum (min), maximum (max) and range of motion (ROM) values between the first and last 30 s of the acquisition: max/min/rom angle difference = $\text{max/min/rom}_{[150:180s]} - \text{max/min/rom}_{[0:30s]}$
- RMSD were calculated comparing IMU mean gait cycle between first and last 30 s.
- max/min/rom relative error = $\Delta_{[150:180s]} - \Delta_{[0:30s]}$ with $\Delta = \text{max/min/rom (MOCAP)} - \text{max/min/rom (IMU)}$ calculated the difference between IMU and MOCAP between first and last 30 s.
- RMSD relative error = $\text{RMSD}_{[150:180s]} - \text{RMSD}_{[0:30s]}$

4. Discussion

The objective of the study was to validate iSen IMU kinematics with reference to the optical motion capture system (OptiTrack). The accuracy of iSen IMU was evaluated by comparing data obtained with both systems during treadmill walking. Results indicate that iSen has an acceptable and tolerable accuracy in the evaluation of lower-limb kinematics during gait in the sagittal plane. IMU measurements showed excellent repeatability during test-retest experiments.

No significant difference was found between discrete variables (max, min and range of motion) of knee and ankle joint, regardless of the speed. IMU system captured well knee kinematic changes induced by walking speed. However, hip range of motion and ankle dorsiflexion were significantly different at high speed (1.2 and 1.6 m/s) showing a lower accuracy for those parameters. Park and Yoon et al [17] also reported significant differences on ankle dorsiflexion and plantarflexion ($p = 0.01$) at a similar speed (1.34 m/s). This difference impacted knee and ankle RMSD values (RMSD = 7.3°) as they are higher than knee RMSD (RMSD = 4.3°). However, acceptable accuracy between iSen IMU and OptiTrack MOCAP was found for knee angle (RMSD = 3.3° at 0.8 m/s, RMSD = 3.9° at 1.2 m/s) based on RMSD characterization [16 7].

Table 1

Validity of the IMU against MOCAP. Minimum (min), maximum (max) and range of motion (ROM) values for knee flexion/extension, hip flexion/extension and ankle dorsiflexion/plantarflexion recorded by iSen and OptiTrack at different speeds are presented. Root mean square deviation (RMSD), Lin's concordance correlation coefficient (LCC) and p-value are also presented. NS stands for "not significative".

Joint (Sagittal plane)	Speed [m/s]	Max [°]			Min [°]			Rom [°]			RMSD [°] (±SD)	LCC (95% CI)	Corrected RMSD [°]
		IMU	MOCAP	p-value	IMU	MOCAP	p-value	IMU	MOCAP	p-value			
Knee	0.8	55.72	60.55	NS	9.28	9.74	NS	46.44	50.81	NS	3.3 (±1.86)	0.96 (0.96–0.97)	1.6
	1.2	59.77	64.36	NS	8.42	8.32	NS	51.35	56.04	NS	3.9 (±2.54)	0.96 (0.95–0.97)	2.4
	1.6	59.62	63.93	NS	7.25	8.58	NS	52.38	55.34	NS	5.4 (±3.36)	0.88 (0.86–0.90)	2.5
Hip	0.8	25.08	23.15	NS	-3.57	-10.68	NS	28.65	33.83	NS	7.3 (±5.07)	0.80 (0.75–0.83)	-
	1.2	27.36	26.05	NS	-8.24	-15.51	NS	35.60	41.55	< 0.001	7.8 (±4.72)	0.78 (0.74–0.82)	-
	1.6	21.94	29.68	NS	-13.84	-16.94	NS	41.79	46.63	< 0.001	6.8 (±4.31)	0.84 (0.81–0.88)	-
Ankle	0.8	12.99	8.85	NS	-15.46	-15.72	NS	28.45	24.56	NS	5.3 (±3.61)	0.72 (0.67–0.76)	1.7
	1.2	16.39	8.04	< 0.001	-18.34	-21.23	NS	34.73	29.27	NS	7.6 (±3.79)	0.60 (0.54–0.65)	2.2
	1.6	17.86	6.13	< 0.001	-18.38	-24.64	< 0.001	36.24	30.77	NS	8.4 (±4.16)	0.56 (0.49–0.61)	2.4

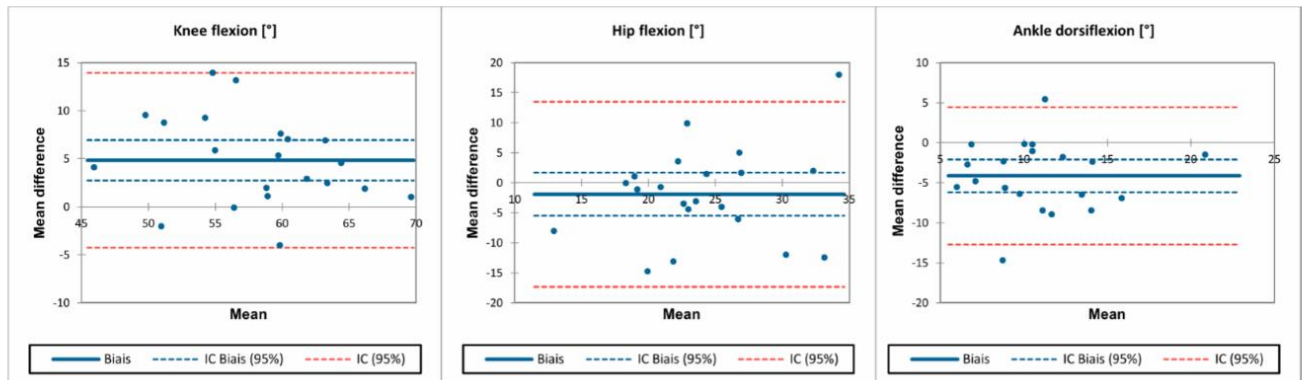


Fig. 2. Bland-Altman plots for validity. X-axis is the average of IMU and MOCAP measurements while y-axis is the difference between the two systems. Solid blue line represents the bias and dotted red lines are the 95 % limits of agreement.

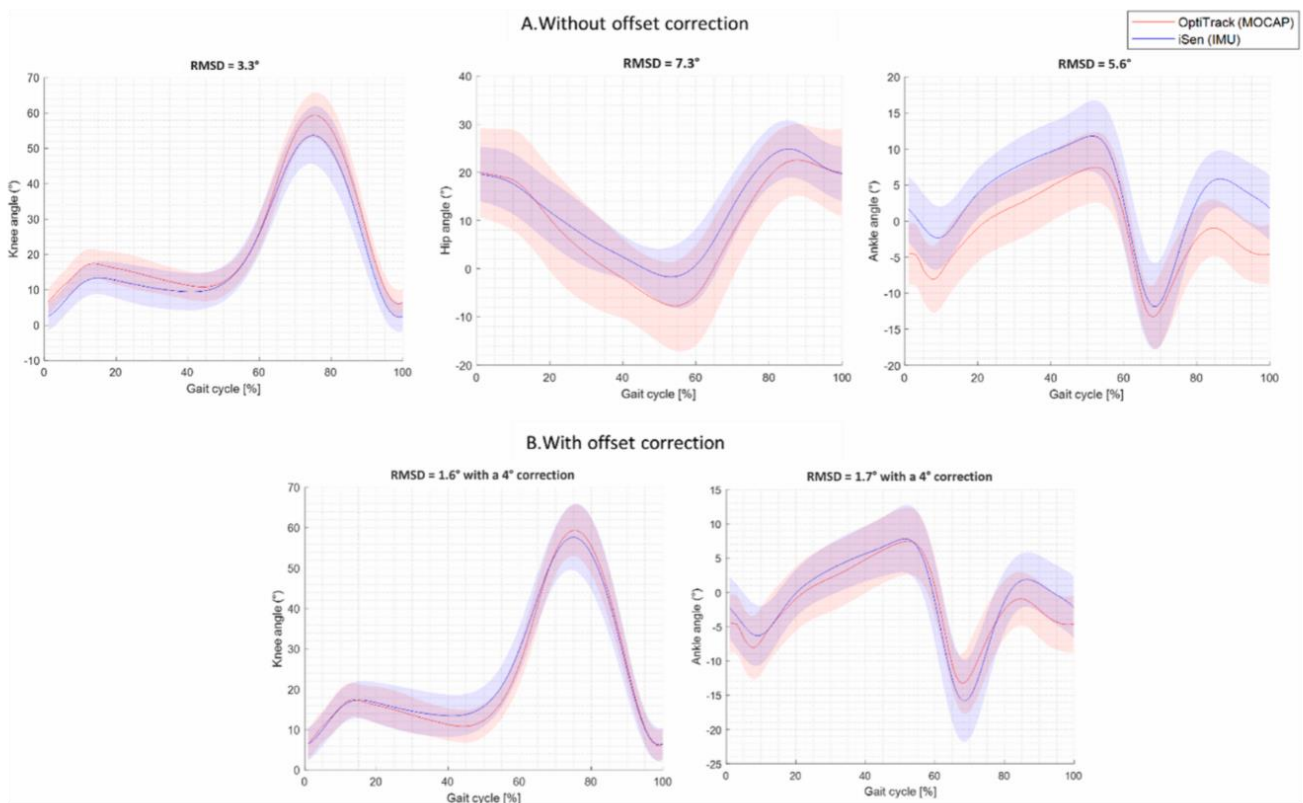


Fig. 3. Joint angle waveforms at 0.8 m/s without offset correction (A) and with offset correction (B). Represented gait cycles are the average gait cycles of the 22 subjects. Red lines are from OptiTrack system and blue lines are from the iSen system. Standard deviation areas are also represented.

Robert-Lachaine et al [18] reported similar values for knee flexion/extension at similar speeds (RMSD = 3.2° at 0.8 m/s and RMSD = 3.4° at 1.2 m/s) with an IMU system focused on 3D knee kinematics calibrated with a double-pose. Max and min biases were under the threshold of clinical significance (error tolerance of 5°, except for the ankle dorsiflexion at 1.2 m/s (bias = -8.4°) and at 1.6 m/s (bias = -11.7°) and hip extension (bias = -7°)). Hip waveform was quite similar to Bessone et al who compared Vicon optoelectronic system and aktos-t IMU [7]. Aktos-t IMU and iSen IMU both overestimated hip extension by 7°. One reason that could explain hip extension tolerable accuracy (RMSD = 7.3°) could be related to the MOCAP biomechanical model. Although MOCAP is considered as “gold standard” in human motion analysis, it can also be influenced by soft tissues artefacts and markers positioning [19]. Soft tissue artefact, due to the relative motion between the bone and the

markers, is the main source of error in the estimation of hip joint center location [20].

The agreement between iSen and OptiTrack, was also interpreted using Lin’s concordance correlation coefficient, according to the following criteria ([21,22]): excellent (0.75 – 1.00), good (0.60 – 0.74), fair (0.40 – 0.59), and poor (<0.40). LCC were found to be excellent for all joints (0.93 and 0.81 for knee and hip respectively), regardless of the speed, except for the ankle. Ankle measurement were good at 0.8 m/s (LCC = 0.72), and 1.2 m/s (LCC = 0.60), and fair at 1.6 m/s (LCC = 0.56). Poor ankle measurement has been also reported by Eltoukhy et al [23] (LCC on ankle ROM = 0.01 at 1.3 m/s and -0.01 at 1.6 m/s). In the current study protocol, IMU sensor had been added on the heel assuming a better precision in ankle measurement. However, results did not meet expectations of showing better accuracy than in previous studies. A

Table 2

Bland-Altman biases and limits of agreement (LoA). Minimum (min), maximum (max) and range of motion (ROM) values for knee flexion/extension, hip flexion/extension and ankle dorsiflexion/plantarflexion are presented at each speed.

Joint (Sagittal plane)	Speed [m/s]	Max [°] (LoA)	Min [°] (LoA)	Rom [°] (LoA)
Knee	0.8	4.83 (-4.27; 13.94)	0.46 (-5.41; 6.34)	4.37 (-2.24; 10.97)
	1.2	4.59 (-5.03; 14.21)	-0.1 (-6.30; 6.10)	4.62(-14.09; 3.17)
	1.6	4.30 (-7.12; 15.73)	1.34 (-9.26; 11.94)	2.97 (-7.61; 13.54)
Hip	0.8	-1.92 (-17.36; 13.51)	-7.11 (-25.52; 11.30)	5.19 (4.93; 15.30)
	1.2	-1.31(-17.93; 15.31)	-7.26 (-25.884; 11.35)	5.95 (-2.28; 14.19)
	1.6	1.74 (-14.15; 17.63)	-3.10 (-22.04; 15.84)	4.84 (-9.99; 19.67)
Ankle	0.8	-4.15 (-12.73; 4.43)	-0.26 (-12.86; 12.34)	(-10.75; 2.97)
	1.2	-8.35 (-15.89; -0.801)	-2.89 (-14.83; 9.06)	(-14.09; 3.17)
	1.6	-11.73 (-20.84; -2.61)	-6.26 (-18.92; 6.39)	(-13.13; 2.20)

possible explanation could be that the treadmill might have created interferences with IMU magnetometers, with strongest consequences on ankle joint estimations. Indeed, De Vries et al [24] have shown that, when getting closer to the magnetic source, the disturbance effect was stronger (until 5 cm above the source). This could partially explain the lowest accuracy in ankle joint between IMU and MOCAP. Moreover, IMU on the foot were closer to the treadmill motors than other sensors. Indeed, motors are located at the front of the treadmill where participants were asked to walk to increase detection of reflective markers by the cameras. Robert-Lachaine et al [1825] also highlighted magnetic disturbances effect as a source of inaccuracy between Xsens IMU and Optitrack MOCAP.

Accuracy between the two systems was stronger when adjusting waveforms and correcting them with an existent offset. Indeed, due to their microelectromechanical architecture, raw IMU sensor measurements are prone to noise and non-zero biases [6]. Also, offsets and errors might come from ISEN kinematic algorithms and biomechanical model as an integration step of measurements is typically necessary to obtain joint kinematics, resulting in drifting estimates of sensor orientations and joint kinematics [6]. These errors could increase RMSD and reduce accuracy of the system. A + 4° correction was then applied on knee gait cycle waveform while ankle waveform was reduced by 4° at 0.8 m/s to compensate the offset. This offset correction increased accuracy as shown by lower RMSD after correction (at 0.8 m/s, RMSD knee = 1.6°,

RMSD ankle = 1.7°) compared to before correction (at 0.8 m/s, RMSD_knee = 3.3°, RMSD ankle = 5.3°). Nüesch et al [26] also applied an offset correction on gait kinematic parameters when subject walked at self-selected speed (1.37 ± 0.13 m/s). When adjusting the offset, data showed clinically acceptable agreement (RMSD knee = 7.6° and 5.0° respectively before and after offset correction, RMSD hip = 9.6° and 3.3°, RMSD ankle = 4.5° and 2.5°). Berner et al [12] results also showed good accuracy when applying offset correction (RMSD ranged between 6.7°–15.0° before offset correction and RMSD < 3° when applying correction). Consequently, when the offset can be known, it could be applied to the waveforms to increase accuracy or at least to have the real difference between the two systems of interest.

The effect of walking speed on the ISEN accuracy was quantified. Results showed that speed can reduce the accuracy of IMU as shown by the decrease in LCC and the increase in RMSD in high speed conditions. RMSD increase was highlighted by Jeon and Lee [27] (RMSD on knee flexion/extension = 2.70° at 0.75 m/s, 4.29° at 1.5 m/s and RMSD on ankle dorsiflexion/plantarflexion = 2.18° at 0.75 m/ and 5.48° at 1.5 m/s). It was concluded that errors increased in proportion to the magnitudes of the external acceleration. Jeon and Lee also demonstrated that, despite the use of a Kalman filter to compensate the effect of acceleration in fast motion, accuracy of the IMU was still impacted. Bergmann et al [28] also reported the increase of the acceleration magnitude with speed as the principal cause of inaccuracy of the IMUs. Both iSen and OptiTrack systems similarly detected kinematic differences induced by gait speed. Results highlighted IMU's ability to quantify subtle changes in

Table 3

Repeatability of the IMU. ICC (2,1) values for test-retest reliability are presented.

Joint	Speed [m/s]	Max [°] (95% CI)	Min [°] (95% CI)	ROM [°] (95% CI)
Knee Flexion/Extension	0.8	0.95 (0.88–0.98)	0.91 (0.77–0.96)	0.89 (0.72–0.95)
	1.2	0.91 (0.78–0.97)	0.85 (0.62–0.94)	0.89 (0.72–0.96)
	1.6	0.93 (0.82–0.97)	0.88 (0.70–0.95)	0.94 (0.84–0.97)
Hip Flexion/Extension	0.8	0.96 (0.90–0.98)	0.85 (0.62–0.94)	0.87 (0.68–0.95)
	1.2	0.82 (0.54–0.93)	0.80 (0.49–0.92)	0.81 (0.52–0.92)
	1.6	0.88 (0.70–0.95)	0.68 (0.21–0.87)	0.88 (0.71–0.95)
Ankle Dorsiflexion/Plantarflexion	0.8	0.86 (0.64–0.94)	0.85 (0.61–0.94)	0.77 (50.42–0.91)
	1.2	0.78 (0.43–0.92)	0.93 (0.81–0.97)	0.89 (0.71–0.96)
	1.6	0.75 (0.37–0.90)	0.91 (0.78–0.97)	0.84 (0.59–0.94)

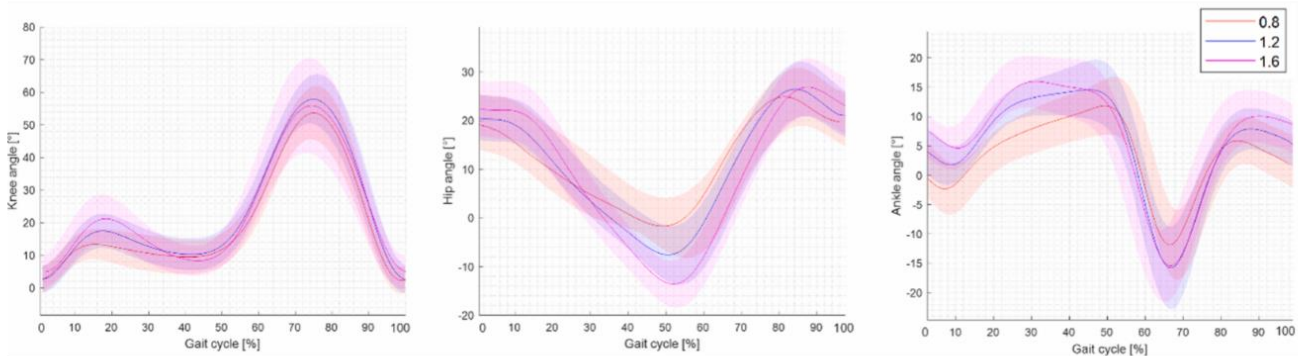


Fig. 4. Joint angle waveform of the IMU system at the three walking speeds. 0.8, 1.2 and 1.6 m/s are respectively represented with red, blue and magenta lines. Standart deviation areas for each speed are also represented.

Table 4
Sensor drift of the IMU at a speed of 1.6 m/s.

Joint (Sagittal plane)	IMU comparison				IMU and MOCAP comparison			
	Max angle difference [°]	Min angle difference [°]	Rom angle difference [°]	RMSD [°]	Max Relative error [°]	Min Relative error [°]	Rom Relative error [°]	RMSD Relative error [°]
Knee	-0.61	-0.64	0.18	1.78	0.33	0.59	-0.41	0.26
Hip	-0.49	-0.78	0.29	1.78	1.11	0.43	0.68	0.59
Ankle	0.04	0.49	-0.45	1.21	-0.14	0.16	-0.30	0.36

kinematic parameters similarly to MOCAP system. Increasing bias with speed on ankle joint angle could be attributed to the high sensibility of IMU gyroscope to vibrations [29,30] induced by foot hitting the treadmill, especially at high speed. Reported ankle dorsiflexion/plantarflexion accuracy was most affected by speed. Moreover, ICC decrease with gait speed highlighted a loss of repeatability, even though ICC remained good (ICC > 0.75 except for hip extension at 1.6 m/s: ICC = 0.68). Hip extension estimation provided by the IMU was less accurate and less repeatable at high speed.

MOCAP markers were placed on precise bony landmarks contrary to IMU sensors, which were positioned more randomly with an easy setup. Indeed, IMU protocol replaced, among others, markers located on the epicondyles with markers on both shanks and thighs. ICC were calculated to assess whether IMU placement influenced the measurements when repeating the same test, two weeks apart. ICC showed good to excellent repeatability (ICC > 0.75 and ICC > 0.90 for knee flexion), according to the guideline of Koo et al [31] for all joints and all speeds except for hip extension at 1.6 m/s (ICC = 0.68) which exhibited moderate repeatability. iSen system demonstrated a good ability to produce consistent results, which is essential for a clinical use. The easy and quick setup of the sensors on the adhesive scratch bands is less time consuming than placing reflective markers with an extreme precision and yet, measures were highly repeatable. These results highlight IMU potential to replace optoelectronic systems in field environment acquisitions.

However, one of the major limitations of using inertial sensors instead of MOCAP is the integration drift induced by the gyroscope. Although participants are remaining still, gyroscopes tend to present a non-zero value induced by the electronic noise of the sensor and creating an offset. Offset errors increase over time and are responsible for kinematic measurements inaccuracies. In the current study, speed of 1.6 m/s was evaluated to report sensor drift with time, as errors showed in increase with walking speed. The evaluation of sensors drift on knee, hip and ankle angles showed excellent results (Table 4). Average gait cycle was identical between first and last 30 s (RMSD < 2°). Relative error on RMSD values highlighted a non-significant increase of kinematics discrete parameters within the three-minute acquisitions. IMU system seems to deliver stable output data over time. Results align with existing gyroscopes presenting drift biases in the order of 0.05°/h [32]. Drift effect can be neglected during a few minutes of continuous use. Regular calibration, before launching each three-minute acquisition, to correct drift offset was well integrated by the iSen software. Drift errors were effectively compensated in IMU algorithms to provide an accurate motion follow-up.

One of the limitations of this study is the focus of inertial sensors measurements in the sagittal plane. Future work should include validation in the three axes. However, analysis of adduction/abduction and rotation angles have demonstrated significant differences with MOCAP systems [33,34]. Additional studies should also focus on spatiotemporal variables [35,36] and on functional movements (squats, jumps, sit-to-stands) [37,38]. Another issue to raise is that the evaluation of IMU performance was done on a treadmill where magnetic field was distorted by the metallic components of the treadmill and the motors. Using inertial sensors in a more ecological environment might provide a better accuracy of the system.

Finally, the iSen system is good in measuring hip, knee and ankle

joints compared to MOCAP system (LCC > 0.6). Even if the accuracy is lower in ankle joint, the measures are still acceptable. Also, the system is repeatable in measuring lower limb kinematics (ICC > 0.6) even if its accuracy can be influenced by walking speed (as shown by the decrease in LCC and the increase in RMSD in high speed conditions).

5. Conclusion

In conclusion, iSen inertial measurement unit provides an acceptable clinical tool for evaluating sagittal plane lower limb kinematic parameters during gait. Comparison of iSen IMU against OptiTrack MOCAP demonstrated good and tolerable agreement respectively at low and high speed. Correction of the offset is recommended to achieve better estimation of knee and ankle joint angles. IMU can be used accurately and repeatably by clinicians to perform gait analysis, accepting a 5° error, at low speed. Current results are encouraging the research and development of inertial systems for rehabilitative applications.

6. Institutional review board statement

The study was conducted according to the guidelines of the Declaration of Helsinki, and approved by the Comité Ethique Azuréen (CEA).

7. Informed consent statement

Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

CRediT authorship contribution statement

Elodie Piche: Conceptualization, Methodology, Resources, Writing – review & editing. **Marine Guilbot:** Formal analysis, Investigation, Resources, Data curation, Writing – original draft. **Frédéric Chorin:** Methodology, Validation, Visualization, Supervision. **Olivier Guerin:** Project administration, Funding acquisition. **Raphaël Zory:** Methodology, Validation, Visualization, Supervision. **Pauline Gerus:** Conceptualization, Methodology, Visualization, Supervision.

Declaration of Competing Interest

The authors declare that they have no known competing financial interests or personal relationships that could have appeared to influence the work reported in this paper.

References

- [1] O. Sofuwa, A. Nieuwboer, K. Desloovere, A.M. Willems, F. Chavret, I. Jonkers, Quantitative gait analysis in Parkinson's disease: comparison with a healthy control group, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 86 (5) (2005) 1007–1013, <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2004.08.012>.
- [2] S.A. Gard, Use of Quantitative Gait Analysis for the Evaluation of Prosthetic Walking Performance: *JPO J. Prosthetics Orthotics* 18 (Proceedings) (2006) P93–P104.
- [3] V. Camomilla, A. Cappozzo, and G. Vannozzi, *Handbook of Human Motion*, no. October, 2020, doi: 10.1007/978-3-319-30808-1.
- [4] G. Saggio, F. Tombolini, A. Ruggiero, Technology-based complex motor tasks assessment: a 6-DOF inertial-based system versus a gold-standard optoelectronic-based one, *IEEE Sens. J.* 21 (2) (2021) 1616–1624, <https://doi.org/10.1109/JSEN.2020.3016642>.

- [5] R. Stagni, S. Fantozzi, A. Cappello, A. Leardini, Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: A study on two subjects, *Clin. Biomech.* 20 (3) (2005) 320–329, <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.11.012>.
- [6] I. Weygers, M. Kok, M. Konings, H. Hallez, H. de Vroey, K. Claeys, Inertial sensor-based lower limb joint kinematics: A methodological systematic review, *Sensors (Switzerland)* 20 (3) (2020) 1–23, <https://doi.org/10.3390/s20030673>.
- [7] V. Bessone, N. Höschele, A. Schwirtz, W. Seiberl, Validation of a new inertial measurement unit system based on different dynamic movements for future in-field applications, *Sports Biomechanics* 00 (00) (2019) 1–16, <https://doi.org/10.1080/14763141.2019.1671486>.
- [8] W. Teuffl, M. Miezal, B. Taetz, M. Fröhlich, G. Bleser, J.L. Williams, Validity of inertial sensor based 3D joint kinematics of static and dynamic sport and physiotherapy specific movements, *PLoS ONE* 14 (2) (2019) e0213064.
- [9] D. Tazartes, An historical perspective on inertial navigation systems, in: 1st IEEE International Symposium on Inertial Sensors and Systems, 2014, pp. 2–6, <https://doi.org/10.1109/ISISS.2014.6782505>.
- [10] R. Takeda, G. Lisco, T. Fujisawa, L. Gastaldi, H. Tohyama, S. Tadano, Drift removal for improving the accuracy of gait parameters using wearable sensor systems, *Sensors (Switzerland)* 14 (12) (2014) 23230–23247, <https://doi.org/10.3390/s141223230>.
- [11] M. El-Gohary, J. McNames, Human joint angle estimation with inertial sensors and validation with a robot arm, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 62 (7) (2015) 1759–1767, <https://doi.org/10.1109/TBME.2015.2403368>.
- [12] K. Berner, J. Cockcroft, L.D. Morris, Q. Louw, Concurrent validity and within-session reliability of gait kinematics measured using an inertial motion capture system with repeated calibration, *J. Bodywork Movement Ther.* 24 (4) (2020) 251–260, <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2020.06.008>.
- [13] M.M. Gagnon, P. Paquette, M. Thibault, “La marche sur tapis roulant en réadaptation. revue des évidences pour différentes populations”, 2011.
- [14] HAS, “Prescription d’activité physique et sportive Les personnes âgées,” 2019.
- [15] S. Choi, G. Shin, Effects of an intentional gait modification on lower limb alignment, *Proc. Hum. Factors Ergon. Soc. Annual Meeting* 61 (1) (2017) 936–939.
- [16] J.L. McGinley, R. Baker, R. Wolfe, M.E. Morris, The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review, *Gait and Posture* 29 (3) (2009) 360–369, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.09.003>.
- [17] S. Park, S. Yoon, Validity Evaluation of an Inertial Measurement Unit (IMU) in Gait Analysis Using Statistical Parametric Mapping (SPM), 2021.
- [18] X. Robert-Lachaine, G. Parent, A. Fuentes, N. Hagemeister, R. Aissaoui, Inertial motion capture validation of 3D knee kinematics at various gait speed on the treadmill with a double-pose calibration, *Gait Posture* 77 (January) (2020) 132–137, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.01.029>.
- [19] A. Leardini, L. Chiari, U.D. Croce, A. Cappozzo, Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation, *Gait Posture* 21 (2) (2005) 212–225, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.05.002>.
- [20] A. Rouhandeh, C. Joslin, Z. Qu, Y. Ono, Non-invasive assessment of soft-tissue artefacts in hip joint kinematics using motion capture data and ultrasound depth measurements, in: 2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC 2014, pp. 4342–4345, 2014, doi: 10.1109/EMBC.2014.6944585.
- [21] E.P. Washabaugh, T. Kalyanaraman, P.G. Adamczyk, E.S. Claffin, C. Krishnan, Measuring gait parameters, *Gait Posture* 55 (Suite 3013) (2017) 87–93, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.04.013>.
- [22] D.V. Cicchetti, Guidelines, criteria, and rules of thumb for evaluating normed and standardized assessment instruments in psychology, *Psychol. Assessment* 6 (4) (1994) 284–290, <https://doi.org/10.1037/1040-3590.6.4.284>.
- [23] M. Eltoukhy, J. Oh, C. Kuenze, J. Signorile, Improved kinect-based spatiotemporal and kinematic treadmill gait assessment, *Gait Posture* 51 (2017) 77–83, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.10.001>.
- [24] W.H.K. de Vries, H.E.J. Veeger, C.T.M. Baten, F.C.T. van der Helm, Magnetic distortion in motion labs, implications for validating inertial magnetic sensors, *Gait and Posture* 29 (4) (2009) 535–541, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.12.004>.
- [25] X. Robert-Lachaine, H. Mecheri, C. Larue, A. Plamondon, Effect of local magnetic field disturbances on inertial measurement units accuracy, *Appl. Ergon.* 63 (2017) 123–132, <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2017.04.011>.
- [26] C. Nüesch, E. Roos, G. Pagenstert, A. Mündermann, Measuring joint kinematics of treadmill walking and running: Comparison between an inertial sensor based system and a camera-based system, *J. Biomech.* 57 (2017) 32–38, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.03.015>.
- [27] T.H. Jeon, J.K. Lee, IMU-based joint angle estimation under various walking and running conditions, *J. Korean Soc. Precision Eng.* 35 (12) (2018) 1179–1189, <https://doi.org/10.7736/KSPE.2018.35.12.1199>.
- [28] J.H.M. Bergmann, R.E. Mayagoitia, I.C.H. Smith, A portable system for collecting anatomical joint angles during stair ascent: a comparison with an optical tracking device, *Dyn. Med.* 8 (1) (2009) 1–7, <https://doi.org/10.1186/1476-5918-8-3>.
- [29] H. Weinberg, Gyro Mechanical Performance: The Most Important Parameter, Analog Devices Inc., Technical Article MS-2158. [http:// ...](http://...), no. September, pp. 1–5, 2011, [Online]. Available: <http://scholar.google.com/scholar?hl=en&btnG=Search&q=intitle:Gyro+Mechanical+Performance:+The+Most+Important+Parameter#0>.
- [30] A. Plamadon et al., Développement d’un système de mesures et d’un protocole de mesures permettant de quantifier l’exposition physique des manutentionnaires, 2018.
- [31] T.K. Koo, M.Y. Li, A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research, *J. Chiropractic Med.* 15 (2) (2016) 155–163, <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>.
- [32] O. Quagliotto, Application of Inertial Sensors for Performance and Safety Analysis in Alpine Skiing, 2015.
- [33] J.-T. Zhang, A.C. Novak, B. Brouwer, Q. Li, Concurrent validation of Xsens MVN measurement of lower limb joint angular kinematics, *Physiol. Meas.* 34 (8) (2013) N63–N69.
- [34] M.P. Kadaba, H.K. Ramakrishnan, M.E. Wootten, Measurement of lower extremity kinematics during level walking, *J. Orthop. Res.* 8 (1990) 383–392, https://doi.org/10.1007/978-1-4471-5451-8_100.
- [35] E. Panero, E. Digo, V. Agostini, L. Gastaldi, Comparison of Different Motion Capture Setups for Gait Analysis : Validation of spatio-temporal parameters estimation, in: MeMeA 2018–2018 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications, 2018, pp. 1–6, <https://doi.org/10.1109/MeMeA.2018.8438653>.
- [36] T. Sugiarto, Y.J. Lin, C. C. Chang, W. C. Hsu, Gait analysis based on an inertial measurement unit sensor: Validation of spatiotemporal parameters calculation in healthy young and older adults, in: SII 2017 - 2017 IEEE/SICE International Symposium on System Integration, vol. 2018-Janua, pp. 517–522, 2018, doi: 10.1109/SII.2017.8279273.
- [37] S.A.A.N. Bolink, H. Naisas, R. Senden, H. Essers, I.C. Heyligers, K. Meijer, B. Grimm, Validity of an inertial measurement unit to assess pelvic orientation angles during gait, sit-stand transfers and step-up transfers: comparison with an optoelectronic motion capture system, *Med. Eng. Phys.* 38 (3) (2016) 225–231, <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2015.11.009>.
- [38] K.D. Dahl, K.M. Dunford, S.A. Wilson, T.L. Turnbull, S. Tashman, Wearable sensor validation of sports-related movements for the lower extremity and trunk, *Med. Eng. Phys.* 84 (2020) 144–150, <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2020.08.001>.

3. Synthèse

L'objectif de cette étude était d'évaluer la fiabilité et la reproductibilité des mesures du système inertiel iSen développé par STT Systems Inc en le comparant au système optoélectronique de référence OptiTrack mis au point par NaturalPoint. Cette étude de validation a démontré une bonne reproductibilité et une bonne fiabilité des mesures du système inertiel iSen par rapport au système de référence. Les mesures des paramètres cinématiques de la hanche, du genou et de la cheville dans le plan sagittal du système iSen sont stables dans le temps et similaires aux mesures du système de référence. Ainsi, il est possible de mesurer les paramètres cinématiques avec ce système inertiel et de s'affranchir des contraintes et des limites des systèmes optoélectroniques.

Cependant, l'augmentation des RMSE et des LCC avec la vitesse de marche montre une diminution de la fiabilité du système inertiel lors de vitesses de marche rapide (1.6 m/s) notamment sur la mesure de la cinématique de la cheville. L'augmentation du biais sur les mesures de la cheville pourrait être attribuée à la grande sensibilité des gyroscopes des capteurs inertiels aux vibrations qui sont induites par le pied frappant le tapis, en particulier à grande vitesse (Plamondon, 2018). Cette sensibilité aux vibrations pourrait aussi expliquer que la fiabilité des mesures des angles de la cheville soit la plus affectée avec l'augmentation de vitesse. Il est important de souligner que l'utilisation de ce système inertiel dans le cadre de ce travail doctoral va se faire avec un public de personnes âgées, saines et fragiles. Par conséquent, leurs vitesses de marche se situent aux alentours de 1.2 m/s ce qui n'affecte pas la fiabilité des mesures du système inertiel iSen au regard des résultats de cette première étude.

Les résultats de cette première étude permettent donc de valider ce système inertiel iSen qui va pouvoir être utilisé dans les études 2, 3 et 4 de ce travail pour mesurer les paramètres cinématiques de la marche au niveau de la hanche, du genou et de la cheville chez des personnes âgées, saines et fragiles. Ce système permet ainsi d'affiner les analyses biomécaniques cliniques qui, jusqu'à présent, se limitaient à l'analyse de la vitesse de marche ou des paramètres spatio-temporels. Dans ce travail doctoral, cet outil va permettre de mesurer les effets de la double tâche sur des paramètres cinématiques encore trop peu étudiés dans la littérature et dans une population âgée fragile.

Etude 2: The effect of different dual tasks conditions on gait kinematics and spatio-temporal walking parameters in older adults

Cette étude a fait l'objet d'une publication dans une revue indexée et d'un papier de vulgarisation scientifique.

- ✚ **Piche E**, Gerus P, Chorin F, Jaafar A, Guerin O, Zory R. (2022). The effect of different dual tasks conditions on gait kinematics and spatio-temporal walking parameters in older adults. *Gait&Posture* ; 95 : 63–69. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.04.006>
- ✚ **Piche E**, Guilbot M. (2021). Détection des fragilités par l'analyse des paramètres cinématiques et spatio-temporels de la marche en double tâche. *Revue du podologue*. N°102 <http://dx.doi.org/10.1016/j.revpod.2021.09.006>

1. Présentation

La marche en double tâche cause plus d'interférences chez les personnes âgées puisqu'elles ont des fonctions exécutives altérées et une capacité d'attention restreinte par rapport aux jeunes adultes (Gross *et al.*, 2016). Le niveau d'altération des paramètres biomécaniques de la marche en double tâche pourrait constituer une aide au diagnostic clinique des déclin des capacités fonctionnelles ou du statut de fragilité chez la personne âgée, prémisse d'un vieillissement pathologique. Or, le niveau d'altération des paramètres biomécaniques de la marche en double tâche varie en fonction du type de tâche cognitive additionnelle et de la difficulté de la double tâche (Bahureksa *et al.*, 2016) (voir chapitre 3.4). En effet, une revue systématique (Bahureksa *et al.*, 2016) a montré que les paramètres de la marche semblaient plus altérés lors de tâches arithmétiques, qui sont d'ailleurs les tâches cognitives les plus utilisées lors de la marche en double tâche (Gomes *et al.*, 2016), qu'avec des tâches de fluence verbale chez une population jeune. Cette revue systématique (Bahureksa *et al.*, 2016) montre qu'encore peu d'études se sont intéressées à la population âgée, pourtant très différente de la population jeune et où les résultats pourraient être différent.

De plus, l'altération des paramètres de la marche en double tâche augmente avec la complexité de la tâche cognitive additionnelle (Bahureksa *et al.*, 2016; Gomes *et al.*, 2016). Par exemple, les tâches arithmétiques complexes comme le décompte de 7 en 7 altèrent plus la marche en double tâche que le décompte de 1 en 1 qui est une tâche cognitive plus simple. Ces résultats suggèrent que la tâche cognitive additionnelle doit demander une charge cognitive suffisamment élevée pour faire émerger des interactions en double tâche et donc une altération des paramètres de la marche en double tâche. Une tâche cognitive est adaptée dès lors qu'elle crée des altérations des performances en double tâche par rapport à la simple tâche (Plummer and Eskes, 2015). Cependant, il convient de noter que lorsque les tâches cognitives utilisées dans une situation de double tâche deviennent trop complexes par rapport aux ressources cognitives disponibles, il peut y avoir une impossibilité pour certaines personnes à réaliser la double tâche avec des temps d'arrêt de marche fréquents ou un blocage sur la tâche cognitive, ce qui pourrait réduire le bénéfice de la double tâche à identifier des déclin cognitifs ou fonctionnels, entraînant trop de variabilité du comportement (Venema, Bartels and Siu, 2013).

Les différentes études précédemment citées (Bahureksa *et al.*, 2016; Gomes *et al.*, 2016) ont mesuré l'effet des différentes tâches cognitives sur la biomécanique de la marche en double tâche par simple comparaison entre simple et double tâche. Or, les DTE semblent plus appropriés (Fallahtafti *et al.*, 2021) puisqu'elles permettent de quantifier les effets de la double tâche sur les performances cognitives et motrices en normalisant par rapport à la simple tâche. Aussi, ces études (Bahureksa *et*

al., 2016; Gomes *et al.*, 2016) se sont limitées à la mesure des paramètres spatio-temporels sans exploiter les paramètres cinématiques. Pourtant, les paramètres cinématiques semblent être pertinents dans l'identification précoce de troubles de la marche ou de déclin cognitifs (Fuentes-Abolafio *et al.*, 2020) et les résultats de la première étude permettent la mesure de ces paramètres cinématiques rapidement, facilement et à moindre coût.

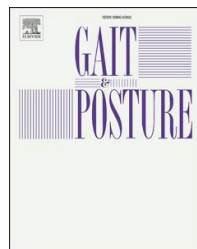
Dans ce contexte, cette deuxième étude a pour objectif d'évaluer les conséquences de diverses tâches cognitives supplémentaires sur la biomécanique de la marche chez les individus âgés en prenant en compte les paramètres spatio-temporels et cinématiques et l'utilisation du DTE pour la mesure des effets de la tâche cognitive additionnelle sur ces paramètres. L'hypothèse est que les tâches arithmétiques seraient les tâches cognitives qui altéreraient le plus la biomécanique de la marche. L'objectif est d'utiliser cette tâche cognitive additionnelle qui altère le plus les paramètres biomécaniques de la marche en double tâche dans la suite de ce travail doctoral.

2. L'étude

Les effets de différents types de double tâche sur la cinématique de la marche et les paramètres spatio-temporels chez les personnes âgées.

The effect of different dual tasks conditions on gait kinematics and spatio-temporal parameters in older adults.

Elodie PICHE, Pauline GERUS, Frédéric CHORIN, Aryn JAAFAR, Olivier GUERIN, Raphael ZORY



Article publié dans Gait and Posture (Avril 2022)

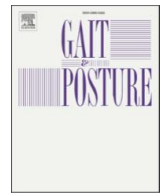


ELSEVIER

Contents lists available at [ScienceDirect](https://www.sciencedirect.com)

Gait & Posture

journal homepage: www.elsevier.com/locate/gaitpost



The effect of different dual tasks conditions on gait kinematics and spatio-temporal walking parameters in older adults

Elodie Piche^{a,b,*}, Pauline Gerus^a, Frédéric Chorin^{a,b}, Aryn Jaafar^b, Olivier Guerin^{b,c}, Raphaël Zory^{a,d}

^a Université Côte d'Azur, LAMHES, Nice, France

^b Université Côte d'Azur, Centre Hospitalier Universitaire de Nice, Clinique Gériatrique du Cerveau et du Mouvement, Nice, France

^c Université Côte d'Azur, CNRS UMR 7284/INSERM U108, Institute for Research on Cancer and Aging Nice (IRCAN), Faculté de médecine, Nice, France

^d Institut Universitaire de France, France

ARTICLE INFO

Keywords:

Clinical evaluation
Walking analysis
Dual-tasking
Ageing

ABSTRACT

Background: Dual-task (DT) walking has increasingly been investigated over the last decade because of its valuable role as a clinical marker of both cognitive impairment and fall risk in older adults based on cognitive and motor performance (*DTEcog*, *DTEmotor*). However, there is still a lack of information on what type of dual task to choose and which is the most adapted to the population of interest.

Research question: To evaluate the effect of different dual-tasks (DT3, DT7, FLU, STROOP) on the spatiotemporal and kinematic parameters of hip, knee, and ankle joints.

Methods: Thirty-eight older adults were recruited (9 men, 29 women, mean age = 77.5 +/- 6.5 years, mean height = 163.6 +/- 8.6 cm, mean weight = 67.5 +/- 15.3 kg). They performed a single and dual-task walk with the 4 types of tasks during 1 min, equipped with an inertial system. Dual-task effect (DTE) on spatiotemporal and kinematic variables as well as cognitive score and speed were calculated.

Results: An alteration in most of the spatiotemporal parameters was observed in each DT condition ($p < 0.05$), especially in arithmetic tasks (DT3, DT7), while no DT effect was noticed on kinematic parameters ($RMSE < 3^\circ$) except on hip and knee angular velocities ($RMSE > 15^\circ$). Arithmetic tasks seemed to alter more spatiotemporal and kinematic parameters than the verbal fluency or STROOP test. However, DT7 appeared to be too difficult for the population of interest.

Significance: Arithmetic tasks seemed to be very pertinent as a clinical dual-task protocol for older adults. The use of an inertial system to retrieve kinematic variables is an improvement in these dual-task protocols.

1. Introduction

Walking is an everyday activity that is often defined as an automated task, but it requires in fact high mobility skills and a certain level of cognitive flexibility [1]. Aging is associated with decreasing mobility and reduced cognitive processing efficiency [2,3], which is associated with a decrease in cognitive performance [4]. These age-related cognitive changes have raised interesting questions about cognitive-motor interference (CMI) in dual-task (DT) walking [5]. Indeed, simultaneous performance of motor and cognitive tasks requires sufficient attentional resources and presents a greater cognitive challenge for older adults who have limited cognitive resources. Thus, the DT paradigm involving gait has increasingly been investigated over the last decade

because of its valuable role as a clinical marker of both cognitive impairment [6–8] and fall risk [3,7,9] in older adults.

CMI in dual-tasking refers to a deterioration in both motor and cognitive performance when they are attempted simultaneously. This decrease occurs when the available central resource capacity is exceeded [4,10]. CMI has mostly been shown to significantly alter walking patterns in healthy older adults compared to their younger counterparts (greater decrease in gait speed, increase in stride variability, stride time, etc. [1,11–14]). These parameters are widely used in the literature as they can be assessed easily without expensive tools, while a fully equipped laboratory is needed to assess kinematic parameters. However, recent studies have revealed that the kinematic parameters of the thigh, knee, and ankle were more helpful in revealing gait impairment in DT

* Correspondence to: Hôpital Cimiez, Bâtiment Mossa, Etage -1 – Plateforme fragilité 4 Avenue Reine Victoria, 06003 Nice, France.

E-mail address: piche.e@chu-nice.fr (E. Piche).

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.04.006>

Received 26 October 2021; Received in revised form 5 April 2022; Accepted 8 April 2022

Available online 12 April 2022

0966-6362/© 2022 Elsevier B.V. All rights reserved.

walking than the spatiotemporal parameters alone [15,16]. The recent technological progress brought by wearable sensors opens the field of possibilities by replacing costly systems with simple and accurate systems. These were used by Coulthard et al. [16], who showed that the effect of DT was greater in trunk kinematic than in spatiotemporal parameters in healthy young adults.

However, the DT effect on motor and cognitive performance may vary depending on the population (frail/non frail, age, cognitive level, etc.) and on the type and perceived complexity of the motor and the cognitive task [1,3,5,12,17]. A systematic review [8] found that gait variables with counting tasks, which are the type of task most used in DT [3], appeared to be more sensitive compared to verbal fluency tests. Also, the alteration of walking parameters in DT increased with the complexity of the secondary task [8,12]. Arithmetic tasks with a high cognitive demand (counting backwards by 7) were the most sensitive, whereas a low-demand arithmetic task (counting backwards by 1) yielded very similar results to single-task conditions because of its more rhythmic nature that may act as a cue for step patterns [18]. These findings suggest that a high cognitive load is required in a DT protocol to make gait changes emerge. The use of adequate cognitive tasks has been widely discussed and analyzed in terms of spatiotemporal parameters [8,12,19], but information concerning kinematic parameters is still sparse. Moreover, information is limited about which motor and cognitive task combinations require the highest attentional demands in older people and which cognitive task should be used in different groups for clinical purposes or for research [1].

In this context, the aim of this study was to quantify and to compare different types of cognitive tasks: counting backwards by three (DT3), by seven (DT7), verbal fluency (FLU), and STROOP and their effects on spatiotemporal and kinematic lower-limb gait measures. Based on previous studies [6,12,20], the hypothesis was that spatiotemporal and kinematic parameters are altered to a different extent depending on the type of task carried out and will be more altered during arithmetic tasks.

2. Material and methods

2.1. Participants

Thirty-eight older adults were recruited (9 men, 29 women, mean age = 77.5 +/- 6.5 years, mean height = 163.6 +/- 8.6 cm, mean weight = 67.5 +/- 15.3 kg) (Table 1). Approval of the study protocol was obtained (no. 2015-A01188-41). Inclusion criteria were the ability to walk independently without walking aids, no use of antispastic medication, no orthopedic surgery in the last 6 months, and no history of neurological disorders. Prior to enrollment in the study, all participants provided written informed consent.

Table 1
Sociodemographic and clinical measures.

	Male	Female	Total
Numbers (% of group)	11 (28.9)	27 (71.1)	38
Age, year (Std. Dev)	77.3 (6.4)	77.6 (6.7)	77.5 (6.5)
Height, cm (Std. Dev)	171.9 (6.4)	160.4 (6.8)	163.6 (8.6)
Weight, kgs (Std. Dev)	78.6 (16.7)	63 (12.4)	67.5 (15.3)
MMSE score (0–30) (Std. Dev)	26.6 (3.2)	27.7 (3.1)	27.4 (2.4)
MOCA score (0–30) (Std. Dev)	24.6 (4.4)	25.4 (3.1)	25.2 (3.5)
Frailty			
Non-frail, n (% of group)	6 (54.6)	6 (22.2)	12 (31.5)
Pre-frail, n (% of group)	3 (27.2)	14 (51.8)	17 (44.7)
Frail, n (% of group)	2 (18.2)	7 (26)	9 (23.7)
Fall history			
No fall in the past year, n (% of group)	9 (81.8)	15 (55.6)	24 (63.2)
At least one fall in the past year, n (% of group)	2 (18.2)	12 (44.4)	14 (36.8)

2.2. Gait task

Participants were instructed to walk without assistance back and forth along a 10 m walkway during 1 min at their fastest safe speed. The fastest speed was chosen in order to add difficulty in walking and to obtain the greatest DT effect. The motor performance was the mean speed during 1 min of walking without any additional task (*STmotor*) and while completing the specific cognitive tasks (*DTmotor*).

2.3. Cognitive tasks

The cognitive tasks were serial subtractions of 3 and 7 (DT3, DT7) from a random number between 200 and 300 [21,22]. In accordance with Srygley and colleagues, [21] the arithmetic tasks were chosen to provide different levels of task difficulty. The other cognitive tasks were a verbal fluency (FLU) test, which involved naming as many different words as possible beginning with a given letter as an ST and a DT, and an incongruent STROOP test consisting in identifying the color of different words. The words were the names of colors (blue, red, black, yellow, and green), but they did not always correspond to the color they were printed in. Similarly, to the motor task, each cognitive task was carried out as a single task (i.e., in a seated position) (*STcog*) and while walking (*DTcog*) during 1 min each. At the end of each ST and DT, the participant was asked to rate the perceived difficulty of the task on a visual analog scale. In ST and DT, the total number of subtractions (TNS) was counted, and every mistake was recorded. Performance of the cognitive task was quantified as TNS minus all mistakes. In the FLU test, the performance was rated by counting the total number of words enunciated. In the STROOP test, participants were presented a 3 * 4 panel with colors and performance was measured as the total number of colors identified minus all mistakes. These images were projected onto the wall in series and changed randomly every time the participant did a half-turn.

The order of tasks for each participant was determined randomly as well as the order between *STcog*, *DTcog*, *STmotor* or *DTmotor* (which was completed at the same time as *DTcog*). Participants were not allowed to practice and were not given any instructions regarding which task to prioritize during DT. To reduce possible fatigue effects, a rest period was given between the tasks [23].

2.4. Data collection and analysis

The dual-task effect (DTE) was calculated for both motor (*DTEmotor*) and cognitive performance (*DTEcog*) as Plummer et al. [24] proposed:

$$DTE = \frac{(DT - ST)}{ST} * 100$$

The DTE is used to calculate the interference in motor and cognitive tasks and the prioritization of the tasks during DT [13,24,25]. For each variable, negative values for DTE indicate that performance deteriorated under DT conditions (i.e., negative effect of dual-tasking). To visually present the positive or negative effect of each DT on *DTEmotor* and *DTEcog*, a performance-resource operating characteristic graphic (POC) was used [26].

Spatiotemporal gait parameters were obtained with the Optogait system (Optogait, Microgate, Bolzano, Italy) [27] and calculated as the mean of the 1 min sample. The following gait outcome measures were taken: step length, step length variability, stance time, swing time, single support time, double support time, stride length, stride length variability, speed, and cadence. The first and ending two steps of the 10 m walk were removed to avoid speed changes when turning around. Kinematic walking parameters (knee, hip and ankle flexion/extension/ROM) were obtained with an inertial motion capture system (Isen, STT Systems Inc., San Sebastian, Spain) sampled at 100 Hz and calculated on Matlab (MATLAB. (2018). Version R2018b. Natick, Massachusetts: The MathWorks Inc.). This device was composed of 8 inertial measurement units (IMUs) externally mounted on the

participant with adhesive scratch bands at precise points of interest (feet, shank, thighs, pelvis, chest and back) (Fig. 1).

2.5. Statistical analysis

Data were tested for normality using the Shapiro-Wilk test. Spatio-temporal and kinematic parameters were compared between ST and DT (DT3, DT7, FLU, and STROOP) using a one-way ANOVA with the type of cognitive task as a fixed factor and a Tukey post-hoc comparison or a Kruskal-Wallis and Dunn post-hoc comparison if the parameter deviated from normality. *DTEmotor* and *DTEcog* were compared between each DT with the one-way ANOVA and Tukey post-hoc HSD test (Kruskal-Wallis and Dunn Test for *DTEmotor*). Then, a linear multiple regression model was built in backward stepwise fashion with the kinematic parameters to test their contribution to the total variance explained on *DTEcog* and *DTEmotor*. An overall analysis was conducted for all conditions (DT3, DT7, FLU and STROOP) and for each one separately in order to highlight the different kinematic combinations involved in DT walking. Root-mean-squared error (RMSE) was also used to compare the averaged movement cycle at hip, knee and ankle joint during each 1 min test (ST, DT3, DT7, FLU, and STROOP) rather than at specific points during the cycle to provide a deeper analysis of kinematic parameters. The criterion for statistical significance was set at $p < 0.05$. The statistical analysis was performed using JASP (JASP Team (2020). JASP (Version 0.14.1)).

3. Results

3.1. Dual-task effect

DTEcog was statistically different for each task ($p = 0.049$) with a significant difference between DT7 and STROOP ($p = 0.034$). No significant difference was found for *DTEmotor* (Fig. 2). Participant behavior varied depending on the task: both arithmetic tasks (DT3, DT7) caused cognitive-priority trade off (*DTEmotor* < 0 and *DTEcog* > 0), whereas FLU and STROOP caused mutual interference (both *DTEmotor* < 0 and *DTEcog* < 0) (Fig. 3).

3.2. Spatiotemporal parameters

All DT conditions altered *Stance_time*, *Swing_time*, *Single_support_time* and *Double_support_time* ($p < 0.001$) that increased in DT compared to ST (Table 1). *Swing_time* only increased in DT7 ($p = 0.011$) (Table 2).

However, *Speed* and *Cadence* were significantly reduced by all DT conditions. No DT effect was found for the other parameters ($p < 0.05$) (Table 2).

The post-hoc comparison did not highlight any significant difference between STROOP, FLU, DT3, and DT7.

3.3. Kinematic parameters

No significant DT effect was noticed except for *Knee angular_velocity* and *Hip angular_velocity* that decreased in most of the DT conditions (Table 2). Finally, the greatest DT effect was for DT7.

RMSE was calculated for the complete cycle to compare the entire waveform between ST and each DT (DT3, DT7, FLU, and STROOP). RMSE was under 5° for hip (3.59°, 3.56°, 3.87°, 3.4° respectively for DT3, DT7, FLU, and STROOP), knee (2.93°, 3.54°, 3.47°, 3.01° respectively for DT3, DT7, FLU, and STROOP) and ankle joint (2.5°, 2.35°, 2.59°, 2.32° respectively for DT3, DT7, FLU, and STROOP) but higher than 15° for angular velocity at hip (19.18°, 18.7°, 20.11°, 16.35° respectively for DT3, DT7, FLU, and STROOP) and knee joint (22.6°, 28.79°, 21.83°, 29.96° respectively for DT3, DT7, FLU, and STROOP).

No significant difference between STROOP, FLU, DT3 and DT7 was noticed in any of the parameters during the post-hoc comparison.

3.4. Multiple regression

The multiple linear regression model was built with the 11 kinematic variables to investigate more deeply their relationship with *DTEmotor* and *DTEcog* and to determine which combination of kinematic parameters caused the greatest DTE and to highlight the importance of these parameters. The best combination was obtained with *Knee_flexion*, *Ankle_plantarflexion*, *Knee angular_velocity* and *Knee_extension* that explained 51.6% of the variability of *DTEmotor* ($F(4.146) = 38.965$, $p < 0.001$). The analysis identified *Knee_extension* and *Knee_flexion* as the main contributors to *DTEmotor* with a slope coefficient of 0.882 and -0.792 respectively ($p < 0.001$) (Table 3). The positive slope coefficient for *Knee_extension* means that an increase in *DTEmotor* is associated with an increase in *Knee_extension* and inversely for *Knee_flexion*. No significant model was found for *DTEcog*. When running the analysis separately, no significant model was found for *DTEcog* except in DT3 ($F(4.906) = 3.33$, $p = 0.006$), where *Hip_flexion* and *Hip angular_velocity* ($\beta = -0.718$ and 0.514 respectively) were the main factors that explained 30.8% of the variability of *DTEcog* (Table 3).

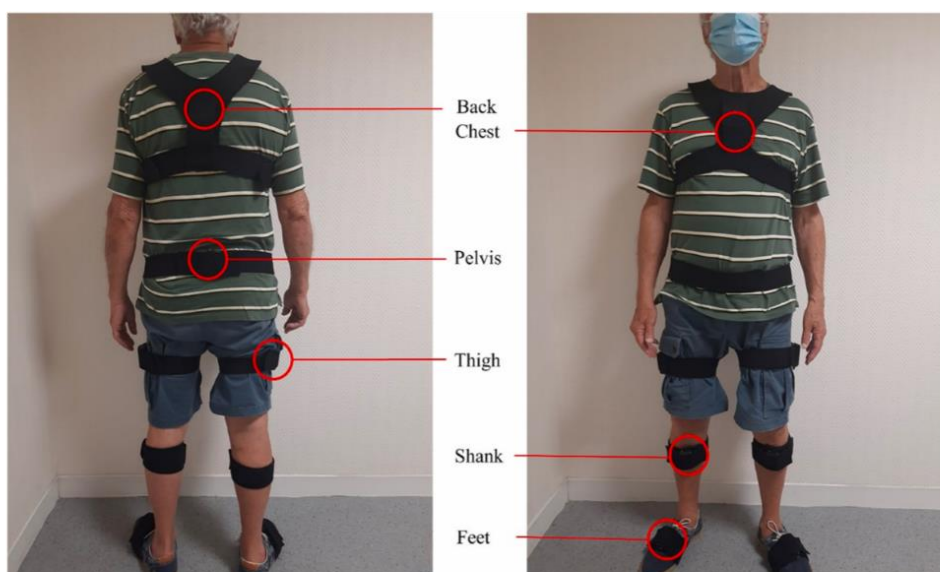


Fig. 1. The eight ISEN IMU system positioning on the participant. Front and back view in the sagittal plane.

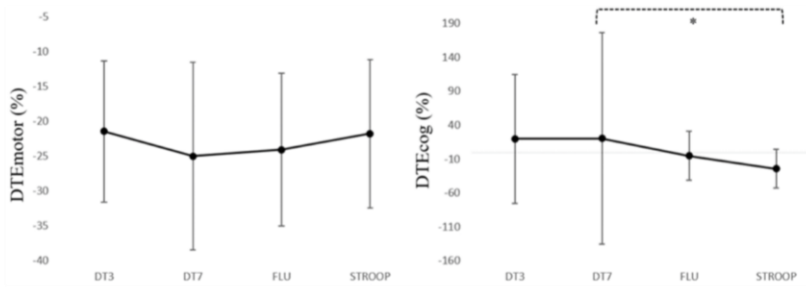


Fig. 2. Motor and cognitive performance (respectively DTEmotor (%), DTEcog(%)) (mean +/- SD) during each dual-task (DT3, DT7, FLU, STROOP). * p < 0.05. Grey line in DTEcog is for DTE= 0.

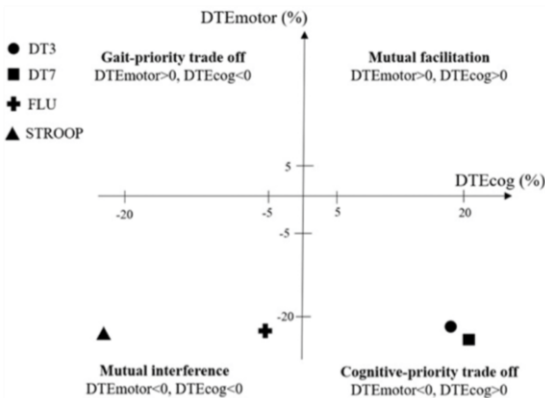


Fig. 3. Performance-resource operating characteristic (POC) showing scales for performance in motor and cognitive tasks (DTEmotor, DTEcog). DTE was calculated for gait and cognitive performance in the four conditions (DT3, DT7, FLU, STROOP). Negative values on the axes indicate deterioration of the task under dual vs single-task condition, while positive values on the axes show a benefit of performing the task under dual vs single task.

Finally, the perceived difficulty of the task was calculated for each ST and DT. The task perceived as most difficult was DT7 (RPE_{ST} = 5.8 +/- 2.2; RPE_{DT} = 5.9 +/- 1.9), followed by FLU (RPE_{ST} = 5.2 +/- 1.4; RPE_{DT} = 5.9 +/- 1.6), STROOP (RPE_{ST} = 3.9 +/- 1.7; RPE_{DT} = 4.7 +/- 1.9), and DT3 (RPE_{ST} = 3.8 +/- 2.1; RPE_{DT} = 4.5 +/- 2.1).

4. Discussion

The objective of this study was to quantify and to compare different types of cognitive tasks (DT3, DT7, FLU, and STROOP) and their effects on spatiotemporal and kinematic lower-limb gait measures in order to find the most pertinent task for the population of interest. An alteration in most of the spatiotemporal parameters was observed for all DT conditions with a higher DT effect for arithmetic tasks (DT3, DT7). No DT effect was noticed on kinematic parameters except on hip and knee angular velocities, confirming half of the hypothesis. Also, older adults showed an alteration in their gait speed (negative DTEmotor) during all four DT conditions, but no significant difference between the type of task was observed.

A comparison of the respective gaits and their cognitive DTE helped to identify the differences in the individual pattern of interference for each task [19]. Regarding DTEmotor and DTEcog, both arithmetic tasks have the same behavior (DTEmotor < 0, DTEcog > 0) causing a cognitive-priority trade-off whereas with FLU and STROOP, both motor and cognitive performance are negative leading to mutual interference.

Table 2

Tukey post hoc test between DT (DT3/DT7/FLU/STROOP) and ST (mean +/- standard deviation). Blue parameters highlight an increase in DT and green was for a decrease in DT. § Tukey HSD was replaced by Dunn test. *p < 0.05, **p < 0.01, ***p < 0.001.

	Parameters	ST	DT3	DT7	FLU	STROOP
Spatio-temporal parameters	Step length (cm)	66.76 +/- 14.9	61.64 +/- 14.1	60.78 +/- 12.9	60.13 +/- 11.2	60.74 +/- 12.9
	Step length variability (%)	10.41 +/- 7.2	12 +/- 8	12.35 +/- 11.2	11.89 +/- 9.7	12.87 +/- 10.4
	Stance time (s) §	0.53 +/- 0.07	0.65 +/- 0.1***	0.69 +/- 0.1***	0.67 +/- 0.14***	0.65 +/- 0.1***
	Swing time (s)	0.4 +/- 0.08	0.44 +/- 0.09	0.45 +/- 0.09*	0.43 +/- 0.07	0.43 +/- 0.06
	Single support time (s)	0.39 +/- 0.06	0.44 +/- 0.08*	0.47 +/- 0.1***	0.436 +/- 0.06	0.43 +/- 0.1
	Double support time (s)	0.14 +/- 0.1	0.2 +/- 0.11*	0.2 +/- 0.11*	0.2 +/- 0.08*	0.2 +/- 0.09*
	Stride length (cm)	133.85 +/- 30.9	122.87 +/- 29.5	120.83 +/- 25.5	119.75 +/- 23.3	121.29 +/- 26.6
	Stride length variability (%)	7.14 +/- 4.7	8.23 +/- 5.2	8.29 +/- 6.8	8.52 +/- 7.3	9.1 +/- 7.8
	Speed (m/s)	1.44 +/- 0.3	1.13 +/- 0.3***	1.09 +/- 0.3***	1.1 +/- 0.3***	1.12 +/- 0.3***
	Cadence (ppm)	129.64 +/- 16	110.97 +/- 15***	107.58 +/- 18.2***	109.74 +/- 16.8***	111.71 +/- 12.5***
Kinematic parameters	Step time variability	8.17 +/- 7.1	11.48 +/- 9.5	13.92 +/- 15.2	12.55 +/- 14.6	12.26 +/- 11.3
	Knee flexion (°)	51.6 +/- 8.4	48.6 +/- 7.8	48.3 +/- 8.4	48.5 +/- 9.3	49.6 +/- 8.6
	Knee extension (°)	1.8 +/- 4.2	1.4 +/- 3.9	1.7 +/- 3.9	1.7 +/- 3.9	2.2 +/- 4
	Knee ROM (°)	52.3 +/- 8.1	48.4 +/- 7.5	48.4 +/- 8.8	48.7 +/- 8.6	49.5 +/- 8.4
	Hip flexion (°)	27.5 +/- 8.5	26.1 +/- 8	25.2 +/- 7.3	25.7 +/- 7.7	26.5 +/- 6.7
	Hip extension (°)	-13.5 +/- 6.8	-12 +/- 4.6	-11.9 +/- 6.5	-12.4 +/- 9.5	-10.9 +/- 5.5
	Hip ROM (°)	39.7 +/- 8.6	37.3 +/- 8	36.2 +/- 7.8	37.2 +/- 9.1	36 +/- 0.7 8
	Ankle dorsiflexion (°)	10.5 +/- 3	9.7 +/- 3	9.6 +/- 3.1	9.8 +/- 3.1	9.6 +/- 2.8
	Ankle plantarflexion (°)	-9.8 +/- 5.8	-10.8 +/- 5.5	-10.2 +/- 5	-10.9 +/- 5.1	-10 +/- 5.3
	Ankle ROM (°)	20.3 +/- 4.7	20.5 +/- 4.6	19.8 +/- 4.5	20.7 +/- 4.1	19.6 +/- 4.6
Knee angular velocity	334.9 +/- 56.3	284.9 +/- 56**	277.9 +/- 61.6 ***	283.4 +/- 62.3***	286 +/- 53.9**	
Hip angular velocity	187.1 +/- 44.4	155 +/- 42*	150.8 +/- 43.3**	159.2 +/- 60.7	156.9 +/- 41.8*	

Table 3

Multiple linear regression model (backward) over all kinematic parameters in knee, hip and ankle joint on DTEmotor and DTEcog for all conditions (all) and DT3, DT7, FLU and STROOP separately. Most contributive parameters are in bold.

	Model	R ² (%)	Parameters	β	t	p				
DTEmotor	all (F(4.146) = 38.965, p < 0.001)	51.6	Knee flexion	-0.792	-6.007	< 0.001				
			Knee extension	0.882	4.614	< 0.001				
			Ankle plantarflexion	-0.562	-4.102	< 0.001				
			Knee angular velocity	0.178	11	< 0.001				
	DT3 F(3.33)= 11.381, p < 0.001	50.9	Hip extension	0.636	2.381	0.023				
			Knee angular velocity	0.193	4.715	< 0.001				
			Knee ROM	-0.688	-2.329	0.026				
			Knee flexion	-0.869	-3.377	0.002				
	DT7 F(3.34)= 19, p < 0.001	62.6	Ankle ROM	0.789	2.185	0.036				
			Knee angular velocity	0.217	6.597	< 0.001				
			Knee flexion	-0.487	-2.021	0.052				
			Knee extension	0.633	2.020	0.052				
	FLU F(6.31)= 6.801, p < 0.001	56.8	Hip flexion	4.402	2.003	0.054				
			Hip extension	-4.211	-1.896	0.067				
			Hip ROM	-4.113	-1.786	0.084				
			Knee angular velocity	0.085	2.322	0.027				
			Knee flexion	-0.860	-3.369	0.002				
			Knee extension	1.129	2.690	0.011				
			Ankle plantarflexion	-0.789	-2.975	0.005				
			Knee angular velocity	0.165	4.795	< 0.001				
STROOP F(4.33)= 8.568, p < 0.001	50.9	Ankle extension	-0.121	-1.488	0.139					
		Hip angular velocity	0.514	2.372	0.024					
		Hip flexion	-0.718	-3.087	0.004					
		Ankle extension	-0.491	-2.799	0.009					
		Hip ROM	-0.142	-0.86	0.396					
		Hip ROM	-0.180	-1.099	0.279					
		Knee extension	-0.145	-0.858	0.397					
		Hip angular velocity	0.546	2.048	0.048					
		DTEcog	all F(1.149)= 2.21, p = 0.139	0.00						
					DT3 F(3.33)= 4.906, p = 0.006	30.8				
		DTEcog	DT7 F(1.36)= 0.739, p = 0.396	0.00						
					FLU F(1.36)= 1.207, p = 0.279	0.00				
STROOP F(1.36)= 3.385, p = 0.074	8.6									

During arithmetic tasks, there was a negative effect on gait, and yet a positive effect on cognitive performance in line with a previous study [19], revealing that older adults might have prioritized the cognitive task over walking. Also, the negative effect on gait was quite similar in the different tasks suggesting that tasks of working memory (arithmetic tasks, verbal fluency) and cognitive inhibition (STROOP), which both refers to executive functions and gait control, have the same impact on dual-task gait performance. A meta-analysis suggests that cognitive tasks that involve internal interfering factors (e.g. mental tracking) seem to disturb gait performance more than those involving external interfering factors (e.g. reaction time) [1] so it was expected that gait would be more altered in mental tracking tasks. However, studies using fMRI [28] have found that, during STROOP, the dorsolateral pre-frontal cortex was activated which indicates sharing of neural resources thus equivalent interference with working memory tasks (equivalent DTEmotor).

Finally, there was a negative effect on both gait and cognitive performance with FLU and STROOP, and a higher deterioration with STROOP (DTEcog = -24.52 +/- 28.55) than with FLU (DTEcog = -5.11 +/- 36.55). Another study [5] found similar DTEcog but used a preferred walking speed instead of a fast one. The STROOP task, which is based on conflict between the name of a color and the color in which it is printed, requires considerable attention, planning, and information processing to avoid instinctive responses. As opposed to the STROOP test, other cognitive tasks are associated with a more focused activation of brain areas such as the pre-frontal cortex used for working memory and visuomotor tasks [29]. The pattern of neural activation for STR tasks suggests the involvement of an extensive network of brain areas, which may lead to use of greater processing resources and may explain the greater DTEcog with STROOP. Maybe Patel et al. [5] did not find this DTEcog with STROOP because the speed was not sufficiently high to create an interference. Indeed, they found that an increased walking speed increased the difficulty of DT while slow walking allowed subjects to prioritize the cognitive task over the locomotor task when the complexity of the cognitive task increased [5]. Therefore, clinicians should be aware of the different strategies implemented depending on

the type of task and also of the speed suggested for the task (fast, slow, or self-selected).

Older adults showed significant spatiotemporal gait patterns such as slower speed and cadence, longer stance time, single support and double support time (p < 0.001) during DT compared to ST walking. Results are in agreement with the available evidence that older adults tend to compensate their declining walking capacity by slowing gait speed and cadence, by shortening step length and by increasing double support time [15,20,30,31]. Moreover, more spatio-temporal parameters were altered in DT7 compared to other cognitive tasks, with a greater alteration in swing time and in single and double support time. Beauchet et al. [30] also found that an arithmetic task modified more spatio-temporal parameters than a verbal fluency task. They found that stride time increased significantly when walking and performing an arithmetic task or a verbal fluency test compared with single-tasking (p < 0.001) whereas stride time variability increased significantly only with an arithmetic task (p = 0.005). Several theories have been put forth to explain why gait is altered in response to dual-tasking and one of them is that a limitation in executive function causes a deterioration in motor or cognitive tasks when the limit is reached [4]. Verbal fluency tasks target semantic memory, which has no direct relationship with executive functions, [30] while arithmetic tasks depend on the working memory, a system for temporary storage and information processing, which is directly related to executive functions [30]. Consequently, arithmetic tasks seemed to be the most adequate tasks in which gait changes were the highest in terms of spatiotemporal parameters. It is also important to note that dual-task-related changes in spatio-temporal gait parameters found here have been previously found to distinguish groups of healthy participants from those with neurological disorders [1,32]. Also, gait speed is considered a general indicator of functional performance [33], where reduced speed may predict falls [14], which may indicate the potential of dual-task-related changes in spatio-temporal parameters for fall and balance.

Concerning kinematic parameters, a DT effect was found for knee and hip angular velocity in all DT conditions (RMSE>15°) with a greater alteration in the knee joint and during arithmetic tasks (p < 0.001).

However, the other variables concerning joint angles were not significantly altered. Previous studies using kinematic parameters found them to have more discriminatory power as regards balance impairment than spatiotemporal parameters. Lin et al. found that participants flex their hips and knees less when dual-tasking [34]. Lemke et al. [35] also found that slight, but potentially important, kinematic and kinetic differences could be observed between single- and dual-tasking that may have implications for functional movement assessments and injury risk research. The calculation method used in this study can partially explain the non-significance of kinematic variables between ST and DT. Indeed, a recent study has pointed out a new method based on entropy measures that incorporates non-unity time delay and could reveal small differences between the two conditions (e.g. ST vs DT) in kinematic signals [36]. If the DT effect on the kinematic variable was quite moderate, the multiple linear regression showed its major role in explaining *DTEmotor*, which highlights the importance of measuring kinematic parameters in dual-task walking. Gait performance was significantly explained by the combination of kinematic measures with *Flex_Knee* and *Ext_Knee* as the main factors ($F(4,146) = 38.965, p < 0.001$). Thus, results highlighted those kinematic parameters were task-dependent as the model did not present the same kinematic combination for each cognitive tasks. As for spatiotemporal parameters, the biggest alteration occurred during arithmetic tasks followed by the verbal fluency test.

Despite the great impact of arithmetic tasks on spatiotemporal and angular velocity parameters, it is important to notice a high variability in *DTEcog* for DT7 (+/-156) which is the task perceived as the most difficult ($RPE_{ST} = 5.8 \pm 2.2$; $RPE_{DT} = 5.9 \pm 1.9$). It was previously noticed that the increased variability of the variable of interest was positively correlated with the complexity of the secondary task [12] suggesting that DT7 may be too difficult for the population. When applying the DT paradigm, the complexity level of the secondary task must be carefully chosen to correspond with the capacity of a specific target population [37] and demonstrate the real effect of DT. DT7 has previously been shown to be so arduous that it was not considered in a previous study [6]. Consequently, even if the literature highlights that mental tracking tasks are the most used in dual-tasking and that they are sufficient to alter gait in older adults [3,12], a careful consideration should be given to the level of difficulty.

There are several limitations to this study. First, as stated above, kinematics was only calculated in the sagittal plane. However, a significant DT effect on medio-lateral waveforms could have been expected, as found in a previous study [36]. Also, the study was not designed to test for the reliability and reproducibility of DT parameters (*DTEcog*, *DTEmotor*). However, recent studies have shown that DT performance can depend on training and assimilation [38], while other studies have found that the reproducibility of the parameters was excellent ($ICC = 0.67-0.99$) [39]. It is thus important to mention that a learning effect of cognitive and motor tasks during the test could have strongly influenced the results. While the randomization of tasks in ST or DT were designed to limit this learning effect, future studies should begin the dual-task test with a practice session to prevent the learning effect. Finally, this study only focuses on analyzing different type of cognitive tasks on spatio-temporal and kinematic parameters of gait. If previous links were shown between the basic gait parameters and risk of falling [1,14], further investigation should be made into the significance of the dual-task-related changes in gait parameters to balance, falls and frailty status which may better reveal which dual-task paradigm to use for a specific screening tool. This study was the first to evaluate at the same time the effects of different types of cognitive tasks associated with walking on both spatiotemporal and kinematic parameters by using an appropriate calculation of the DTE to quantify the difference between ST and DT. This could help clinicians to visualize which type of task to choose and how this task impacts walking and cognitive performance. Knowing which walking parameter (spatio or kinematic) is more deeply impacted in dual-tasking can guide clinicians to design efficient tests and to know which parameters to measure, and thus, what equipment is

needed. Kinematics parameters were shown to be of importance in the regression models and that is why such an equipment (inertial system) is of importance compared a stopwatch. This system can help clinicians to have a complete and deeper analysis of the patient. Nowadays, the spread of lower cost, and wearable wireless technologies (smartphone, IMUs) offers to clinicians a large panel of assessment and evaluation tools that are already used to quantify specific movement such as sit-to-stand [40]. The perspective on IMU's are increasing [41] which makes this study an interesting perspective for future clinical assessment.

5. Perspectives

The aim of this study was to provide deeper information on the effect of different DT conditions on spatiotemporal and kinematic parameters. In line with previous studies, spatiotemporal parameters were altered in DT conditions and especially during arithmetic tasks. Kinematic parameters showed less alteration in DT except for angular velocities. Arithmetic tasks showed better cognitive performance during DT compared to ST which might be due to prioritizing cognitive tasks in DT. However, during FLU and STROOP tests, DT walking led to a loss of both motor and cognitive performance. Thus, an analysis of the effect of the type of task is essential to obtain an accurate clinical evaluation by choosing a task with the appropriate level of difficulty, as walking and cognitive performance are task dependent. This study is a first step to provide researchers and clinicians with deeper insight into how to effectively integrate DT in a clinical evaluation to detect cognitive or mobility impairment, frailty, or a fall risk by analyzing motor and cognitive performance.

Author's statement

Author agreement

All authors have seen and approved the final version of the manuscript being submitted. They warrant that the article is the authors' original work, hasn't received prior publication and isn't under consideration for publication elsewhere.

Funding source declaration

No funding or research grants was needed.

Permission note

Only figures and material which are original content were used.

Declaration of Competing Interest

No financial/personal interest or belief has been declared.

References

- [1] E. Al-Yahya, H. Dawes, L. Smith, A. Dennis, K. Howells, J. Cockburn, Cognitive motor interference while walking: a systematic review and meta-analysis, *Neurosci. Biobehav. Rev.* 35 (2011) 715–728, <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2010.08.008>.
- [2] T. Hedden, J.D.E. Gabrieli, Insights into the ageing mind: a view from cognitive neuroscience, *Nat. Rev. Neurosci.* 5 (2004) 87–96, <https://doi.org/10.1038/nrn1323>.
- [3] B. Wollesen, M. Wanstrath, K.S. Van Schooten, K. Delbaere, A taxonomy of cognitive tasks to evaluate cognitive-motor interference on spatiotemporal gait parameters in older people: a systematic review and meta-analysis, *Eur. Rev. Aging Phys. Act.* 16 (2019) 1–27, <https://doi.org/10.1186/s11556-019-0218-1>.
- [4] G. Yogev-Seligmann, J.M. Hausdorff, N. Giladi, The role of executive function and attention in gait, *Mov. Disord.* 23 (2008) 329–342, <https://doi.org/10.1002/mds.21720>.
- [5] P. Patel, M. Lamar, T. Bhatt, Effect of type of cognitive task and walking speed on cognitive-motor interference during dual-task walking, *Neuroscience* 260 (2014) 140–148, <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2013.12.016>.

- [6] H. Ehsani, M.J. Mohler, K. O'Connor, E. Zamrini, C. Tirambulo, N. Toosizadeh, The association between cognition and dual-tasking among older adults: the effect of motor function type and cognition task difficulty, *Clin. Interv. Aging* 14 (2019) 659–669, <https://doi.org/10.2147/CIA.S198697>.
- [7] A. Martínez-Ramírez, I. Martinikorena, P. Lecumberri, M. Gómez, N. Millor, A. Casas-Herrero, F. Zambom-Ferraresi, M. Izquierdo, Dual task gait performance in frail individuals with and without mild cognitive impairment, *Dement. Geriatr. Cogn. Disord.* 42 (2016) 7–16, <https://doi.org/10.1159/000447451>.
- [8] L. Bahureksa, B. Najafi, A. Saleh, M. Sabbagh, D. Coon, M.J. Mohler, M. Schwenk, The impact of mild cognitive impairment on gait and balance: a systematic review and meta-analysis of studies using instrumented assessment, *Gerontology* 63 (2016) 67–83, <https://doi.org/10.1159/000445831>.
- [9] M. Bayot, K. Dujardin, L. Dissaux, C. Tard, L. Defebvre, C.T. Bonnet, E. Allart, G. Allali, A. Delval, Can dual-task paradigms predict Falls better than single task? – a systematic literature review, *Neurophysiol. Clin.* (2020), <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2020.10.008>.
- [10] Abernethy, Dual-task methodology and motor skills research: some applications and methodological constraints, *J. Hum. Mov. Stud.* 14 (1988) 101–132.
- [11] E. Smith, T. Cusack, C. Blake, The effect of a dual task on gait speed in community dwelling older adults: a systematic review and meta-analysis, *Gait Posture* 44 (2016) 250–258, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.12.017>.
- [12] G. de, C. Gomes, L.F. Teixeira-Salmela, F.A.S. de Freitas, M.L.M. Fonseca, M. de, B. Pinheiro, V.A. de, C. Morais, P. Caramelli, Gait performance of the elderly under dual-task conditions: review of instruments employed and kinematic parameters, *Rev. Bras. Geriatr. e Gerontol.* 19 (2016) 165–182, <https://doi.org/10.1590/1809-9823.2016.14159>.
- [13] G.B.O. Beauchet, Marche et double tâche: définition, intérêts et perspectives chez le sujet âgé, *Psychol. Neuropsychiatr. Vieil.* 4 (2006) 215–225, <https://doi.org/10.23736/S1973-9087.17.04722.0>.
- [14] O. Beauchet, V. Dubost, G. Allali, R. Gonthier, F.R. Hermann, R.W. Kressig, “Faster counting while walking” as a predictor of falls in older adults, *Age Ageing* 36 (2007) 418–423, <https://doi.org/10.1093/ageing/afm011>.
- [15] R. Rucco, V. Agosti, F. Jacini, P. Sorrentino, P. Variabile, M. De Stefano, G. Milan, P. Montella, G. Sorrentino, Spatio-temporal and kinematic gait analysis in patients with Frontotemporal dementia and Alzheimer’s disease through 3D motion capture, *Gait Posture* 52 (2017) 312–317, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.12.021>.
- [16] J.T. Coulthard, T.T. Treen, A.R. Oates, J.L. Lanovaz, Evaluation of an inertial sensor system for analysis of timed-up-and-go under dual-task demands, *Gait Posture* 41 (2015) 882–887, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.03.009>.
- [17] G. Yogev-Seligmann, J.M. Hausdorff, N. Giladi, Do we always prioritize balance when walking? Towards an integrated model of task prioritization, *Mov. Disord.* 27 (2012) 765–770, <https://doi.org/10.1002/mds.24963>.
- [18] S.W. Muir, M. Speechley, J. Wells, M. Borrie, K. Gopaul, M. Montero-odasso, Gait & Posture Gait assessment in mild cognitive impairment and Alzheimer’s disease: the effect of dual-task challenges across the cognitive spectrum, *Gait Posture* 35 (2012) 96–100, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.08.014>.
- [19] F. Fallahtafti, J.B. Boron, D.M. Venema, H.J. Kim, J.M. Yentes, Task specificity impacts dual-task interference in older adults, *Aging Clin. Exp. Res.* 33 (2021) 581–587, <https://doi.org/10.1007/s40520-020-01575-3>.
- [20] R.C. Freire Júnior, J.M. Porto, N.R. Marques, P.E. Magnani, D.C.C. de Abreu, The effects of a simultaneous cognitive or motor task on the kinematics of walking in older fallers and non-fallers, *Hum. Mov. Sci.* 51 (2017) 146–152, <https://doi.org/10.1016/j.humov.2016.12.004>.
- [21] J.M. Strygley, A. Mirelman, T. Herman, When does walking alter thinking? Age and task associated findings, *Brain Res.* (2009) 92–99, <https://doi.org/10.1097/01.mph.0000212986.41564.e9>.
- [22] J.M. Hausdorff, A. Schweiger, T. Herman, G. Yogev-Seligmann, N. Giladi, Dual-task decrements in gait: contributing factors among healthy older adults, *J. Gerontol. - Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.* 63 (2008) 1335–1343, <https://doi.org/10.1093/gerona/63.12.1335>.
- [23] M. Behrens, A. Mau-Moeller, A. Lischke, F. Katlum, M. Gube, V. Zschorlich, R. Skripitz, M. Weippert, Mental fatigue increases gait variability during dual-task walking in old adults, *J. Gerontol. - Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.* 73 (2018) 792–797, <https://doi.org/10.1093/gerona/glx210>.
- [24] P. Plummer-D’Amato, B. Brancato, M. Dantowitz, S. Birken, C. Bonke, E. Furey, Effects of gait and cognitive task difficulty on cognitive-motor interference in aging, *J. Aging Res.* (2012) (2012), <https://doi.org/10.1155/2012/583894>.
- [25] O. Beauchet, V. Dubost, G. Allali, “Stops walking when talking”: 12 ans après, *Ann. Gerontol.* 2 (2009) 17–25. (<http://www.jle.com/fr/revues/medecine/age/e-docs/00/04/46/25/resume.phtml>).
- [26] T.L. McIsaac, E.M. Lamberg, L.M. Muratori, Building a framework for a dual task taxonomy, *Biomed. Res. Int.* (2015) (2015), <https://doi.org/10.1155/2015/591475>.
- [27] K. Lienhard, D. Schneider, N.A. Maffioletti, Validity of the Optogait photoelectric system for the assessment of spatiotemporal gait parameters, *Med. Eng. Phys.* 35 (2013) 500–504, <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2012.06.015>.
- [28] C. la Fougère, A. Zwergal, A. Rominger, S. Förster, G. Fesl, M. Dieterich, T. Brandt, M. Strupp, P. Bartenstein, K. Jahn, Real versus imagined locomotion: A [18 F]-FDG PET-fMRI comparison, *Neuroimage* 50 (2010) 1589–1598, <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2009.12.060>.
- [29] I. Toni, M.F.S. Rushworth, R.E. Passingham, Neural correlates of visuomotor associations spatial rules compared with arbitrary rules, *Exp. Brain Res.* 141 (2001) 359–369, <https://doi.org/10.1007/s002210100877>.
- [30] V. Beauchet, O. Dubost, Dual-task-related gait changes in the elderly: does the type of cognitive task matter, *J. Mot. Behav.* 37 (2005) 259–264.
- [31] A.L. Penko, M.C. Streicher, M.M. Koop, T. Dey, A.B. Rosenfeldt, A.S. Bazyk, J. L. Alberts, Dual-task interference disrupts parkinson’s gait across multiple cognitive domains, *Neuroscience* 379 (2018) 375–382, <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2018.03.021>.
- [32] D. Maquet, F. Lekeu, E. Warzee, S. Gillain, V. Wojtasik, E. Salmon, J. Petermans, J. L. Croisier, Gait analysis in elderly adult patients with mild cognitive impairment and patients with mild Alzheimer’s disease: simple versus dual task: a preliminary report, *Clin. Physiol. Imaging* 30 (2010) 51–56, <https://doi.org/10.1111/j.1475-097X.2009.00903.x>.
- [33] K.M. Palombaro, R.L. Craik, K.K. Mangione, J.D. Tomlinson, Determining meaningful changes in gait speed after hip fracture, *Phys. Ther.* 86 (2006) 809–816, <https://doi.org/10.1093/ptj/86.6.809>.
- [34] M.L.B. Lin, K.H. Lin, Walking while performing working memory tasks changes the prefrontal cortex hemodynamic activations and gait kinematics, *Front. Behav. Neurosci.* 10 (2016), <https://doi.org/10.3389/fnbeh.2016.00092>.
- [35] R.C.L. and, B. Landon, J.O. Lempke, S. Rachel, J. Johnson, D. Schmidt, Single-versus dual-task functional movement paradigms: a biomechanical analysis, *Hum. Kinet. J.* (2021) 774–785, <https://doi.org/10.1123/jsr.2020-0310>.
- [36] S. Ahmadi, T. Siragy, J. Nantel, Regularity of kinematic data between single and dual-task treadmill walking in people with Parkinson’s disease, *J. Neuroeng. Rehabil.* 18 (2021) 1–14, <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00807-5>.
- [37] Y.H. Chu, P.F. Tang, Y.C. Peng, H.Y. Chen, Meta-analysis of type and complexity of a secondary task during walking on the prediction of elderly falls, *Geriatr. Gerontol. Int* 13 (2013) 289–297, <https://doi.org/10.1111/j.1447-0594.2012.00893.x>.
- [38] E. Ruthruff, M. Van Selst, J.C. Johnston, R. Remington, How does practice reduce dual-task interference: integration, automatization, or just stage-shortening? *Psychol. Res.* 70 (2006) 125–142, <https://doi.org/10.1007/s00426-004-0192-7>.
- [39] B. Wollesen, K. Mattes, J. Rönnefeldt, Influence of age, gender and test conditions on the reproducibility of Dual-Task walking performance, *Aging Clin. Exp. Res.* 29 (2017) 761–769, <https://doi.org/10.1007/s40520-016-0664-9>.
- [40] A. Cerrito, L. Bichsel, L. Radlinger, S. Schmid, Reliability and validity of a smartphone-based application for the quantification of the sit-to-stand movement in healthy seniors, *Gait Posture* 41 (2015) 409–413, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.11.001>.
- [41] F. Routhier, N.C. Duclos, É. Lacroix, J. Lettre, E. Turcotte, N. Hamel, F. Michaud, C. Duclos, P.S. Archambault, L.J. Bouyer, Clinicians’ perspectives on inertial measurement units in clinical practice, *PLoS One* 15 (2020) 1–15, <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0241922>.

3. Synthèse

L'objectif de cette étude était d'évaluer les conséquences de diverses tâches cognitives additionnelles sur la biomécanique de la marche en double tâche chez les individus âgés. Les résultats ont mis en évidence une altération des paramètres spatio-temporels de la marche dans chacune des quatre doubles tâches, mais qui était plus importante lors de la marche couplée à des tâches cognitives arithmétiques (décompte de 3 en 3 et de 7 en 7). Les paramètres cinématiques n'ont pas été impactés par la double tâche sauf les paramètres de vitesse angulaire de la hanche et du genou. Les résultats ont également mis en lumière une importante variabilité des DTE lors du décompte de 7 en 7 suggérant que cette tâche est possiblement trop complexe pour la population âgée de cette étude. En effet, la variabilité des DTE montre que certaines personnes âgées n'arrivent pas à gérer cette complexité d'exercice et s'arrêtent même de marcher pour certaines d'entre elle. Le décompte de 3 en 3 semble être la tâche la plus adaptée aux personnes âgées puisqu'elle n'engendre pas d'importante variabilité des DTE, mais elle provoque suffisamment d'altération des paramètres spatio-temporels et cinématiques de la marche.

Il est également important de regarder les performances cognitives en double tâche (DTEcog) afin de comparer la stratégie de priorisation lors des différents types de double tâche. Le POC a été utilisé dans cette étude pour représenter graphiquement les interférences lors des doubles tâches et l'effet de priorisation sur la tâche cognitive ou motrice. Ainsi, les tâches arithmétiques créent une interférence mutuelle où finalement, les performances cognitives et motrices (ici vitesse de marche) ont été altérées en double tâche ($DTE_{cog} < 0$ et $DTE_{mot} < 0$). A l'inverse, les tâches de STROOP et de fluence verbale créent un comportement de priorisation vers la tâche cognitive. Ainsi, la performance cognitive est maintenue voir meilleure en double tâche ($DTE_{cog} > 0$) mais avec une performance motrice altérée ($DTE_{mot} < 0$). Cette étude a finalement été la première à évaluer les effets de différentes tâches cognitives additionnelles sur les paramètres spatio-temporels et cinématiques de la marche en utilisant les DTE.

Les résultats de cette deuxième étude ont donc permis de mieux comprendre les effets des différentes tâches cognitives sur les performances cognitives et motrices en double tâche chez une population âgée. Le décompte de 3 en 3 est apparu comme altérant le plus les paramètres biomécaniques de la marche tout en présentant une variabilité raisonnable. Si la variabilité des mesures intra-individuelles est trop importante, cela peut biaiser fortement la reproductibilité des mesures et donc la fiabilité du diagnostic clinique (Papoz, 2001). Au-delà du type de tâche cognitive et de leur complexité, les facteurs individuels des patients âgés comme leur âge, leur sexe, leur statut de fragilité ou leur historique de chute pourrait influencer leur performance en double tâche (Plummer

and Eskes, 2015). Si l'objectif clinique de ces travaux de thèse est d'identifier les déclin fonctionnels à travers la marche en double tâche, il semble nécessaire de connaître et de quantifier les effets de ces différents facteurs individuels sur la performance en double tâche.

Etude 3: Effects of age, sex, frailty and falls on cognitive and motor performance during dual task walking in older adults.

Cette étude a fait l'objet d'une publication dans une revue indexée et d'une communication affichée au congrès EUGMS.

- ✚ **Piche E**, Chorin F, Gerus P, Jaafar A, Guerin O, Zory R. (2022). Effects of age, sex, frailty and falls on cognitive and motor performance during dual-task walking in older adults. *Experimental Gerontology* ; 171 : 112022. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2022.112022>
- ✚ **Piche E**, Gerus P, Chorin F, Guerin O, Zory R. (2022). The efficiency of dual-task walking to identify fall risk and frailty status through the analysis of spatio-temporal walking parameters. EUGMS London 2022

1. Présentation

L'étude précédente a permis de comparer les effets de différents types de tâches cognitives couplées à la marche sur les paramètres spatio-temporels et cinématique dans une population âgée, relativement saine. Les résultats de cette étude ont permis de montrer une altération des paramètres biomécanique de la marche lors d'une double tâche chez une population âgée, saine. Ils ont également montré que le niveau d'altération des paramètres biomécaniques dépendait du type de tâche cognitive. Si le comportement en double tâche et les interactions qu'elle engendre dépend du type de tâche cognitive additionnelle, ils dépendent aussi de la capacité cognitive et des ressources disponibles chez la personne âgée et donc certainement des facteurs individuels tel que le niveau de fragilité, l'historique de chute, l'âge et le statut de fragilité du participant. Il est donc important de connaître les effets de ces caractéristiques individuelles sur les performances cognitives et motrices de la marche en double tâche. Ces différents facteurs individuels interagissent également entre eux avec, par exemple, une prévalence de la fragilité avec l'avancée en âge (Collard *et al.*, 2012b). Il est donc nécessaire de les prendre en compte dans une même analyse pour connaître leurs influences respectives sur la performance en double tâche.

Pourtant, dans la littérature, ces facteurs sont souvent étudiés séparément. Il a déjà été montré que les participants âgés fragiles diminuaient davantage leur vitesse de marche, leur cadence et leur temps d'enjambée en double tâche par rapport aux personnes âgées, saines (Guedes *et al.*, 2014). Dans cette étude, les interférences n'ont pas été calculées par les DTE et seulement la vitesse, la cadence et la longueur d'enjambée ont été analysées. Une autre étude a justement quantifié les interférences en double tâche avec les DTE (Cadore *et al.*, 2015) sur la vitesse de marche. Ils ont cependant montré qu'il n'y avait pas de différence significative des DTE de la vitesse de marche entre un groupe fragile et non fragile suggérant alors que le niveau d'altération en double tâche est indépendant de la fragilité. Cependant, ils ont évalué les participants seulement sur 5 m de marche, soit à peine plus de 5 secondes d'analyse ce qui est beaucoup trop faible pour espérer analyser les interactions en double tâche et les effets de celle-ci sur les performances motrices. Si les informations dans la littérature sont assez faibles concernant la double tâche et la fragilité, elles sont nombreuses concernant l'âge et la chute et montrent une plus grande altération des paramètres spatio-temporels de la marche avec l'avancée en âge (Al-Yahya *et al.*, 2011; Smith, Cusack and Blake, 2016) et avec l'augmentation de l'historique de chute (Nordin *et al.*, 2010; Bayot *et al.*, 2020). Yogev et Seligman (Yogev-Seligmann *et al.*, 2010) ont été les premiers à mettre en évidence un effet du sexe sur la marche en double tâche. Ils ont montré que les femmes préféraient prioriser la performance cognitive plutôt que la marche, les hommes, eux, préférant prioriser la marche. Ils ont également montré que les

instructions de priorisation donnée aux participants revêtaient une grande importance puisqu'elles influençaient l'effet du sexe sur la marche en double tâche (Yogev-Seligmann *et al.*, 2010). Par conséquent, les résultats des différentes études ne peuvent pas être généralisés puisque les consignes données étaient toutes différentes. Au regard des résultats de l'étude 2, l'altération des paramètres de la marche dépend aussi du type de tâche et pourrait également influencer les effets des différents facteurs individuels. Il apparaît alors nécessaire de quantifier les effets de ces différents facteurs individuels que sont le sexe, l'âge, l'historique de chute et la fragilité au sein d'une même étude afin d'avoir les mêmes consignes de priorisation et la même double tâche. Il sera ainsi possible de comparer ces différents effets entre eux et de limiter les effets de la consigne et du type de tâche cognitive.

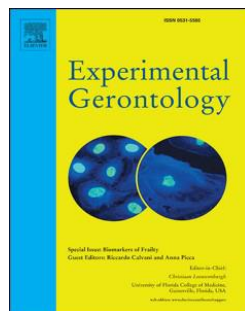
Dans ce contexte, l'objectif de cette troisième étude est donc de quantifier les effets des facteurs individuels tel que l'âge, le sexe, le phénotype de fragilité et l'historique de chute sur les performances cognitives et motrices lors de la marche en double tâche avec comme tâche cognitive additionnelle le décompte de 3 en 3. L'hypothèse posée est que la fragilité, le sexe, l'historique de chute et l'âge impactent considérablement la biomécanique de la marche en double tâche. La fragilité serait le facteur individuel qui aurait le plus d'effet sur la marche en double tâche.

2. L'étude

L'effet de l'âge, du sexe, du niveau de fragilité et de chute sur les performances cognitives et les performances motrices en double tâche chez les personnes âgées.

Effect of age, sex, frailty and falls on cognitive and motor performance during dual task walking in older adults.

Elodie PICHE, Frédéric CHORIN, Pauline GERUS, Aryn JAAFAR, Olivier GUERIN, Raphael ZORY



Article publié dans Experimental Gerontology (Novembre 2022)



Contents lists available at [ScienceDirect](https://www.sciencedirect.com)

Experimental Gerontology

journal homepage: www.elsevier.com/locate/expgero



Effects of age, sex, frailty and falls on cognitive and motor performance during dual-task walking in older adults

Elodie Piche^{a,b,*}, Frédéric Chorin^{a,b}, Pauline Gerus^a, Aryn Jaafar^{b,c}, Olivier Guerin^{b,c}, Raphaël Zory^{a,d}

^a Université Côte d'Azur, LAMHES, Nice, France

^b Université Côte d'Azur, Centre Hospitalier Universitaire de Nice, Clinique Gériatrique du Cerveau et du Mouvement, Nice, France

^c Université Côte d'Azur, CNRS UMR 7284/INSERM U108, Institute for Research on Cancer and Aging Nice (IRCAN), Faculté de médecine, Nice, France

^d Institut universitaire de France, France

ARTICLE INFO

Section Editor: Mylène Aubertin-Leheudre

Keywords:

Clinical evaluation
Walking analysis
Dual-tasking
Aging

ABSTRACT

Background: Dual-task (DT) walking is of great interest in clinical evaluation to evaluate the risk of falling or cognitive declines in older adults. However, it appears necessary to investigate deeply the confounding factors to better understand their impact on dual-task performance.

Objective: To evaluate the effect of age, sex, falls and frailty on cognitive and motor parameters in dual-task walking.

Subjects: 66 older participants (mean age = 75.5 ± 6.3; mean height = 165.8 ± 8.4 cm; mean weight = 68.4 ± 14 kgs) were split into groups based on their age, sex, fall and frailty status.

Methods: Participants performed single-task walking, single-task cognitive (serial subtraction of 3), and dual-task walking (subtraction + walking) for 1 min at their fast pace. Gait speed, step length, step length variability, stance and swing phase time, single and double support, cadence, step time variability and gait speed variability were recorded in single- and dual-task walking and used to calculate the dual-task effect (DTE) as ((DT - ST) / ST) * 100. The cognitive score (*DTEcog*) was calculated as the number of correct responses minus errors. Generalized linear mixed models (GLMM) were used to compare the effects of falls, frailty, age and sex on gait and cognitive variables.

Results: The interaction frailty*sex and frailty*age were the major effect on the DTEs. Specifically, the DTE was higher in women than men and in the frail group compared to non-frail.

Conclusions: The present findings provide a better understanding on the confounding factors explaining the behavior in DT that could be used to develop more effective dual-task clinical programs for community-living older adults.

1. Introduction

Aging is often associated with a decline in mobility, a reduction in activity levels, declines in functional and cognitive capabilities, neurological disorders and early mortality (Plassman et al., 2010; Wingert et al., 2014; Bortone et al., 2021). These age-related declines are commonly assessed in routine testing to avoid hospitalization and reduced dependency (Koch et al., 1994). Dual-task (DT) tests paradigms allow the detection of subtle gait impairments which under the single task traditional gait assessment (Timed Up and Go test (TUG), 10-m walking) may remain undetected in neurotypical aging population

(Bridenbaugh and Kressig, 2015). The DT tests consist of adding a motor or cognitive task to the single task (ST) condition (walking) to increase the difficulty of walking that could help to better discriminate the vulnerable patients among the healthy one. It has been demonstrated that the inability to maintain a conversation while walking ("stop walking when talking") is a marker of future falls in older adults (Beauchet et al., 2009). Recently, a growing number of studies investigated the paradigm of dual-tasking (DT) as the first experiments conducted have yielded encouraging results in the DT's ability to be a clinical marker of cognitive impairment (Ehsani et al., 2019; Bahureksa et al., 2016; Martínez-Ramírez et al., 2016), fall risk (Martínez-Ramírez

* Corresponding author at: Hôpital Cimiez, bâtiment Mossa, Etage -1 – Plateforme fragilité, 4 avenue reine victoria, 06003 Nice, France.
E-mail address: piche.e@chu-nice.fr (E. Piche).

<https://doi.org/10.1016/j.exger.2022.112022>

Received 12 April 2022; Received in revised form 26 September 2022; Accepted 4 November 2022

Available online 9 November 2022

0531-5565/© 2022 The Author(s). Published by Elsevier Inc. This is an open access article under the CC BY license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

et al., 2016; Wollesen et al., 2017; Bayot et al., 2020) and frailty status (Giusti Rossi et al., 2019; Cadore et al., 2015) in older adults.

The DT paradigm consists of the simultaneous execution of two tasks for example walking while talking or counting backward. Under DT conditions, performance of motor and/or cognitive task can deteriorate because of competing demands, when the available central resource capacity is exceeded (Yogev-Seligmann et al., 2012; Abernethy, 1988). The literature has focused on analyzing age, sex, frailty and fall-related difference in DT, but no study has analyzed them together (Ehsani et al., 2019; Bahureksa et al., 2016; Martínez-Ramírez et al., 2016; Bayot et al., 2020; Giusti Rossi et al., 2019; Wollesen and Voelcker-Rehage, 2019). It was found that, during DT, spatio-temporal parameters were more altered in healthy older adults than their younger counterparts (greater decrease in gait speed, increase in stride variability, stride time...) (Al-Yahya et al., 2011; Smith et al., 2016; Gomes and Teixeira-Salmela, 2016; Hollman et al., 2007). Also, Hollman et al. (2011) showed that, whereas gait speed decreased and variability in gait speed increased in men and women, men walked with greater variability during DT walking than did women. Finally, frail older subjects had their gait speed, cadence and stride time more affected by DT than the non-frail group (Martínez-Ramírez et al., 2016; Bayot et al., 2020; Cadore et al., 2015; Guedes et al., 2014). These studies only focused on the DT without comparing it to the ST. However, in dual-tasking, there is a need to manage interference and switching between tasks, which can be done by having a reference with ST. (Fallahtafti et al., 2021) This can be done through the calculation of the dual-task effect (DTE) which is a ratio between the DT and ST parameters (McIsaac et al., 2015). The DTE enables the magnitude and direction of the impact of dual-tasking on a specific parameter to be quantified, by looking on its positive or negative sign and its value, which indicates the difference between DT and ST. A study using the DTE found no difference in gait speed between non-frail and frail groups (Cadore et al., 2015) whereas other studies that just compared these groups during DT found a significant difference in gait speed (Martínez-Ramírez et al., 2016; Bayot et al., 2020; Cadore et al., 2015; Guedes et al., 2014). Moreover, Nordin et al. (2010) found that gait speed, step width, step time and step length DTEs might predict an increased risk of falling or a protective strategy, which highlights the relevance of the DTE.

In this context, the aim of this study was to quantify the effects of age, sex, frailty and incidence of falling on cognitive performance (which is the score in counting backwards by 3) and on the 10 gait variables during DT walking by calculating their DTE. It was hypothesized that frailty, fall, sex and age would have a greater effect on gait variables than on cognitive performance.

2. Material and methods

2.1. Participants

Seventy-three older adults were recruited (mean age = 75.5 ± 6.5 year old, mean height = 165.3 ± 8.3 cm, mean weight = 68.2 ± 13.8 kgs). Inclusion criteria were an ability to walk independently for, at least, 50 m and have corrected-to-normal hearing and vision. Participants were excluded if they had a history of neurological disorders, cognitive dysfunction, any orthopedic conditions affecting gait, an acute hospital stay within the last 3 months, or a lower extremity amputation. Patients with cognitive dysfunction were screened by the Frontal Assessment Battery (FAB) and were excluded if their score ranged between 14.6 and 16.6 based on the level of education (Appollonio et al., 2005). Approval of the study was obtained (*n° 2015-A01188-41*) and all participants signed the informed consent form.

Participants were classified based on their sex, age, incidence of falling and their level of frailty. This information was collected through clinical questionnaires. Concerning the frailty classification, patients were classified into three categories based on five phenotypic components (Fried's criterion (Fried et al., 2001)): non-frail (NF) (no deficit in

any of the phenotypic components), pre-frail (PF) (deficit in one or two phenotypic components) and frail (F) (deficit in three or more phenotypic components). The operationalization of the five phenotypic components was: 1. unintentional loss of ≥ 5 % of body weight in the past year, 2. self-report of feeling "tired all the time" 3. Mean speed to complete a 10 m walk < 1 m/s, 4. Low physical activity and 5. clearly abnormal strength on physical examination (Fried et al., 2001). Concerning incidence of falling, the participant was classified as a faller if one or more falls occurred in the past year and as a non-faller if no falls occurred.

2.2. Dual-task protocol

Participants were instructed to walk continuously without assistance for 1 min along a 10 m walkway (turning at the end each time) at their fastest speed. The fastest speed was chosen rather than a self-selected one as it was shown that the most difficult gait task will amplify dual-task interference (Plummer-D'Amato et al., 2012). The 2 first and 2 last steps, considered as acceleration and deceleration phases, were not included in the calculation (Fig. 1). 10 spatio-temporal parameters were measured over 1 min of walking without an additional task (ST) and walking while doing the specific cognitive task (DT). They were gait speed (m/s), step length (m), step length variability, stance and swing phase time (s) and single and double support (the first and second double support were grouped) as a percentage of the gait cycle (%), cadence (steps/min), step time variability (cadence variability) and speed variability. The coefficient of variation was used to assess variability. The cognitive task was a serial subtraction of 3 from a random number between 200 and 300 (Srygley et al., 2009; Hausdorff et al., 2008). This secondary task was found to be more pertinent and challenging than verbal fluency or a motor task (Ehsani et al., 2019; Smith et al., 2016; Piche et al., 2022). The cognitive task was performed in a seated position (*score_{ST}*) and while walking (*score_{DT}*), each for 1 min. The cognitive performance was quantified in ST and DT conditions as the total number of subtractions (TNS) minus all mistakes. No instructions were given regarding which task to prioritize during the dual-task condition, walking or counting backward, in order to establish an ecological situation similar to real life. To reduce possible fatigue effects, a rest period was given after each single- and dual-task condition (Behrens et al., 2018). At the end of each condition, the participant was asked to rate the perceived difficulty of the task with a visual analog scale.

2.3. Data analysis

Spatio-temporal gait parameters were obtained with the validated Optogait system (Optogait, Microgate, Bolzano, Italy) (Lienhard et al., 2013). For this study, a 10-m instrumented walkway was used, consisting of 10 transmission bars and 10 reception bars, with a separation of 120 cm. Each bar (100 cm × 8 cm) contains 96 light emitters 3mm from the ground. Optical sensors operate at a frequency of 1000Hz, with accuracy of 1 cm, to detect spatiotemporal parameters (Fig. 1). Finally, the dual-task effect (DTE), which represents a ratio of performance between ST and DT, was calculated for the 10 gait parameters and for cognitive performance (*DTE_{cog}*) as proposed by Plummer-D'Amato et al. (2012):

$$DTE = \frac{(DT - ST)}{ST} * 100.$$

For gait speed (*DTE_{motor}*), step length, stance and swing phase time, single support and cadence, negative values indicate that performance deteriorated under DT conditions (i.e., dual-task cost), and positive values represent an improvement in the DT condition relative to ST performance (i.e., dual-task benefit). However, for step length variability, double support, step time variability and speed variability, the dual-task cost is represented by a positive value. Then, the higher the

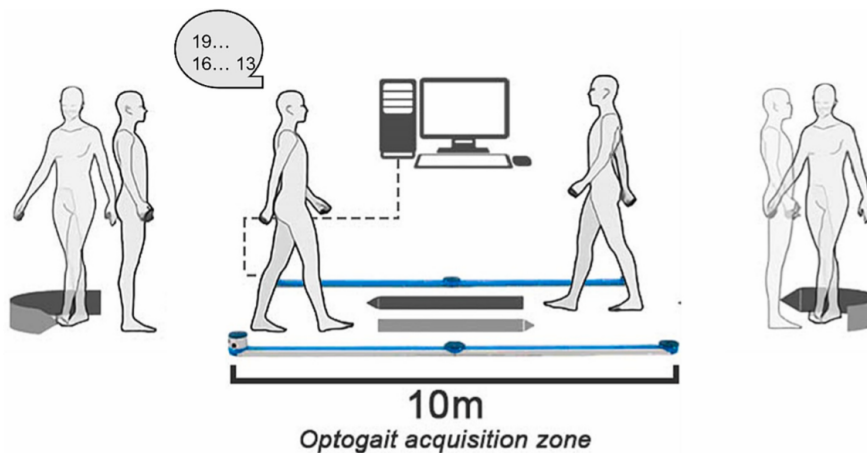


Fig. 1. Dual-task walking protocol consisting in 1 min of walking inside the 10 m of the Optogait acquisition zone. Each turnaround were made outside the zone.

positive value is (or the absolute value for the negative DTE), the higher is the dual-task cost.

2.4. Statistical analysis

Data were screened for extreme values using Mahalanobis distances and Grubb's test and 7 outliers were thus removed from the analysis. Some of their values were incoherent and humanly impossible to reach. Then, each dependent variable was tested for normality using Shapiro-Wilk. When normality was assessed, linear mixed models (LMMs) were used (*DTEstep_length*) and when data were positively skewed, a gamma regression was applied (*DTEcog*, *DTEstance*, *DTEswing*, *DTEdouble_support*, *DTEstep_time_var*). If none of the above conditions (normality or positively skewed) were verified, a log transformation was applied to reach normality (*DTEmotor*, *DTEstep_length_var*, *DTEsingle_support*, *DTEcadence*, *DTEspeed_var*). A random intercept effect structured by participants was included to control for the non-independence of the data and inter-subject variability. The LMM for the analysis of each variable included the level of frailty (non-frail (NF) vs. pre-frail (PF) vs. frail (F) participants), sex (female vs. male), incidence of falling (faller vs. non-faller) and age (65–69 vs. 70–74 vs. 75–79 vs. >80 years old) as fixed factors. Also, a Fisher's LSD correction for multiple comparison was applied and a Tukey's HSD test was used for post-hoc analysis. LMMs were chosen as they can attain higher statistical power than ANOVA and can reduce type I-error because of the consideration of the sampling variability of both participants and experimental conditions (Boisgontier and Cheval, 2016; Ma et al., 2012). Statistical analysis was performed using SPSS (IBM Corp.(2015) IBM SPSS Statistics for Windows (V23) Armonk, NY).

3. Results

Sixty-six participants were kept in the analysis (mean age = 75,5 ± 6,3; mean height = 165,8 ± 8,4 cm; mean weight = 68,4 ± 14 kgs)

(Table 1).

For counting performance (*DTEcog*), the LMM showed a significant main effect of age ($F(3,33) = 4.222, p = .013$) and sex*incidence of falling ($F(1,33) = 5.832, p = .022$). Indeed, *DTEcog* decreased with age (Table 1 in supplementary materials) and was significantly different between fallers and non-fallers only in the male group ($F(1,33) = 9.743, p = .004$).

Concerning walking speed (*DTEmotor*), a significant main interaction of frailty*sex was found ($F(2,33) = 5.633, p = .008$) and sex*age*incidence of falling ($F(3,33) = 4.55, p = .01$). Specifically, frail women had higher DTEs than pre-frail women ($F(2,33) = 5.671, p < .001$) regarding their absolute value and, in men, the DTE was higher in the pre-frail group compared to the non-frail group ($F(1,33) = 4.987, p = .036$)(Fig. 2) (Table 1 in supplementary materials).

Concerning stance phase, (*DTEstance*), a significant main interaction of frailty*sex was found ($F(2,33) = 7.559, p = .002$), and frailty*age ($F(5,33) = 5.811, p = .001$) and frailty*incidence of falling ($F(2,33) = 4.389, p = .021$) also reached significance. In the frail group, significantly higher DTEs ($F(1,33) = 9.172, p = .014$) were found in women ($M = 40.39, SD = 25.86$) compared to men ($M = 14.3, SD = 9.11$) while no significant difference was found in pre-frail or non-frail groups (Table 1 in supplementary materials). Also, no significant differences between groups were found in men, whereas among women the frail and pre-frail groups showed significantly different DTEs ($F(2,33) = 7.421, p = .024$). Also in the non-frail group, DTEs significantly increased with age while in the PF and NF the increase is not significant.

For swing phase (%) (*DTEswing*), the LMM showed a significant main effect of sex ($F(1,33) = 4.716, p = .039$), frailty*sex ($F(2,33) = 4.934, p = .015$), frailty*age ($F(5,33) = 3.897, p = .009$), frailty*incidence of falling ($F(2,33) = 4.409, p = .022$) and age*incidence of falling ($F(3,33) = 4.23, p = .014$). Specifically, women had significantly higher DTEs than men, especially in frail participants ($M(women) = 24.2, SD(women) = 23; M(men) = 5.7, SD(men) = 12.1, p = .005$) (Table 1 in supplementary materials). Significant differences between the frail, pre-

Table 1 : Characteristics of all participants and their distribution in groups of interest (mean ± SD).

	Frail			Incidence of falling		Age				Sex	
	NF	PF	F	No	Yes	65–69	70–74	75–79	>80	M	W
Number, n (%)	19 (28.9)	31 (46.9)	16 (24.2)	38 (57.6)	28 (42.4)	16 (24.24)	16 (24.24)	18 (27.28)	16 (24.24)	24 (36.36)	42 (63.64)
Age, years (Stdev)	75 (11.8)	74.9 (15)	77.2 (14.9)	75.3 (5.8)	75.8 (6.9)	68 (1.2)	72.1 (1.3)	77 (1.3)	84 (2.7)	75.8 (5.6)	75.4 (6.6)
Height, cm (Stdev)	165.63 (7)	165.52 (8.9)	166.56 (9.3)	165.1 (8.1)	166.8 (8.7)	165.2 (10.3)	164.9 (9.2)	167.1 (6.6)	165.9 (7.8)	173.5 (6.4)	161.4 (5.8)
Weight, kgs (Stdev)	66.3 (5.6)	68.2 (7.3)	71.1 (4.7)	65.6 (12.9)	72.1 (14.9)	65.7 (13.2)	70.8 (13.1)	71.2 (14.5)	65.3 (15.4)	80.3 (13.1)	61.5 (9.2)

frail and non-frail groups were found among men. A significant increase in DTEs with age was also measured in the frail group ($M(65-69) = 9.13$, $SD(65-69) = 9.8$; $M(>80) = 17.2$, $SD(>80) = 8.9$) (Table 1 in supplementary materials).

In single support (%) (*DTEsingle_support*), no significant main effect or interaction was shown ($p > .05$) while in double support (%) (*DTEdouble_support*) the analysis highlighted a significant main effect of age ($F(3,33) = 4.689$, $p = .009$) and sex*age*incidence of falling ($F(3,33) = 3.057$, $p = .044$). Specifically, DTEs decreased with age (Fig. 3) (Table 1 in supplementary materials). No other interaction was found to be significant.

Regarding the variability in step time (*DTEstep_time_var*), the LMM showed significant main interaction of frailty*sex ($F(2,33) = 11.267$, $p < .001$), frailty*age ($F(5,33) = 3.463$, $p = .014$), frailty*incidence of falling ($F(2,33) = 7.803$, $p = .002$), frailty*sex*age ($F(4,33) = 4.502$, $p = .006$), frailty*sex*incidence of falling ($F(2,33) = 6.483$, $p = .005$) and sex*age*incidence of falling ($F(3,33) = 8.585$, $p < .001$). Specifically, the pre-frail and frail DTEs in men and women were significantly different (respectively $F(2,33) = 5.584$, $p = .008$ and $F(2,33) = 18.582$, $p < .0001$), the DTE also increased with the level of frailty but only in the non-falling group ($F(2,33) = 11.128$, $p < .0001$) (Table 1 in supplementary materials) (Fig. 4).

Finally, for the variability in walking speed (*DTEspeed_var*), the LMM showed a significant frailty*sex interaction ($F(2,33) = 4.849$) ($p = .015$). Specifically, no significant main difference was noticed in men whereas a significantly higher DTE in frail women ($M = 114.31$; $SD = 134.1$) than pre-frail women ($M = 6.8$; $SD = 60.3$) was shown (Table 1 in supplementary materials).

No significant results were found in step length (*DTEstep_length*), step length variability (*DTEstep_length_var*) nor in cadence (*DTEcadence*).

4. Discussion

The aim of the present study was to determine the influence of frailty status, fall history, age and sex on cognitive (*DTEcog*) and motor performance (*DTEmotor*) and on the 10 spatiotemporal gait parameters during dual-tasking. We hypothesized that frailty, sex, fall history and age will have a great effect on the gait DTE but less on the cognitive DTE and that frailty will have the greatest effect on the DTE. The results of the present study confirm partly this hypothesis, showing that frailty status, fall history, age and sex had an effect on the DTE for most of the gait parameters and less on *DTEcog*. The DTEs were mainly impacted the interaction frailty*age and frailty*sex.

First, the present study found an effect of age and sex*incidence of falling on *DTEcog*. Specifically, the DTE increased with age and was

significantly different between fallers and non-fallers for the men group only. This means that there is a higher cost in counting performance with age and with the risk of falling. While the age-related effect in this study was found through older adults, a recent study (Goh et al., 2021) also found an age-related effect on *DTEcog* between young and old adults. Using arithmetic tasks, Goh et al. (2021) found an increase in DTE with age ($DTE_{young} = 11.79 \pm 11.55\%$; $DTE_{old} = 26.85 \pm 20.21\%$) (Goh et al., 2021). Thus, our study is one of the first to reveal the effect of age within a restricted population of older adults. While an age-related effect on *DTEcog* using arithmetic tasks has been found (Goh et al., 2021), Yogev-Seligmann et al. (2012) did not observe it on *DTEcog* when using a verbal fluency task, showing the importance of the type of cognitive task. While arithmetic tasks are thought to engage numerical processing skills and are associated with activation in the bilateral prefrontal cortices, left posterior inferior parietal lobule, and left supplementary motor area (Kazui et al., 2000), verbal fluency tasks have been shown to evoke activation in the frontal network and temporal lobe (Kawakubo et al., 2018). These differences might explain that, in DT compared to ST, participants calculated fewer numbers in arithmetic tasks ($p = .03$) leading to a negative DTE, while no change was noticed in enumerating animals ($p > .1$) (Theill et al., 2011). A recent study supports that the impact of aging on dual-task gait might be domain specific and that it should be taken into consideration for the assessment of dual-task walking in older adults (Goh et al., 2021).

Concerning motor performance (*DTEmotor*), a frailty*sex and sex*age*incidence of falling interaction was observed. Specifically, frail women had higher absolute DTEs than pre-frail women and pre-frail men had higher absolute DTEs than non-frail men ($p = .02$). First, the negative DTE means that walking speed is lower in DT than in ST, which is reflected in each group. Then, the higher absolute value is, the more the difference (ie the cost) between DT and ST is which means that the cost in motor performance is higher in frail women compared to pre-frail women and in pre-frail men compared to non-frail men. This may reflect a strong power of dual-task walking in detecting frailty status. Also, it has already been reported that decreases in gait speed due to arithmetic tasks (i.e., *DTEmotor*) during the TUG test is strongly associated with the risk of falls in frail individuals ($r = 0.78$, $p < .01$) (Casas-Herrero et al., 2013). From this perspective, we might have been expected to find a frailty*incidence of falling interaction or a frailty or incidence of falling effects but this was not observed. But, previous studies also revealed no significant incidence of falling or frail effect on *DTEmotor* (Cadore et al., 2015; Nordin et al., 2010; Freire Júnior et al., 2017; Zukowski et al., 2021) even if a decline in gait speed was observed (0.23 m/s dual-task decline in gait speed in fallers compared to 0.19 m/s for non-fallers) (Zukowski et al., 2021).

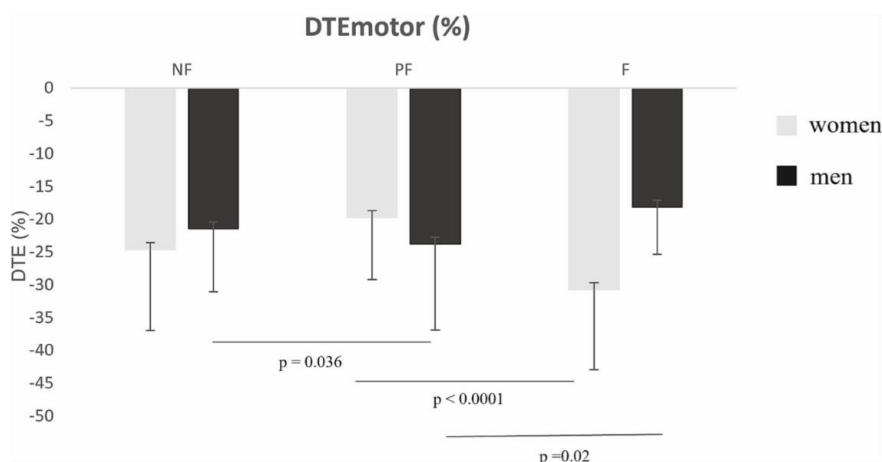


Fig. 2. The effect of frailty (non-frail (NF), pre-frail (PF) and frail (F))*sex (women in gray and men in black) on the DTE in motor performance (*DTEmotor*). Only significant p -values are presented ($p < .05$).

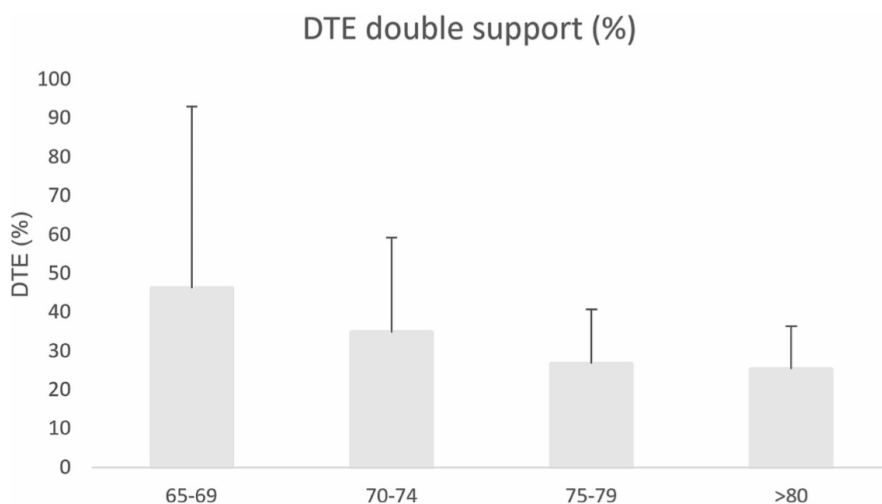


Fig. 3. The effect of age on the DTE in double support (DTE_double_support).

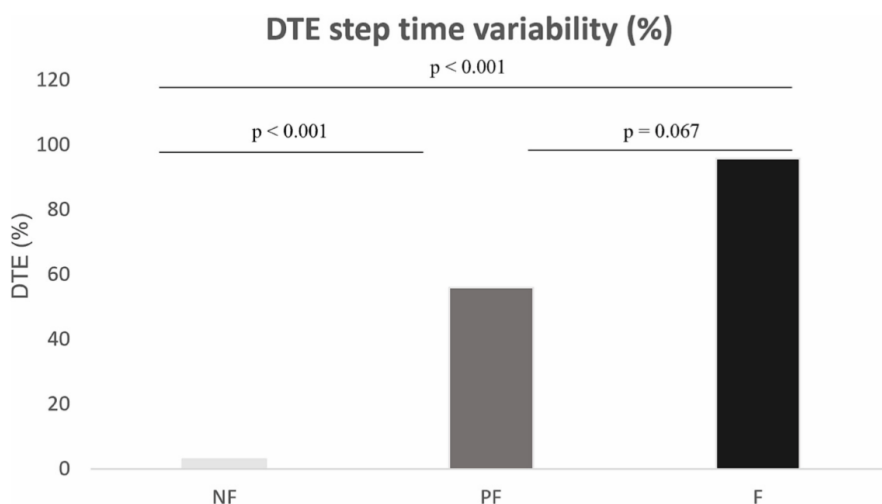


Fig. 4. The effect of frailty (non-frail (NF), pre-frail (PF) and frail (F)) on the DTE in step time variability (DTE_step_time_variability). Post-hoc results are also presented.

Concerning the other spatio-temporal DTEs, a dominant effect of age was noticed on *DTEdouble_support*. Specifically, DTE value was found to decrease with age which supports the idea of an age-related effect on the influence of DT on walking performance. Notice that double support is known to increase with age and also in DT compared to ST (Licence et al., 2015) in contrast with walking speed and that is why DTE is positive. However, it did not fit the hypothesis where the DTE was supposed to increase with age to show that the dual-task is harder to manage while getting older. However, La Roche et al. (LaRoche et al., 2014) found that double support time increased with age from 13 % in the 50s and 15 % in the 70s but that there were no difference between the 60s and other age groups. So maybe the age group in the study is not sufficiently extended to fit the initial hypothesis. Also, an explanation of the *DTEdouble_support* found is that, while getting older, the participant may change his strategy to respond to the dual-task. Indeed, maybe he did not change as much double support in DT compared to ST but to the benefit of another value. Age also have an effect on other variables as *DTEstance* or *DTE_step_time_variability* which is in line with established cognitive theories arguing that dual-task situations overstrain cognitive capabilities resulting in motor and/or cognitive performance decrements. Several authors have reported age-related decrements in performance in DT, such as a decrease in walking speed or shorter steps

length (Yogev-Seligmann et al., 2012; Al-Yahya et al., 2011; Lama et al., 2018). These decrements can be attributed to age-related changes in the brain. Older adults are affected by a general loss of brain mass and a distinctive atrophy of the frontal gray matter (Beurskens and Bock, 2012). Additionally, a loss of central neurons and associated synaptic connections accrues, which leads to reduced processing speed and a deficit in the ability to handle several processes simultaneously (Grady and Craik, 2000). Also, some models have highlighted a different brain activation strategy with age that may be associated with the results found here. Indeed, the HAROLD (hemispheric asymmetry reduction in older adults) proposed by Cabeza (2002) has suggested that prefrontal activity during cognitive performances tends to be less lateralized in older adults than in younger adults. Another model (CRUNCH: compensation-related utilization of neural circuits hypothesis) has emphasized that the level or extent of brain activity can change in response to the level of task demand and that older adults rely on additional strategies to solve cognitive problems (Carp et al., 2010). These age-related brain adaptations may explain in some parts the results of the study.

The sex effect was observed on *DTEswing* and the interaction of frailty*sex and frailty*age on *DTEswing*, *DTEstance*, *DTEstep_time_variability* and *DTEspeed_var*. More precisely, the DTE is higher in women

compared to men and is worse in old age in the Frail group and with women. A similar finding was shared by Hancock et al. (2003), who compared the driving performance of men and women while responding to an in-vehicle phone. Women had significantly longer brake response times when distracted by the phone in comparison with men, and their stopping accuracy was dramatically reduced when distracted (Yogev-Seligmann et al., 2010). This suggests that women had a different strategy to manage dual-tasking and may prefer to prioritize cognitive performance rather than motor performance. No significant effect of sex, age, frailty and fall were found in DTEstep_length, DTEstep_length_var and in DTEcadence. In this study, no prioritization of cognitive or motor task was given but Yogev and Seligman et al. (Yogev-Seligmann et al., 2010) were the first study to show evidence of a sex-effect on dual-task walking and on prioritization of tasks. Indeed, with different instructions (no prioritization, cognitive or motor prioritization), they found that young men demonstrated less dramatic prioritization effects, especially in the gait prioritization condition, compared with young women. Thus, the instructions given to the participants are of great importance as they can influence the sex-effect and maybe other effects on the DTE.

This study had a number of limitations that should be mentioned. First, the findings of the study should be taken with caution based on the small sample size in each groups that could have affected the results and their significance. However, this study offers a first insight of the effect of age, sex, frailty, incidence of falling and their interactions on cognitive and motor performance during a dual-task. Even if the participants were cognitively screened, future studies should investigate changes associated with sex, frailty, age and incidence of falling perhaps supplemented with more detailed cognitive testing as the relationship between cognitive decline and physical impairment is strong (Bortone et al., 2021). Also, participants were not instructed to prioritize the cognitive or motor performance during dual-tasking and this could also have influenced the results. Indeed, Yogev-Seligman et al. (Yogev-Seligmann et al., 2010) have shown that, among young adults, the effects of the secondary cognitive tasks on gait speed are strongly influenced by prioritization. This finding was less significant in older adults, suggesting that there is an age-associated decline in the ability to flexibly allocate attention to gait. Finally, the type of tasks could have also influenced the effects shown here. As mentioned above, depending on the motor function type (walking, TUG) and cognition task difficulty, the participants will not have the same results in DT (Ehsani et al., 2019). Another study also found that the motor task itself (Simoni et al., 2013) influences the DTE. Thus, comparisons between studies using different motor and/or cognitive tasks should be made carefully and results should be interpreted with care.

5. Conclusion

The results of this study demonstrated that the mixed interaction between frailty, age, sex and falls mainly impact dual-task cost on motor and cognitive performance. Mixed effects such as frailty*age or frailty*sex also impact the DTE. Specifically, understanding how the DTE differs between older adult fallers and non-fallers, frail and non-frail, men and women and with age may provide new information about potential hospitalization risk factors that could be used to develop more effective dual-task clinical prevention programs for community-ambulating older adults.

Supplementary data to this article can be found online at <https://doi.org/10.1016/j.exger.2022.112022>.

CRedit authorship contribution statement

All authors have seen and approved the final version of the manuscript being submitted. They warrant that the article is the authors' original work, hasn't received prior publication and isn't under consideration for publication elsewhere.

Funding source declaration

No funding or research grants was needed.

Permission note

Only figures and material which are original content were used.

CRedit authorship contribution statement

Conceptualization, Raphael Zory and Frederic Chorin and Pauline Gerus. and Elodie Piche; Methodology, Pauline Gerus and Elodie Piche and Raphael Zory and Frederic Chorin; Validation, Raphael Zory and Frederic Chorin; Formal Analysis, Aryn Jaafar; Investigation, Elodie Piche; Resources, Elodie Piche and Aryn Jaafar; Data Curation, Elodie Piche and Aryn Jaafar; Writing – Original Draft Preparation, Elodie Piche.; Writing – Review & Editing, Elodie Piche and Pauline Gerus and Frederic Chorin and Raphael Zory.; Visualization, Pauline Gerus and Frederic Chorin and Raphael Zory; Supervision, Raphael Zory. and Pauline Gerus and Frederic Chorin; Project Administration, Oliver Guerin; Funding Acquisition, Olivier Guerin

Declaration of competing interest

No financial/personal interest or belief has been declared.

References

- Abernethy, 1988. Dual-task methodology and motor skills research: some applications and methodological constraints. *J. Hum. Mov. Stud.* 14 (3), 101–132.
- Al-Yahya, E., Dawes, H., Smith, L., Dennis, A., Howells, K., Cockburn, J., 2011. Cognitive motor interference while walking: a systematic review and meta-analysis. *Neurosci. Biobehav. Rev.* 35 (3), 715–728. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2010.08.008>.
- Appollonio, I., Leone, M., Isella, V., et al., 2005. The frontal assessment battery (FAB): normative values in an Italian population sample. *Neurol. Sci.* 26 (2), 108–116. <https://doi.org/10.1007/s10072-005-0443-4>.
- Bahureksa, L., Najafi, B., Saleh, A., et al., 2016. The impact of mild cognitive impairment on gait and balance: a systematic review and meta-analysis of studies using instrumented assessment. *Gerontology* 63 (1), 67–83. <https://doi.org/10.1159/000445831>.
- Bayot, M., Dujardin, K., Dissaux, L., et al., 2020. Can dual-task paradigms predict falls better than single task? – A systematic literature review. *Neurophysiol. Clin.* <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2020.10.008>. Published online.
- Beauchet, O., Dubost, V., Allali, G., 2009. «Stops walking when talking»: 12 ans après. *Ann. Gerontol.* 2 (1), 17–25. <http://www.jle.com/fr/revues/medecine/age/e-docs/00/04/46/25/resume.phtml>.
- Behrens, M., Mau-Moeller, A., Lischke, A., et al., 2018. Mental fatigue increases gait variability during dual-task walking in old adults. *J. Gerontol. Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.* 73 (6), 792–797. <https://doi.org/10.1093/gerona/glx210>.
- Beurskens, R., Bock, O., 2012. Age-related deficits of dual-task walking: a review. *Neural Plast.* 2012 <https://doi.org/10.1155/2012/131608>.
- Boisgontier, M.P., Cheval, B., 2016. The anova to mixed model transition. *Neurosci. Biobehav. Rev.* 68, 1004–1005. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2016.05.034>.
- Bortone, I., Griseta, C., Battista, P., et al., 2021. Physical and cognitive profiles in motoric cognitive risk syndrome in an older population from southern Italy. *Eur. J. Neurosci.* 28 (8), 2565–2573. <https://doi.org/10.1111/ene.14882>.
- Bridenbaugh, S.A., Kressig, R.W., 2015. Motor cognitive dual tasking: early detection of gait impairment, fall risk and cognitive decline. *Z. Gerontol. Geriatr.* 48 (1), 15–21. <https://doi.org/10.1007/s00391-014-0845-0>.
- Cabeza, R., 2002. Hemispheric asymmetry reduction in older adults: the HAROLD model. *Psychol. Aging* 17 (1), 85.
- Cadore, E.L., Casas-Herrero, A., Zamboni-Ferraresi, F., et al., 2015. Do frailty and cognitive impairment affect dual-task cost during walking in the oldest old institutionalized patients? *Age (Omaha)* 37 (6), 1–9. <https://doi.org/10.1007/s11357-015-9862-1>.
- Carp, J., Gmeindl, L., Reuter-Lorenz, P.A., 2010. Age differences in the neural representation of working memory revealed by multi-voxel pattern analysis. *Front. Hum. Neurosci.* 4 (November), 1–10. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2010.00217>.
- Casas-Herrero, A., Cadore, E.L., Zamboni-Ferraresi, F., et al., 2013. Functional capacity, muscle fat infiltration, power output, and cognitive impairment in institutionalized frail oldest old. *Rejuven. Res.* 16 (5), 396–403. <https://doi.org/10.1089/rej.2013.1438>.
- Ehsani, H., Mohler, M.J., O'connor, K., Zamrini, E., Tirambulo, C., Toosizadeh, N., 2019. The association between cognition and dual-tasking among older adults: the effect of motor function type and cognition task difficulty. *Clin. Interv. Aging* 14, 659–669. <https://doi.org/10.2147/CIA.S198697>.

Fallahtafai, F., Boron, J.B., Venema, D.M., Kim, H.J., Yentes, J.M., 2021. Task specificity impacts dual-task interference in older adults. *Aging Clin. Exp. Res.* 33 (3), 581–587. <https://doi.org/10.1007/s40520-020-01575-3>.

Freire Júnior, R.C., Porto, J.M., Marques, N.R., Magnani, P.E., de Abreu, D.C.C., 2017. The effects of a simultaneous cognitive or motor task on the kinematics of walking in older fallers and non-fallers. *Hum. Mov. Sci.* 51, 146–152. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2016.12.004>.

Fried, L.P., Tangen, C.M., Walston, J., et al., 2001. Frailty in older adults: evidence for a phenotype. *J. Gerontol. Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.* 56 (3), M146–M157. <https://doi.org/10.1093/gerona/56.3.m146>.

Giusti Rossi, P., Pires De Andrade, L., Hotta Ansai, J., et al., 2019. Dual-task performance: influence of frailty, level of physical activity, and cognition. *J. Geriatr. Phys. Ther.* 42 (3), E142–E147. <https://doi.org/10.1519/JPT.0000000000000182>.

Goh, H.T., Pearce, M., Vas, A., 2021. Task matters: an investigation on the effect of different secondary tasks on dual-task gait in older adults. *BMC Geriatr.* 21 (1), 1–12. <https://doi.org/10.1186/s12877-021-02464-8>.

Gomes, G.de C., Teixeira-Salmela, L.F., 2016. Gait performance of the elderly under dual-task conditions: review of instruments employed and kinematic parameters. *Rev Bras Geriatr e Gerontol.* 19 (1), 165–182. <https://doi.org/10.1590/1809-9823.2016.14159>.

Grady, C.L., Craik, F.I., 2000. Changes in memory processing with age. *Curr. Opin. Neurobiol.* 10 (2), 224–231. [https://doi.org/10.1016/S0959-4388\(00\)00073-8](https://doi.org/10.1016/S0959-4388(00)00073-8).

Guedes, R.C., Dias, R.C., Pereira, L.S.M., Silva, S.L.A., Lustosa, L.P., Dias, J.M.D., 2014. Influence of dual task and frailty on gait parameters of older community-dwelling individuals. *Braz. J. Phys. Ther.* 18 (5), 445–452. <https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0034>.

Hancock, P.A., Lesch, M., Simmons, L., 2003. The distraction effects of phone use during a crucial driving maneuver. *Accid Anal Prev.* 35 (4), 501–514. [https://doi.org/10.1016/S0001-4575\(02\)00028-3](https://doi.org/10.1016/S0001-4575(02)00028-3).

Hausdorff, J.M., Schweiger, A., Herman, T., Yogev-Seligmann, G., Giladi, N., 2008. Dual-task decrements in gait: contributing factors among healthy older adults. *J. Gerontol. Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.* 63 (12), 1335–1343. <https://doi.org/10.1093/gerona/63.12.1335>.

Hollman, J.H., Kovash, F.M., Kubik, J.J., Linbo, R.A., 2007. Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking. *Gait Posture* 26 (1), 113–119. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.08.005>.

Hollman, J.H., Youdas, J.W., Lanzino, D.J., 2011. Gender differences in dual task gait performance in older adults. *Am. J. Mens Health* 5 (1), 11–17. <https://doi.org/10.1177/1557988309357232>.

Kawakubo, Y., Yanagi, M., Tsujii, N., Shirakawa, O., 2018. Repetition of verbal fluency task attenuates the hemodynamic activation in the left prefrontal cortex: enhancing the clinical usefulness of near-infrared spectroscopy. *PLoS One* 13 (3), 1–9. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0193994>.

Kazui, H., Kitagaki, H., Mori, E., 2000. Cortical activation during retrieval of arithmetical facts and actual calculation: a functional magnetic resonance imaging study. *Psychiatry Clin. Neurosci.* 54 (4), 479–485. <https://doi.org/10.1046/j.1440-1819.2000.00739.x>.

Koch, M., Gottschalk, M., Baker, D.L., Palumbo, S., Tinetti, M.E., 1994. An impairment and disability assessment and treatment protocol for community-living elderly persons. *Phys. Ther.* 74 (4), 286–298. <https://doi.org/10.1093/ptj/74.4.286>.

Lama, B., Daniel, V.K.P., Desai, P., 2018. Impact of dual task performance on fear of fall and gait parameters in elderly. *Int. J. Physiother. Res.* 6 (5), 2891–2896. <https://doi.org/10.16965/ijpr.2018.171>.

LaRoche, D.P., Greenleaf, B.L., Croce, R.V., McGaughy, J.A., 2014. Interaction of age, cognitive function, and gait performance in 50–80-year-olds. *Age (Omaha)* 36 (4). <https://doi.org/10.1007/s11357-014-9693-5>.

Licence, S., Smith, R., McGuigan, M.P., Earnest, C.P., 2015. Gait pattern alterations during walking, texting and walking and texting during cognitively distractive tasks while negotiating common pedestrian obstacles. *PLoS One* 10 (7), 1–11. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0133281>.

Lienhard, K., Schneider, D., Maffioletti, N.A., 2013. Validity of the optogait photoelectric system for the assessment of spatiotemporal gait parameters. *Med. Eng. Phys.* 35 (4), 500–504. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2012.06.015>.

Ma, Y., Mazumdar, M., Memsoudis, S.G., 2012. Beyond repeated-measures analysis of variance: advanced statistical methods for the analysis of longitudinal data in anesthesia research. *Reg. Anesth. Pain Med.* 37 (1), 99–105. <https://doi.org/10.1097/AAP.0b013e31823ebc74>.

Martínez Ramírez, A., Martinikorena, I., Lecumberri, P., et al., 2016. Dual task gait performance in frail individuals with and without mild cognitive impairment. *Dement. Geriatr. Cogn. Disord.* 42 (1–2), 7–16. <https://doi.org/10.1159/000447451>.

Mclsaac, T.L., Lamberg, E.M., Muratori, L.M., 2015. Building a framework for a dual task taxonomy. *Biomed. Res. Int.* 2015. <https://doi.org/10.1155/2015/591475>.

Nordin, E., Moe-Nilssen, R., Rammemark, A., Lundin-Olsson, L., 2010. Changes in step-width during dual-task walking predicts falls. *Gait Posture* 32 (1), 92–97. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.03.012>.

Piche, E., Gerus, P., Chorin, F., Jaafar, A., Guerin, O., Zory, R., 2022. The effect of different dual tasks conditions on gait kinematics and spatio-temporal walking parameters in older adults. *Gait Posture* 95 (April), 63–69. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.04.006>.

Plassman, R.L., Williams, J.W., Burke, J.R., Holsinger, T., Benjamin, S., 2010. Systematic review: factors associated with risk for and possible prevention of cognitive decline in later life. *Ann. Intern. Med.* 153 (3), 182–193. <https://doi.org/10.7326/0003-4819-153-3-201008030-00258>.

Plummer-D'Amato, P., Brancato, B., Dantowitz, M., Birken, S., Bonke, C., Furey, E., 2012. Effects of gait and cognitive task difficulty on cognitive-motor interference in aging. *J. Aging Res.* 2012. <https://doi.org/10.1155/2012/583894>.

Simoni, D., Rubbieri, G., Baccini, M., et al., 2013. Different motor tasks impact differently on cognitive performance of older persons during dual task tests. *Clin. Biomech.* 28 (6), 692–696. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.05.011>.

Smith, E., Cusack, T., Blake, C., 2016. The effect of a dual task on gait speed in community dwelling older adults: a systematic review and meta-analysis. *Gait Posture* 44, 250–258. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.12.017>.

Srygley, J.M., Mirelman, A., Herman, T., 2009. When does walking alter thinking? Age and task associated findings. *Brain Res.* 92–99. <https://doi.org/10.1097/01.mph.0000212986.41564.e9>. Published online.

Theill, N., Martin, M., Schumacher, V., Bridenbaugh, S.A., Kressig, R.W., 2011. Simultaneously measuring gait and cognitive performance in cognitively healthy and cognitively impaired older adults: the Basel motor-cognition dual-task paradigm. *J. Am. Geriatr. Soc.* 59 (6), 1012–1018. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2011.03429.x>.

Wingert, J.R., Welder, C., Foo, P., 2014. Age-related hip proprioception declines: effects on postural sway and dynamic balance. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 95 (2), 253–261. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2013.08.012>.

Wollesen, B., Voelcker-Rehage, C., 2019. Differences in cognitive-motor interference in older adults while walking and performing a visual verbal stroop task. *Front. Aging Neurosci.* 11 (JAN), 1–12. <https://doi.org/10.3389/fnagi.2018.00426>.

Wollesen, B., Mattes, K., Rönnfeldt, J., 2017. Influence of age, gender and test conditions on the reproducibility of dual-task walking performance. *Aging Clin. Exp. Res.* 29 (4), 761–769. <https://doi.org/10.1007/s40520-016-0664-9>.

Yogev-Seligmann, G., Rotem-Galili, Y., Mirelman, A., Dickstein, R., Giladi, N., Hausdorff, J.M., 2010. How does explicit prioritization alter walking during dual-task performance? Effects of age and sex on gait speed and variability. *Phys. Ther.* 90 (2), 177–186. <https://doi.org/10.2522/ptj.20090043>.

Yogev-Seligmann, G., Hausdorff, J.M., Giladi, N., 2012. Do we always prioritize balance when walking? Towards an integrated model of task prioritization. *Mov. Disord.* 27 (6), 765–770. <https://doi.org/10.1002/mds.24963>.

Zukowski, L.A., Tennant, J.E., Iyigun, G., Giuliani, C.A., Plummer, P., 2021. Dual-tasking impacts gait, cognitive performance, and gaze behavior during walking in a real-world environment in older adult fallers and non-fallers. *Exp. Gerontol.* 150 (April), 111342. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2021.111342>.

3. Synthèse

L'objectif de cette troisième étude était donc de quantifier les effets des facteurs individuels tel que l'âge, le sexe, le phénotype de fragilité et l'historique de chute sur les performances cognitives et motrices lors de la marche en double tâche avec comme tâche cognitive additionnelle le décompte de 3 en 3. Les résultats ont montré que l'âge, le sexe, le niveau de fragilité et l'historique de chute avaient un effet sur la plupart des DTE des paramètres spatio-temporels de la marche en double tâche, mais moins sur les performances cognitives. Spécifiquement, les interactions fragilité*sexe et fragilité*âge sont les interactions majeures pour lesquelles les interférences en double tâche sont différentes. En effet, les DTE sont plus grandes chez les femmes par rapport aux hommes et chez les personnes âgées fragiles par rapport aux personnes âgées saines. Aussi, l'effet de l'âge est très important sur les paramètres spatio-temporels de la marche en double tâche où la valeur absolue des DTE des paramètres spatio-temporels de la marche augmentent avec l'avancée en âge suggérant que l'impact de la double tâche sur la marche est d'autant plus important avec l'âge. Par conséquent, il est important de mentionner que si un diagnostic de la fragilité chez la personne âgée à travers la marche en double tâche semble possible puisque les altérations de la marche sont d'autant plus grandes avec l'augmentation du niveau de fragilité, il faut prendre en compte les facteurs de l'âge, du sexe et également de l'historique de chute qui peuvent aussi très fortement jouer sur les paramètres de la marche en double tâche.

Cette étude a mis en lumière les facteurs de l'âge, du sexe, de la fragilité et de l'historique de chute sur les performances motrices et cognitives en double tâche, mais elle ne s'est pas intéressée aux effets des déclin ou troubles cognitifs. Une récente méta-analyse (Bishnoi and Hernandez, 2020) a montré une différence significative des DTE entre un groupe de personnes âgées sans troubles cognitifs et un groupe âgé avec des troubles cognitifs moyens (MCI) du même âge. Plus précisément, les personnes âgées avec troubles cognitifs présentaient des DTE plus élevés que le groupe âgé sain du même âge que ce soit avec une tâche cognitive additionnelle de fluence verbale ou de calcul soustractif. Bien que l'effet des troubles cognitifs sur les performances en double tâche aient été limité en contrôlant le niveau cognitif des participants avec le MOCA, il est possible que cet effet soit toujours présent sachant que les troubles cognitifs sont prévalent avec la fragilité et le risque de chute (Bortone *et al.*, 2021).

Les résultats de cette étude ont permis de mieux comprendre les effets de la fragilité, de l'âge, du sexe et de l'historique de chute sur les performances en double tâche mesurée avec les DTE. Ces résultats montrent une plus grande altération des paramètres biomécanique lors de la marche en double tâche avec l'âge et le niveau de fragilité, où les fonctions exécutives et les ressources cognitives

diminuent (Gross *et al.*, 2016). Ainsi, en situation de double tâche, les personnes âgées fragiles et plus âgées atteignent plus rapidement leur capacité maximale de ressources cognitives et se différencient des personnes âgées saines par de plus grandes altérations des paramètres biomécaniques de la marche en double tâche. Les personnes âgées sont souvent plus fatigables que les plus jeunes et atteindraient plus rapidement leur limite (Vestergaard *et al.*, 2009; Eldadah, 2010). Or, la fatigue a une influence négative sur la qualité des ressources cognitives, qui sont souvent réduites en condition de fatigue avec une concentration et un traitement de l'information diminué (Nam *et al.*, 2013; Dos Santos *et al.*, 2019; Stephenson *et al.*, 2019). La diminution des ressources cognitives avec la fatigue pourrait alors provoquer de plus grandes altérations des performances en double tâche. Il serait alors intéressant de comprendre les effets de la fatigue sur les performances en double tâche et de comparer ces effets entre une population âgée saine et fragile car si la fragilité se base sur un critère de fatigue, les personnes fragiles peuvent être davantage impactées en double tâche en condition de fatigue que les personnes âgées saines.

Etude 4: Effects of muscular and mental fatigue on spatiotemporal gait parameters in dual task walking in young, non-frail and frail older adults.

Cette étude a fait l'objet d'une publication dans une revue indexée et de deux présentations orales lors du congrès de la SOFAMEA à Saint-Etienne et de l'IGAM à Nice.

- ✚ **Piche E**, Gerus P, Zory R, Jaafar, A, Guerin O, Chorin F (2023). Effects of muscular and mental fatigue on spatiotemporal gait parameters in dual task walking in young, non-frail and frail older adults. *Aging Clinical and Experimental Research*. <https://doi.org/10.1007/s40520-023-02506-8>

- ✚ **Piche E** (2023). L'analyse de la biomécanique de la marche en double tâche dans l'identification de l'état de fragilité chez les personnes âgées, Soirée IGAM. (*Communication orale format MT180*)

- ✚ **Piche E**, Chorin F, Zory R, Guerin O, Gerus P. (2023). La double tâche en condition de fatigue pour mieux détecter la fragilité chez les personnes âgées à travers l'analyse des paramètres spatio-temporels de la marche. SOFAMEA Saint-Etienne, 2023. (*Communication orale*)

1. Présentation

Les personnes âgées sont souvent plus fatigables que les plus jeunes et atteindraient plus rapidement leur limite (Eldadah, 2010). Or, la fatigue a une influence négative sur la qualité des ressources cognitives (Nam *et al.*, 2013; Dos Santos *et al.*, 2019; Stephenson *et al.*, 2019). Plus spécifiquement, le phénomène de fatigue altère le niveau d'attention et les fonctions exécutives (voir chapitre 1.4) (Stephenson *et al.*, 2019) qui sont impliquées en double tâche. Sachant que les personnes âgées fragiles ont déjà une diminution de ces ressources cognitives, de plus grandes altérations en double tâche pourraient avoir lieu chez cette population par rapport à une population âgée saine en condition de fatigue. La fatigue musculaire affecte les fonctions proprioceptives et le contrôle moteur (voir chapitre 4.3.1) et des études ont montré que les personnes jeunes et âgées modifiaient leur marche et adoptaient des stratégies précautionneuses en simple tâche pour inhiber les effets de cette fatigue (Helbostad *et al.*, 2007; Dos Santos *et al.*, 2019). En double tâche, les stratégies après fatigue chez les personnes jeunes sont aussi différentes (Granacher *et al.*, 2010; Kao, Pierro and Booras, 2018). Sachant que les personnes âgées fragiles présentent une plus faible masse musculaire et des processus moteurs plus lents (Ferrucci *et al.*, 2004; Cesari *et al.*, 2006), la fatigue musculaire peut les impacter différemment et les effets sur les performances en double tâche peuvent être différents par rapport à une population âgée saine. Concernant le phénomène de fatigue mentale, ce processus altère certaines fonctions impliquées dans la double tâche ce qui impacte les performances en double tâche. Une étude a montré que la fatigue mentale modifiait les paramètres de marche en double tâche comme le coefficient de variation de la longueur du pas ou la longueur d'enjambée chez des personnes âgées saines, mais pas chez une population jeune (Behrens *et al.*, 2018). Ce résultat souligne l'effet de l'âge sur la fatigue en double tâche et montre que les stratégies adoptées ne sont pas les mêmes.

L'objectif de cette étude est donc d'investiguer l'effet d'une fatigue mentale et d'une fatigue musculaire sur les performances en double tâche chez une population jeune, âgée fragile et âgée saine. L'hypothèse est que la fatigue mentale et musculaire va avoir un effet délétère sur les performances en double tâche et d'autant plus chez les personnes âgées fragiles.

2. L'étude

Les effets d'une fatigue mentale et musculaire sur les paramètres spatio-temporels de la marche en double tâche chez des personnes jeunes, âgées saines et âgées fragiles.

Effects of muscular and mental fatigue on spatiotemporal gait parameters in dual task walking in young, non-frail and frail older adults

Elodie PICHE, Pauline GERUS, Raphael ZORY, Aryn JAAFAR, Olivier GUERIN, Frédéric CHORIN



Article publié dans Aging Clinical and Experimental Research (Juillet 2023)



Effects of muscular and mental fatigue on spatiotemporal gait parameters in dual task walking in young, non-frail and frail older adults

Elodie Piche^{1,2} · Pauline Gerus¹ · Raphaël Zory^{1,4} · Aryn Jaafar² · Olivier Guerin^{2,3} · Frédéric Chorin^{1,2}

Received: 31 March 2023 / Accepted: 12 July 2023
© The Author(s), under exclusive licence to Springer Nature Switzerland AG 2023

Abstract

Background Dual-task (DT) walking is of great interest in clinical evaluation to evaluate frailty or cognitive declines in older adults. Frail older adults are known to adopt different walking strategy to overcome fatigue. However, no studies evaluated the effect of muscular or mental fatigue on dual-task walking strategy and the difference between frail and non-frail older adults.

Aims Evaluate the effect of mental and muscular fatigue on spatio-temporal parameters in dual-task walking in young, non-frail and frail older adults.

Methods 59 participants divided into 20 young (Y) (24.9 ± 3 years old), 20 non-frail (NF) (75.8 ± 4.9 years old) and 19 frail older adults (F) (81 ± 4.7 years old) performed single-task (ST) walking, single-task cognitive (serial subtraction of 3), and dual-task (subtraction + walking) for 1 min at their fast pace. Gait speed, step length, step length variability, stance and swing phase time, single and double support time, cadence, gait speed variability were recorded in single- and dual-task walking. The dual-task effect (DTE) was calculated as $((DT - ST)/ST) \times 100$. Generalized linear mixed models (GLMM) were used to compare the effects of mental and muscular fatigue on gait and cognitive variables between the groups.

Results The DTE walking parameters were worse in F compared to NF or Y but no significant effect of fatigue were highlighted except for swing time and single support time DTEs.

Conclusions The results were mitigated but a clear difference in dual-task spatio-temporal parameters was found between F and NF which brings hope into the capacity of DT to better reveal frailty.

Keywords Frailty · Biomechanics · Dual-task walking · Fatigue

Introduction

A growing body of evidence links gait to cognitive function [1] and suggests that even in healthy young subjects, gait is not automatic, but consumes some amount of attentional resources [2]. Dual tasking paradigms have been used to

study this dependence as it relies upon executive function and the ability to divide attention [3]. When both gait and a secondary task are performed simultaneously and reached the capacity of attentional resources, the performance of at least one of the tasks will deteriorate. Knowing that aging is associated with decreasing mobility and reduced cognitive processing efficiency [4, 5], dual-tasking was found to be more challenging in older adults with greater alteration on spatio-temporal parameters as slower gait speed or wider step width with aging and with dual-tasking [6]. These changes in cognitive or motor performance whilst dual-tasking were found to be able to predict fall risk [7, 8], cognitive status [9] or also frailty status [10]. Frailty is now recognized as a geriatric syndrome which is a result of cumulative declines across multiple physiological systems [11]. Frail older adults are more vulnerable to physiological and psychological stressors, particularly fatigue.

✉ Elodie Piche
piche.e@chu-nice.fr

¹ Université Côte d'Azur, LAMHES, Nice, France

² Université Côte d'Azur, Centre Hospitalier Universitaire de Nice, Clinique Gériatrique du Cerveau et du Mouvement, Nice, France

³ Université Côte d'Azur, CNRS UMR 7284/INSERM U108, Institute for Research on Cancer and Aging Nice (IRCAN), Faculté de médecine, Nice, France

⁴ Institut Universitaire de France, Paris, France

Muscular fatigue has been defined as the fall in maximum force-generating capacity of the muscle, and the failure of the muscle to maintain the required force [12]. It also affects the precision in motor control due to the deteriorated proprioception (e.g., decreased joint position sense, force-matching ability, etc.), movement coordination and reaction time [13, 14]. Consequently, in a fatigue condition, both young and healthy older adults used adaptive strategies to walk with a more cautious pattern by lowering walking speed, reducing step length and/or increasing step width [15, 16]. Thus, inducing a muscular fatigue before a dual-tasking evaluation may probably increase the cognitive-motor interference and the influence on spatio-temporal walking parameters. Only few studies examined the effect of muscular fatigue on dual task walking and even more with the level of frailty. Granacher et al. [17] found that the young adults achieved better cognitive performance post-fatigue at the cost of impaired balance control. However, Kao et al. [18] showed that muscular fatigue did not impact cognitive but motor performance in younger adults. If the results are contradictory and may be confirmed by future studies, no studies focused on comparing the difference of the effect of muscular fatigue between young, healthy older adults and frail older adults. Frail older adults have less muscle mass and strength than the non-frails [19] and have also lower levels of motor processing and slower gait speed [20]. Thus, it could be hypothesized that frail older adults may be more challenged in DT and even more affected by a muscular fatigue during DT than healthy older adults [21]. That would mean that DT could help to better reveal frailty.

While muscular fatigue can directly reduce motor performance in DT due to impairment in force and muscle activation, demanding mental activities can also impact the performance in DT. Indeed, sustaining attention or a mental effort for a prolonged period puts older adults in a fatigued mental state [22, 23] that slows cognitive processes which is often quantified by slowed reaction times [24] alters cortical brain areas and decreases neurotransmitter levels [25, 26]. Such modifications affects cognitive functions known to be involved in gait dual-tasking, resulting in an interference with gait [27]. These interferences resulted in an increase in the coefficient of variation of stride outcomes and other gait parameters [16]. Moreover, Behrens et al. [28] found that the mental fatigue impacted gait parameters in DT (coefficient of variation, stride length and stance time) in old but not in young group which highlight that the effect of mental fatigue on DT is greater with age. However, there is a lack of studies on the effect of mental fatigue in DT especially in frail older adults. The unanswered question is whether frail older adults had similar adaptation in DT to overcome a mental or muscular fatigue compared to healthy older adults or a younger group and if the effect of a muscular or mental

fatigue would be greater in a frail older adults compared to their healthy counterparts.

The purpose of this study was, thus, to investigate how muscular and mental fatigue affects dual task walking performance comparing young, healthy older adults, and frail older adults. For the walking performance, specifically, we explored the effects of mental and muscular fatigue on dual task walking on participant's step length (cm), step length variability (%), stance time and swing time (s), single support time and double support time (s), gait speed (m/s), gait speed variability (%) and cadence (steps/min). These specific variables were chosen for their strong correlation to the level of physical and functional health status [11, 29]. We hypothesized that the three groups would show reduced gait speed, increased gait speed variability and would have worse cognitive performance after reaching both muscular and mental fatigue. We also expected the impact of muscular and mental fatigue to be greater with age and particularly in the frail group.

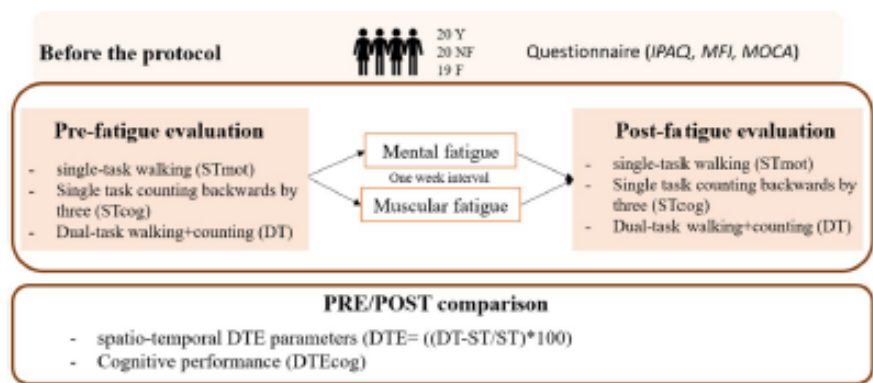
Materials and methods

Participants

Fifty-nine participants were recruited and were divided into three groups. The young group (Y) was composed of 20 participants under 35 years old. The older group was composed of 20 participants aged between 65 and 90 years old without any signs of frailty (NF). The frail older group was composed of 19 older adults between 65 and 90 years old corresponding to the frailty Fried's definition which is to have at least 3 criteria from the five phenotypic components (F). The five components were: (1) unintentional loss of $\geq 5\%$ of body weight in the past year, (2) self-report of feeling "tired all the time" (3) Mean speed to complete a 10 m walk < 1 m/s, (4) Low physical activity and (5) clearly abnormal strength on physical examination [11].

Inclusion criteria were an ability to walk independently for, at least, 50 m and have corrected-to-normal hearing and vision. Participants were excluded if they had a history of neurological disorders, cognitive dysfunction screened with a MOCA score under 23, any orthopedic conditions affecting gait, an acute hospital stay within the last 3 months, or a lower extremity amputation. Their level of physical activity were also assessed through the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) [30] and their initial fatigue was controlled with the Multidimensional Fatigue Inventory (MFI) at the beginning of each protocol (mental and muscular) (MFI_1 and MFI_2 for the first and second visit, respectively) (Fig. 1). The order of the fatigue protocols was randomized with an interval of one week between the two fatigue protocols

Fig. 1 The experimental design protocol for young (Y), non-frail (NF) and frail (F) older adults. STmot, STcog and DT were randomized as well as mental or muscular protocol



(Fig. 1). Participants were evaluated through a randomized 1 min of single-task walking (*STmot*), 1 min of single-task counting backwards by three (*STcog*) and 1 min of both counting and walking (*DT*) before and right after the fatigue protocol. The one-week interval and the randomization were chosen to reduce a possible learning effect of dual-task walking and to ensure a total recovery from the first fatigue protocol. The order chosen in pre-evaluation was the same in post and for the 2nd fatigue protocol one week later. Approval of the study was obtained (n° 2021-A00016-35) and all participants signed the informed consent form.

Dual-task protocol

The dual-task protocol was the same before and after each fatigue protocol. It consists of evaluating the cognitive and motor performance alone (*STcog* and *STmotor*, respectively) and a combination of walking and the secondary cognitive task (*DT*), each during 1 min. The cognitive task was a serial subtraction of 3 from a random number between 150 and 300 [3, 31]. This task was found to be more pertinent and challenging than a verbal fluency or a motor task [32–34]. The cognitive task was performed in a seated position (*STcog*). For the *DT*, participants were instructed to walk continuously without assistance for 1 min along a 10 m walkway (turning at the end each time) at their fastest speed. The fastest speed was chosen rather than a self-selected one as it was proven that the dual-task interference would be greater with increasing the difficulty of the gait task [35, 36]. The 2 first and 2 last steps, considered as acceleration and deceleration phases, were not included in the calculation. No instructions were given regarding which task to prioritize during the *DT* (walking or counting backward) as to not influence the behavior of the participant. At the end of each condition (*STcog*, *STmot*, *DT*), the participant was asked to rate the perceived fatigue the task has given to him/her, named

RPF) with a visual analog scale (VAS) from 0 (no fatigue) to 10 (maximal fatigue). The order of the conditions was randomized and was kept the same before and after the two fatigue protocols.

Mental fatigue protocol

Several mental fatigue protocols have been commonly used in the literature but many are above 60 min which is quite difficult to set up in geriatrics [24, 28]. Recently, a study used a *Psychomotor vigilance task* (PVT) as mental fatigue during 20 min. This task consists of pushing a button when a light turns on the screen. They showed that this task during at least 20 min was sufficient to ensure a mental fatigue [37]. Thus, the mental fatigue of the current study was inspired by the PVT. Participants were asked to visually fixate on a computer screen placed at eye level in front of them while two types of exercises rotated every 5 min during 25 min (exercise 1, 3 and 5 were the same). One of the two exercises was calculation and the participant needed to answer as fast as possible if the first equation was equal, smaller, or greater than the number on the right. The other exercise consisted of clicking to the button “enter” as fast as possible when a circle appears except if the color of the circle was green. Time between each circle varied between 2 and 5 s. The order of the exercises was randomly chosen. Performance over the protocol was registered through correct answers, errors, and reaction time for each exercise along the 25 min fatigue protocol. Immediately after the fatigue protocol, participants were asked to report their level of perceived fatigue on a scale of 1–10 (RPF), with higher numbers indicating greater feelings of fatigue.

Muscular fatigue protocol

After a warm-up of 5 min on an ergocycle (Xrcise Cycle Med, Cardiowise®, Germany), participants were asked to perform an isometric maximal voluntary contraction

(MVC) of the knee extensor of the dominant leg on the Biodex dynamometer (Biodex Medical Systems Inc., X2151, Shirley, NY, USA). Immediately after the MVC, participants performed 30 sit-to stand (STS) weighted at 20% of the participant body weight that was proven to induce fatigue [38]. They repeated MVC and STS three times to reach a sufficient muscular fatigue. At the end of each STS, the RPF was also rated as for the mental fatigue. It is important to note that three frail participants were not able to sit and stand with the 20% charge, so they did the protocol only weighted at 10% of BW.

Data analysis

Spatio-temporal gait parameters were obtained with the Optogait system (Optogait, Microgate, Bolzano, Italy) [39]. For this study, a 10-m instrumented walkway was used, consisting of 10 transmission bars and 10 reception bars, with a separation of 120 cm. Each bar (100 cm × 8 cm) contains 96 lights emitters 3 mm from the ground. Optical sensors operate at a frequency of 1000 Hz, with accuracy of 1 cm, to detect spatiotemporal parameters. Finally, the dual-task effect (DTE), which represents a ratio of performance between ST and DT, was calculated for the 10 gait parameters and for the cognitive score (*DTEcog*) as proposed by Plummer et al. [35]:

$$\text{DTE} = \frac{(\text{DT} - \text{ST})}{\text{ST}} \times 100.$$

For gait speed (*DTEmotor*), step length, stance and swing phase time, single support and cadence, negative values indicate that performance deteriorated under DT conditions (i.e., dual-task cost), and positive values represent an improvement in the DT condition relative to ST performance (i.e., dual-task benefit). However, for step length variability, double support, step time variability and speed variability, this is the opposite. The higher the positive value is (or the absolute value for the negative DTE), the higher the performance is deteriorated.

Statistical analysis

Data were tested from normality using Shapiro–Wilk test and from equality of variance with Levene’s test. Mental fatigue was verified through the evaluation of correct answers, errors and reaction time expressed in % of changes between each exercise (1vs3, 1vs5 and 2vs4) with the use of a 2 (TIME: 1vs3, 1vs5) *3(GROUP: Y, NF, F) nonparametric ANOVA (Kruskal–Wallis). Muscular fatigue was verified by applying a 3 (GROUP: Y, NF, F) *2 (TIME: 1vs2, 1vs3) ANOVA on the difference in MVC between each series of STS. The effect of muscular and

mental fatigue on spatiotemporal DTE parameters and *DTEcog* were analyzed using linear mixed models (LMM). For all DTE, normality was not assessed so a gamma regression was applied. The DTEs were translated to their minimal values to have all the DTE positives to be able to use the gamma regression. A random intercept effect structured by participants was included to control for the non-independence of the data and inter-subject variability. The LMM for the analysis of each variable included the level of frailty in the variable GROUP (non-frail (NF) vs. pre-frail (PF) vs. frail (F) participants), FATIGUE (muscular vs mental) and TIME (PRE vs POST fatigue). Also, a Fisher’s LSD correction for multiple comparison was applied and a Tukey’s HSD test was used for post-hoc analysis. LMMs were chosen as they can attain higher statistical power than ANOVA and can reduce type I-error because of the consideration of the sampling variability of both participants and experimental conditions [40, 41]. Statistical analysis was performed using SPSS (IBM Corp. (2015) IBM SPSS Statistics for Windows (V23) Armonk, NY).

Results

Questionnaire

The investigated score in MOCA indicated that the participants in each group were cognitively healthy even if the MOCA score was smaller in F compared to NF (Table 1) ($p=0.008$). Findings regarding the IPAQ score suggested that Y were significantly more physically active than F ($p=0.03$) as well as NF compared to F ($p=0.03$) (Table 1). Also, F were more fatigued than NF or Y with a lower MFI score (Table 1). The MFI_1 score is not significantly different from the MFI_2 ($p=0.414$, $d=0.108$) which means that participants were at the same level of perceived fatigue before the two evaluations.

Mental fatigue

A slightly decrease in MVC of 1% was noticed after the mental fatigue and it was significantly different between groups ($F(2,46)=3.8$, $p=0.03$) with a higher decrease in MVC of 6% in Y group (Table 2). Concerning the perceived fatigue after the protocol, each groups had a RPF below 5 out of 10 (4.5 ± 1.9) with no significant difference between groups ($p=0.081$). On average in the three groups, an increase in performance over the exercises was found with an increase in correct answers over the fatigue protocol (from 4.1% in 1 vs 3 to 19.6% in 1 vs

Table 1 Participant's characteristic (mean (SD))

	N= (59)	Y (n= 20)	NF (n= 20)	F (n= 19)	ANOVA
Age (years)	60.2 (26)	24.9 (3)	75.8 (4.9)	81 (4.7)	
Height (cm)	167.4 (10)	172.7 (9)	166.4 (11.3)	162.9 (7)	
Weight (kg)	69.8 (11.7)	68.6 (10.1)	70.8 (13)	70 (12.4)	
MOCA (/30)*	26.4 (1.8)	27.2 (1.6)	26.3 (2)	25.6 (1.5)	H (2)= 7.9, p= 0.019
MFL_1 (/100)	75 (11.9)	81.6 (10.5)	78.2 (10.9)	65.5 (7.6)	F (2.56)= 12.3, p< 0.01
MFL_2 (/100)	73.5 (15)	80.2 (14.9)	74.1 (14.4)	66.2 (13.3)	F (2.56)= 4.44, p= 0.016
Score IPAQ*	1366.2 (1218.2)	1797.3 (1746.9)	1432.4 (832.1)	842.7 (573.7)	H (2)= 6.878, p= 0.032

The cognitive level score (MOCA), initial perceived fatigue in the first and second evaluation session (MFL_1 and MFL_2, respectively), the level of physical activity (IPAQ) are specified for young (Y), in frail (F) and non-frail (NF) participants.

ANOVA was made with the variable Group (Y, NF, F) as a fixed factor

*Not normally distributed, a Kruskal Wallis test was performed

Table 2 Mean (SD) of the mental and muscular fatigue protocol and their parameters [maximal voluntary contraction (MVC), rate of perceived fatigue (RPF), correct answers, errors, reaction time expressed in % of change between the 1st and 3rd exercise (1 vs 3) or between the 1st and last exercise (1 vs 5)] in frail (F), non-frail (NF) and young (Y) adults

		N= 59	Y (n= 20)	NF (n= 20)	F (n= 19)		
Mental fatigue	Pre protocol	MVC (N)	103.5 (39.8)	146.3 (31.2)	87.9 (17.5)	72.8 (20.8)	
	1 vs 3	Correct answers (%)	4.2 (47)	3.1 (27.7)	- 3.8 (27.7)	13.9 (73.7)	
		Errors (%)	- 14.3 (78)	7.6 (90.2)	- 23 (67.2)	- 32 (70.6)	
		Reaction time (%)	2.6 (39.3)	- 2 (17.2)	20.2 (51.3)	- 11 (36.4)	
	1 vs 5	Correct answers (%)	23 (46.8)	16.3 (22.3)	28.2 (39.3)	24.6 (69.4)	
		Errors (%)	- 25.8 (69.6)	- 20.3 (78.6)	- 31.3 (67.6)	- 26.4 (63.4)	
		Reaction time (%)	1.9 (59.5)	- 6.4 (16.3)	- 8 (22.3)	21.2 (100)	
	Post protocol	RPF	4.5 (1.9)	5.3 (1.9)	4.2 (2)	4 (1.6)	
		MVC (%)	- 0.9 (10.8)	- 6.4 (8.6)	1.9 (12)	2.3 (9.9)	
		MVC (N)	102.9 (39)	139.9 (35.6)	90.7 (20.3)	70.7 (15.5)	
	Muscular fatigue	Pre protocol	MVC (N)	111.9 (43)	153.7 (37.8)	100.7 (27.5)	77.9 (18.1)
		1 vs 2	RPF	6.4 (1.4)	5.2 (1.6)	6.8 (1.5)	7.3 (0.9)
MVC (%)			- 1.4 (9.1)	- 3 (10.5)	- 1 (10.4)	- 0.00 (5.2)	
1 vs 3		RPF (%)	17.2 (15.4)	24.7 (17.3)	13.5 (16.4)	13.1 (8.7)	
		MVC (%)	- 6.5 (15.9)	- 6.2 (7.4)	- 10.9 (24.5)	- 1.5 (7.6)	
Post protocol		RPF (/10)	34.6 (32.2)	55.5 (28.4)	24.2 (38.2)	23.5 (14.8)	
		MVC (N)	5 (1.7)	5.6 (2.1)	4.5 (1.6)	4.8 (1.2)	
			102.1 (39.4)	140.9 (36)	90.8 (21.2)	71.9 (16.2)	

5, $H(1) = 5.673, p = 0.017$), a decrease (not significant) in the number of errors (from 15.8% between the 3rd and 1st exercise to 14.1% between the 5th and 1st) and a decrease in reaction time (from 4% in 3 vs 1 to 13.9% in 5 vs 1).

Muscular fatigue

A significant 6% decrease in MVC ($p < 0.001$) occurred after the last series of MVC with a significant increase of 34.5% in RPF averaged over groups ($H(1) = 41.595, p < 0.001$). The decrease in MVC and increase in RPF was less showed in F group (Table 2).

Cognitive-motor interference (DTEcog and DTEmotor)

The order of the protocols (muscular or mental fatigue) and the order of *STcog*, *STmot* and *DT* inside each protocol did not significantly impact the DTE parameters ($p > 0.05$). For cognitive performance (*DTEcog*), a significant effect of FATIGUE was found ($F(1.70) = 4.398, p = 0.04$). Specifically, *DTEcog* was higher during the muscular fatigue protocol than the mental fatigue. For speed (*DTEmotor*), the analysis showed a significant effect of GROUP ($F(2.223) = 14.982, p < 0.001$) and Time ($F(1.223) = 4.231, p = 0.041$). More specifically, DTE was lower in PRE fatigue than in POST ($p = 0.042$).

Gait analysis

Single support (%), double support (%) stride length, stride length variability and step time variability were not included in the LMM as they were highly correlated to single support (s), double support (s), step length and cadence, respectively ($R > 0.8, p < 0.05$). All the DTE (mean and SD) for the three groups (F, NF, Y) are shown in Table 3. For step length (*DTEstep_length*), a significant effect of GROUP ($F(2.223) = 6.114, p = 0.003$) with a significant higher DTE in F compared to Y ($p = 0.004$) as well as in NF compared to Y ($p = 0.003$) was found. Concerning step length variability (*DTEstep_length_var*), only a significant effect of GROUP ($F(2.223) = 5.013, p = 0.007$) was found. Specifically, only F had higher significant DTE than Y ($p = 0.003$). For stance time (*DTEstance_time*), the LMM showed only a significant effect of GROUP ($F(2.223) = 30.002, p < 0.001$). Specifically, F had higher DTE than T ($p < 0.001$) as well as NF compared to Y ($p < 0.001$) (Fig. 2). In swing time (*DTEswing_time*), a significant effect of GROUP ($F(2.223) = 3.799, p = 0.024$), TIME ($F(1.223) = 4.932, p = 0.027$), FATIGUE ($F(1.223) = 6.353, p = 0.012$) and the interaction GROUP \times FATIGUE ($F(2.223) = 5.619, p = 0.004$) were highlighted. Concerning single support time (*DTEsingle_support_time*), a significant effect of GROUP

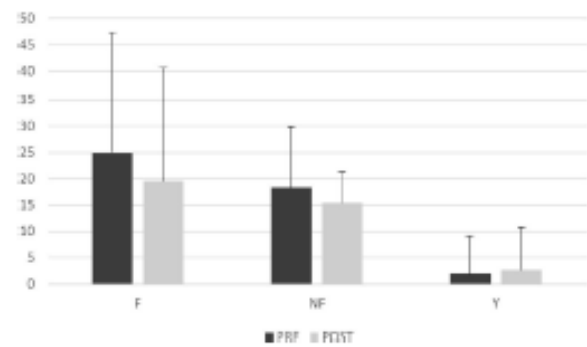


Fig. 2 Mean (SD) DTEstance_time in frail (F) older adults, non-frail (NF) older adults and young participants (Y) before (PRE) and after (POST) fatigue (mental + muscular fatigue)

($F(2.223) = 4.526, p = 0.012$), TIME ($F(1.223) = 6.62, p = 0.011$) and FATIGUE ($F(1.223) = 13.498, p < 0.001$) were found as well as the interaction GROUP \times FATIGUE ($F(2.223) = 5.619, p = 0.004$). For double support time (*DTEdouble_support_time*), only the effect of GROUP was significant ($F(2.222) = 3.466, p = 0.033$). Specifically, F had significant higher DTE than Y ($p = 0.032$) as well as NF compared to Y ($p = 0.02$). Concerning speed variability (*DTEspeed_var*), the only significant effect was for

Table 3 Mean (SD) of the DTE in each spatio-temporal parameters before and after the mental and muscular fatigue

Muscular fatigue	Y		NF		F	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
DTEstep_length	- 3.1 (3.5)	- 2.9 (3.6)	- 8.6 (4.5)	- 9 (5.2)	- 7.3 (11.2)	- 7.7 (10.3)
DTEstep_length_var	0.46 (61.5)	7.8 (56.5)	31.2 (90.2)	33.4 (121)	47.6 (85.9)	47.6 (60.3)
DTEstance_time	2.2 (7.3)	2.6 (7.5)	16.7 (9.8)	15.8 (6.8)	23.9 (19.9)	18.6 (15.8)
DTEswing_time	2.8* (3.9)	3.6* (3.9)	11.6* (8.7)	9.4* (4.7)	11.1* (20)	10.2* (19.3)
DTEsingle_support_time	2.8* (4)	3.6 (4)	11.3* (8.2)	9.4 (4.7)	12* (18.9)	8.4 (14.8)
DTEdouble_support_time	22.1 (26.5)	26.6 (30.5)	38.6 (22.4)	40 (21.2)	38.2 (34.3)	38.3 (37.3)
DTEmotor	- 6.3 (6.7)	- 7.2 (7.1)	- 19.5 (8)	- 18.8 (6.8)	- 21.1 (12)	- 19.7 (12.1)
DTEspeed_var	0.42 (62.8)	25.6 (117.7)	115.6 (261.3)	33.3 (91.5)	89.1 (102.3)	117.9 (129)
DTEcadence	- 3.1 (4.7)	- 4.5 (5.3)	- 11.4 (6.2)	- 10.9 (4.5)	- 13.3 (10.4)	- 12.3 (8.8)
DTEcog	- 4.2 (135)	29.8 (131.2)	169.8 (550)	174 (376.5)	- 3 (65.5)	130 (417.4)
Mental fatigue						
DTEstep_length	- 3.3 (3.2)	- 2.8 (2.6)	- 10.3 (5.3)	- 7.8 (4.8)	- 7.5 (8.3)	- 7.6 (9.3)
DTEstep_length_var	- 12.8 (30)	5.8 (91.9)	28.7 (81.7)	28 (97.3)	74.7 (98.3)	66.6 (94.4)
DTEstance_time	2 (7.9)	2.7 (8.6)	20 (13)	15 (5.7)	26 (25.3)	20.6 (25.7)
DTEswing_time	5.5 (4.4)	4.7 (5.8)	12.5 (11.7)	8.7 (4.9)	22.7 (29.4)	13.6 (30.8)
DTEsingle_support_time	5.6 (4.4)	4.6 (5.6)	12.7 (11.1)	8.7 (4.8)	24.1 (33)	17.5 (31.8)
DTEdouble_support_time	20.4 (23.9)	35.3 (33)	45.6 (23.8)	36.3 (16.6)	45.2 (33.3)	44.9 (37.3)
DTEmotor	- 8.7 (5.1)	- 7.9 (6.1)	- 21.8 (8)	- 17.2 (6.7)	- 24.7 (11.8)	- 23.3 (9.5)
DTEspeed_var	- 17.4 (29.2)	- 12.6 (58.6)	65.4 (142.1)	70.7 (150.3)	108.9 (128)	106.8 (96.2)
DTEcadence	- 5.4 (4.2)	- 4.7 (4.9)	- 12.8 (7.4)	- 10.1 (4.6)	- 16.6 (11)	- 14.7 (10.5)
DTEcog	- 10.3 (32.8)	- 12.9 (98.8)	- 23.4 (176.9)	- 17.6 (97.5)	- 31 (90.5)	- 33.9 (65.2)

The DTE are shown for the three groups [young (Y), non-frail (NF) and frail (F) older adults]

GROUP ($F(2.223)=11.306, p<0.001$). Concerning cadence ($DTE_{cadence}$), the analysis showed a significant effect of GROUP ($F(2.223)=11.069, p<0.001$) and FATIGUE ($F(1.223)=5.310, p=0.022$). Specifically, F had lower DTE than Y ($p<0.001$) as well as NF compared to Y ($p=0.005$). Also, DTE was higher during the muscular fatigue protocol than the mental fatigue one when grouping F, NF and Y all together ($p=0.022$).

Discussion

The aim of the present study was to determine the effect of a mental and muscular fatigue on spatiotemporal gait parameters in dual task walking in young, non-frail and frail older adults. We hypothesized that the three groups would show worse DTE in spatio-temporal parameters especially DTE_{motor} and would have worse cognitive performance (DTE_{cog}) after the muscular and mental fatigue. We expected the impact of muscular and mental fatigue on DTE to be greater with age and particularly in the frail group. The results of the present study confirm partly this hypothesis, showing that the DTE in walking parameters were worse in F compared to NF or Y groups but that they were not different after fatigue except for swing time and single support time DTE.

First, one of the most important questions before studying the effect of mental fatigue on physical performance is whether fatigue was successfully induced. Concerning mental fatigue, a low self-reported state of fatigue with the RPF in each group was reported as well as a little decrease in MVC suggesting that the protocol did not induce mental fatigue in the groups. Other studies also reported that the mental fatigue protocol did not seem to exert an effect on either the subjective (RPF) or objective indexes of performance [24, 42]. However, as the mental fatigue has subjective, behavioral and physiological manifestations, the criterion for whether the mental fatigue was well induced is highly debatable [24]. A similar fatigue protocol (a 20 min PVT) induced in young and old participants found that ratings of perceived fatigue (RPF) were significantly higher ($p<0.001$) after the mental fatigue than ratings at baseline [37]. Unfortunately, the RPF baseline was not measured here which prevents comparison with Morris et al., but it is interesting to see that the 6% decrease in young's MVC is similar to the one of Morris et al. (7% decrease in young too) [37]. Concerning muscular fatigue, the participants were well fatigued as the RPFs were significantly higher ($p<0.001$) after the fatigue than ratings at baseline in each group, and the MVC significantly decreased through the series of STS especially in Y and NF. However, in the F group, their decrease in MVC were of 1.5% only with a 23.5% increase in RPF which is significantly less than F or NF ($p<0.05$). This does not necessarily reflect that F were less fatigued

than NF or Y but with aging, the perception of fatigue is affected and an acclimation period is needed to accurately use the RPF [43]. Also, it is well known that, with aging, the ratio slow twitch/fast twitch fibers increased [44], and, as the slow-twitch fibers exhibit good endurance characteristic, muscular endurance is maintained with increased age and may even improve [45].

When focusing on the principal question, which was the effect of the mental and muscular fatigue on the different spatio-temporal DTE during walking, the fatigue did not strongly alter the dual-task walking parameters not cognitive performance (DTE_{cog}). In other words, the effect TIME (pre vs post) was not significant except for DTE_{swing_time} and $DTE_{single_support_time}$ where the DTEs were lower after the fatigue. As the DTEs were positive, before and after fatigue, it means that the participants walked with greater swing time and single support time in DT compared to ST. The decrease in DTE after fatigue means that the difference between DT and ST is reduced. Consequently, both mental and muscular fatigue reduced the difference between ST and DT. Also, swing time and single support time are known to decrease with age which may give the older adults a sense of better walking stability [46]. As the DTE values were positive, it means that, during dual tasking, the need to decrease these parameters for a more cautious gait are inhibited. Moreover, as the DTE value decreased after fatigue, the fatigue protocol reduced this effect of inhibition in dual-tasking as their dual-task walking parameters are closer to their single-task one. These findings are shared with previous studies that found an improvement in walking after fatigue and even more in older adults [17, 47]. Indeed, an increase in stride length and a decrease in stride duration with fatigue caused an increase in gait speed which was even greater in older adults [17, 47]. Walking faster with longer strides length was hypothesized to be a strategy of the older adults to overcome the short walking distance (10 m) and the feeling of physical discomfort (due to the muscle fatigue) [47]. Also, no significant effect of FATIGUE \times TIME was revealed which means that no significant difference in the effect of fatigue on dual task walking strategy between mental or muscular fatigue was highlighted.

Concerning the comparison between the groups, F had their walking parameters more impacted during dual tasking than NF or Y groups. This has been showed through the significant GROUP effect for all spatio-temporal parameters. This is in line with previous studies that highlighted an age-related effect on DTE spatio-temporal parameters [10, 48]. This age-related decrements in DT can be associated to age-related brain modifications that could be structural (E.G loss of the frontal gray matter) [49] or functional (e.g. loss of central neurons). Moreover, with aging, some cognitive functions that are involved in dual-tasking declined such as processing speed [50], working memory [51] or executive

functions [52]. The CRUNCH (Compensation Utilization Of Neural Circuits Hypothesis) model [53] explained that, for reasonable difficulty levels, older adults are able to compensate their cognitive declines but, for high demanding tasks, older adults cannot compensate anymore because of their low level of cognitive resources leading to a decline in performance. Surprisingly, the interaction GROUP \times TIME or GROUP \times TIME \times FATIGUE was not significant. In other words, the behavior in DT and the effect of DT on walking performance after fatigue is not significantly different between Y, NF, or F groups. Only a few studies focused on the effect of mental or muscular fatigue on dual-task walking parameters but Behrens et al. [28] also found no significant TIME (pre, post) \times GROUP (young, old) \times FATIGUE (mental, control) interaction between 16 young and 16 old adults. For muscle fatigue, Granacher et al. [17] highlighted that muscle fatigue did not alter the DTE parameters in young and old adults but when looking to the single or dual-task walking parameters alone, they found that fatigue resulted in significant decreases in single-task gait velocity and stride length in young adults, and in significant increases in dual-task gait velocity and stride length in older adults [17]. The high variability in DTE could partially explained why the results are not significant. Also, the lack of studies in this field did not allow much more comparison. Maybe, older adults may have learned how to compensate for age-related and/or fatigue-induced muscle and cognitive deficits leading to similar dual-task effect (DTE) after fatigue.

Some limitations of this study should be mentioned. First, the age difference between NF (75.8 ± 4.9 years old) and F (81 ± 4.7 years old) group could have influenced the results. Indeed, it has previously been shown that spatio-temporal DTE were influenced by age and that, between the 7th decade (70–75 years old) and the 9th (> 80 years old), the DTE are different [10], fatigue and fatigability also differed [54] as well as neuromuscular structure and function (i.e. loss of muscle change, change in muscle fibers' type, loss of motor units (MUs)...) [55]. Consequently, comparison between NF and F should be made carefully as the results could not only be due to the level of frailty but also to their age-related difference. Also, recent studies have shown that DT performance can depend on training and assimilation [56]. It is, thus, important to mention that a learning effect of cognitive and motor tasks could have influenced the results. While the randomization of ST and DT tasks and the order of the fatigue protocols and the setting up of a learning session (counting backwards by three while being seated during 2 mn) before each session were designed to limit and reduce this learning effect, this effect should be considered.

Conclusion

The results of this study demonstrated that the spatio-temporal DTE parameters were more altered in F compared to NF or Y groups but that they were not significantly different after fatigue except for swing time and single support time. This study introduces the possible use of dual-task walking for a better screening of frailty, but more investigations should be made in the efficiency of inducing a fatigue before a dual-task clinical program to better distinguish frailty.

Author contributions All authors contributed to the study design and conception. Material preparation, data collection and analysis were performed by EP and AJ. The first draft of the manuscript was written by EP and all authors commented on previous versions of the manuscript. All authors read and approved the final manuscript.

Funding No funding was received for conducting this study.

Declarations

Conflict of interest The authors have no relevant conflict of interest to disclose.

Ethical approval The study was approved by the CPP (Comité de Protection des Personnes) under the number 2021-A00016-35. All procedures performed in studies involving human participants were in accordance with ethical standards of the institutional and/or national research committee and with the 1964 Helsinki Declaration and its later amendments or comparable ethical standards.

Informed consent All the participants signed an informed consent regarding publishing their data and photographs.

References

1. Camicioli R, Howieson DB, Marquis S et al (2003) Independent predictors of cognitive decline in the healthy elderly. *Res Pract Alzheimers Dis* 7:86–92
2. Woollacott M, Shumway-Cook A (2002) Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait Posture* 16:1–14
3. Yogev-Seligmann G, Hausdorff JM, Giladi N (2008) The role of executive function and attention in gait. *Mov Disord* 23:329–342
4. Hedden T, Gabrieli JDE (2004) Insights into the ageing mind: a view from cognitive neuroscience. *Nat Rev Neurosci* 5:87–96
5. Wollesen B, Voelcker-Rehage C (2019) Differences in cognitive-motor interference in older adults while walking and performing a visual-verbal stroop task. *Front Aging Neurosci* 11:1–12
6. Fallahtafi F, Boron JB, Venema DM et al (2021) Task specificity impacts dual-task interference in older adults. *Aging Clin Exp Res* 33:581–587
7. Bayot M, Dujardin K, Dissaux L et al (2020) Can dual-task paradigms predict Falls better than single task? A systematic literature review. *Neurophysiol Clin* 50:401–440
8. Beauchet O, Dubost V, Allali G et al (2007) 'Faster counting while walking' as a predictor of falls in older adults. *Age Ageing* 36:418–423

9. Superiore S, Anna S. Alzheimer's & Dementia : The Journal of the Alzheimer's Association Innovative Motor Cognitive Dual-Task approaches combining upper and lower limbs may improve dementia early detection
10. Piche E, Chorin F, Gerus P et al (2022) Effects of age, sex, frailty and falls on cognitive and motor performance during dual-task walking in older adults. *Exp Gerontol* 171:112022
11. Fried LP, Tangen CM, Walston J et al (2001) Frailty in older adults: evidence for a phenotype. *J Gerontol Ser A Biol Sci Med Sci* 56:M146–M157
12. Gandevia SC, Allen GM, Butler JE et al (1996) Supraspinal factors in human muscle fatigue: Evidence for suboptimal output from the motor cortex. *J Physiol* 490:529–536
13. Enoka RM, Stuart DG (1992) Neurobiology of muscle fatigue. *J Appl Physiol* 72:1631–1648
14. Abd-Elfattah HM, Abdelazeim FH, Eishennawy S (2015) Physical and cognitive consequences of fatigue: a review. *J Adv Res* 6:351–358
15. Helbostad JL, Leirfall S, Moe-nilssen R et al (2007) Older Persons 62:235–236
16. Dos Santos PCR, Barbieri FA, Zijdwind I et al (2019) Effects of experimentally induced fatigue on healthy older adults' gait: a systematic review. *PLoS ONE* 14:1–14
17. Granacher U, Wolf I, Wehrle A et al (2010) Effects of muscle fatigue on gait characteristics under single and dual-task conditions in young and older adults. *J Neuroeng Rehabil* 7:1–12
18. Kao PC, Pierro MA, Booras K (2018) Effects of motor fatigue on walking stability and variability during concurrent cognitive challenges. *PLoS ONE* 13:1–14
19. Cesari M, Leeuwenburgh C, Lauretani F et al (2006) Frailty syndrome and skeletal muscle: Results from the Invecchiare in Chianti study. *Am J Clin Nutr* 83:1142–1148
20. Ferrucci L, Guralnik AJM, Studenski S et al (2004) Delaying functional decline and disability in frail, older persons: a consensus report. *Jags* 52:625–634
21. Theou O, Jones GR, Overend TJ et al (2008) An exploration of the association between frailty and muscle fatigue. *Appl Physiol Nutr Metab* 33:651–665
22. Boksem MAS, Meijman TF, Lorist MM (2005) Effects of mental fatigue on attention: an ERP study. *Cogn Brain Res* 25:107–116
23. Wascher E, Rasch B, Sanger J et al (2014) Frontal theta activity reflects distinct aspects of mental fatigue. *Biol Psychol* 96:57–65
24. Van Cutsem J, Marcora S, De Pauw K et al (2017) The effects of mental fatigue on physical performance: a systematic review. *Sport Med* 47:1569–1588
25. Lorist MM, Boksem MAS, Ridderinkhof KR (2005) Impaired cognitive control and reduced cingulate activity during mental fatigue. *Cogn Brain Res* 24:199–205
26. Arnau S, Mockel T, Rinkenauer G et al (2017) The interconnection of mental fatigue and aging: an EEG study. *Int J Psychophysiol* 117:17–25
27. Allali G, Montembeault M, Simona MB et al (2019) Brain structure covariance associated with gait control in aging. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 74:705–713
28. Behrens M, Mau-Moeller A, Lischke A et al (2018) Mental fatigue increases gait variability during dual-task walking in old adults. *J Gerontol Ser A Biol Sci Med Sci* 73:792–797
29. Mortaza N, Osman NAA, Mehdikhani N (2014) Are the spatio-temporal parameters of gait capable of distinguishing a faller from a non-faller elderly? *Eur J Phys Rehabil Med* 50:677–691
30. Kim Y, Park I, Kang M (2013) Convergent validity of the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ): meta-analysis. *Public Health Nutr* 16:440–452
31. Srygley JM, Mirelman A, Herman T (2009) When does walking alter thinking? Age and task associated findings. *Brain Res* 1253:92–99
32. Ehsani H, Mohler MJ, O'connor K et al (2019) The association between cognition and dual-tasking among older adults: the effect of motor function type and cognition task difficulty. *Clin Interv Aging* 14:659–669
33. Smith E, Cusack T, Blake C (2016) The effect of a dual task on gait speed in community dwelling older adults: a systematic review and meta-analysis. *Gait Posture* 44:250–258
34. Piche E, Gerus P, Chorin F et al (2022) The effect of different dual tasks conditions on gait kinematics and spatio-temporal walking parameters in older adults. *Gait Posture* 95:63–69
35. Plummer-D'Aarnato P, Brancato B, Dantowitz M et al (2012) Effects of gait and cognitive task difficulty on cognitive-motor interference in aging. *J Aging Res* 2012:1–8
36. Patel P, Lamar M, Bhatt T (2014) Effect of type of cognitive task and walking speed on cognitive-motor interference during dual-task walking. *Neuroscience* 260:140–148
37. Morris AJ, Christie AD (2020) The effect of mental fatigue on neuromuscular function is similar in young and older women. *Brain Sci* 10:191
38. Hatton AL, Menant JC, Lord SR et al (2013) The effect of lower limb muscle fatigue on obstacle negotiation during walking in older adults. *Gait Posture* 37:506–510
39. Lienhard K, Schneider D, Maffioletti NA (2013) Validity of the Optogait photoelectric system for the assessment of spatiotemporal gait parameters. *Med Eng Phys* 35:500–504
40. Boisgontier MP, Cheval B (2016) The anova to mixed model transition. *Neurosci Biobehav Rev* 68:1004–1005
41. Ma Y, Mazumdar M, Memtsoudis SG (2012) Beyond repeated-measures analysis of variance: advanced statistical methods for the analysis of longitudinal data in anesthesia research. *Reg Anesth Pain Med* 37:99–105
42. Holgado D, Troya E, Perales JC et al (2021) Does mental fatigue impair physical performance? A replication study. *Eur J Sport Sci* 21:762–770
43. Gros Lambert A, Mahon AD (2006) Perceived exertion: influence of age and cognitive development. *Sport Med* 36:911–928
44. Lexell J, Taylor CC, Sjostrom M (1988) What is the cause of the ageing atrophy? Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year-old men. *J Neurosci* 84:275–294
45. Bemben MG (1998) Age-related alterations in muscular endurance. *Sport Med* 25:259–269
46. Aftah IN, Nakashima H, Loh PY et al (2016) An exploratory investigation of changes in gait parameters with age in elderly Japanese women. *Springerplus* 5:1069
47. Barbieri FA, dos Santos PCR, Simieli L et al (2014) Interactions of age and leg muscle fatigue on unobstructed walking and obstacle crossing. *Gait Posture* 39:985–990
48. Lama B, Daniel VKP, Desai P (2018) Impact of dual task performance on fear of fall and gait parameters in elderly. *Int J Physiother Res* 6:2891–2896
49. Beurskens R, Bock O (2012) Age-related deficits of dual-task walking: a review. *Neural Plast* 2012:131608
50. Salthouse TA (1996) The processing-speed theory of adult age differences in cognition. *Psychol Rev* 103:403–428
51. Salthouse TA, Babcock RL (1991) Decomposing adult age differences in working memory. *Dev Psychol* 27:763–776
52. Murman DL (2015) The impact of age on cognition. *Semin Hear* 36:111–121
53. Carp J, Gmeindl L, Reuter-Lorenz PA (2010) Age differences in the neural representation of working memory revealed by multi-voxel pattern analysis. *Front Hum Neurosci* 4:1–10
54. Eldadah BA (2010) Fatigue and fatigability in older adults. *PM R* 2:406–413
55. Power GA, Dalton BH, Rice CL (2013) Human neuromuscular structure and function in old age: a brief review. *J Sport Health Sci* 2:215–226

56. Ruthruff E, Van Selst M, Johnston JC et al (2006) How does practice reduce dual-task interference: integration, automatization, or just stage-shortening? *Psychol Res* 70:125–142

Publisher's Note Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

Springer Nature or its licensor (e.g. a society or other partner) holds exclusive rights to this article under a publishing agreement with the author(s) or other rightsholder(s); author self-archiving of the accepted manuscript version of this article is solely governed by the terms of such publishing agreement and applicable law.

3. Synthèse

L'objectif de cette étude était d'investiguer l'effet d'une fatigue mentale et d'une fatigue musculaire sur les performances en double tâche en comparant cet effet de la fatigue entre une population jeune, âgée fragile et âgée saine. Les résultats ont montré un effet significatif de la fragilité sur les performances en double tâche et les paramètres de la marche mesurés au travers de DTE. Spécifiquement, les personnes âgées ont montré des performances en double tâche ainsi qu'une marche plus altérée que le reste de la population âgée saine. Ces résultats sont cohérents avec ceux trouvés dans l'étude 3. En revanche, les interactions *GROUP*FATIGUE* ou *GROUP*TIME*FATIGUE* ne ressortent pas significatives. En d'autres termes, le comportement en double tâche et les effets de la fatigue (mentale ou musculaire) sur les performances en double tâche n'ont pas été significativement différents entre les personnes âgées fragiles, les personnes âgées saines et les personnes jeunes. Ces résultats tendent à penser que la fatigue, musculaire ou mentale, ne permettrait pas de mieux discriminer les personnes âgées fragiles du reste de la population en se basant sur les performances en double tâche. C'est d'ailleurs ce qu'ont montré d'autres analyses statistiques présentées en communication orale lors de la SOFAMEA.

Cependant, les résultats sont à contraster avec les potentielles limites des protocoles de fatigue et du niveau de fatigue induits. En effet, la fatigue musculaire et mentale mesurée à travers la perte de MVC et l'échelle RPE est significativement différente entre le groupe de personnes âgées fragiles et saines avec un niveau de fatigue mesuré moins important chez les personnes âgées fragiles. Cela traduit une différence dans le niveau de fatigue induit dans chacun des groupes et qui peut expliquer un effet contrasté de la fatigue avec le niveau de fragilité sur les performances en double tâche. Malgré des protocoles de fatigue individualisés et standardisés, il est difficile d'induire le même niveau de fatigue à des personnes âgées qui n'ont pas le même niveau physique et mental. Dans cette étude, les personnes âgées saines et fragiles avaient un score IPAQ et un MFI (niveau de fatigue perçu) significativement différent. Ces résultats mettent donc en lumière l'importance d'investiguer le lien entre la fatigue et la fatigabilité, définie comme la résistance à un exercice mental ou physique et de comprendre l'effet de la fragilité sur ce lien entre fatigue et fatigabilité.

Les résultats de cette étude ont permis de renforcer les résultats de l'étude 3 sur l'effet important de la fragilité sur les performances en double tâche et donc sur son potentiel pour mieux repérer la fragilité chez les personnes âgées. Cependant, cette étude met en lumière la faible efficacité des protocoles de fatigue à rendre la double tâche encore plus efficace pour détecter les personnes âgées fragiles du reste de la population.

Partie 5

Discussion générale

Le vieillissement de la population s'accroît d'année en année mettant la pression sur les systèmes de soins en santé qui doivent répondre à un besoin croissant de prise en charge de nos aînés. Il est donc question de santé publique et économique que de limiter ces coûts en santé en développant des solutions efficaces d'identification des déclin cognitifs et fonctionnels chez la personne âgée pour une meilleure prise en charge et un maintien de l'autonomie. L'analyse de la marche se positionne en tant qu'outil de détection de troubles fonctionnels chez la personne âgée. L'ajout d'une tâche cognitive à l'action de marcher, communément appelé la double tâche, demande chez la personne âgée davantage de ressources cognitives et, dès lors qu'elles sont dépassées, la performance cognitive ou motrice est altérée. L'étude approfondie des effets de la charge cognitive de la tâche sur la biomécanique de la marche en double tâche est essentielle. La littérature scientifique indique que les adaptations réalisées par les personnes âgées lors de la marche sont fortement dépendantes de la charge cognitive de la tâche choisie. Par conséquent, comprendre ces nuances permettra de mieux cerner les difficultés spécifiques rencontrées par les personnes âgées et d'ajuster les interventions en conséquence. Les facteurs individuels semblent également fortement influencer la biomécanique de la marche en double tâche. Chez les personnes âgées, l'âge, le sexe, le phénotype de fragilité ou l'historique de chute sont autant de paramètres qui interagissent et qui impactent les ressources cognitives. Il semble donc important de mieux comprendre les effets de chacun de ces éléments sur la performance en double tâche. L'état de fatigue des personnes âgées pourrait également influencer fortement la performance en double tâche.

Dans ce contexte, **l'objectif principal de ce travail de thèse était de déterminer l'influence de la tâche cognitive, des facteurs individuels et de la fatigue sur la biomécanique de la marche en double tâche chez les personnes âgées.** L'hypothèse était que la tâche cognitive, les facteurs individuels et la fatigue qu'elle soit mentale ou musculaire influenceraient la biomécanique de la marche en double tâche en impactant les performances motrices en double tâche avec notamment une baisse de la vitesse de marche due à une limitation des ressources cognitives. L'intérêt clinique de ces travaux de thèse est d'améliorer, à terme, l'identification des déclin fonctionnels et cognitifs chez la personne âgée à travers la complexification de la marche en double tâche et des modifications qu'elle engendre sur les paramètres biomécaniques de la marche.

Les résultats de l'étude 3 et 4 ont bien montré un effet des facteurs individuels, surtout de l'âge et de la fragilité, sur le niveau d'altération des paramètres biomécaniques de la marche chez les personnes âgées, notamment sur la vitesse de marche en double tâche et les paramètres temporels comme le temps de simple appui. En revanche, les résultats de l'étude 4 ne montrent pas d'effet de la fatigue sur les paramètres biomécaniques de la marche ce qui ne confirme pas notre dernière

hypothèse. La suite de cette section apportera des éléments de discussion concernant la marche des personnes âgées lorsqu'elles sont confrontées à des situations de double tâche. Elle détaillera l'influence des tâches cognitives sur les performances en double tâche, examinera l'importance de la fatigue pour une meilleure identification de la fragilité, ainsi que le rôle de la double tâche dans le diagnostic de la fragilité. Enfin, cette section abordera les limites de ces études.

I. La marche du patient âgé en double tâche

Les études 2, 3 et 4 montrent une altération des paramètres de marche en double tâche et également d'une altération de la performance cognitive (*DTEcog*). Ces résultats sont en accord avec la littérature qui montre également une altération de la marche en situation de double tâche (Al-Yahya *et al.*, 2011; Smith, Cusack and Blake, 2016). Ces résultats supportent les différents modèles théoriques de la double tâche (Wickens, 1980; Pashler, 1994) qui s'accordent sur le fait que les interférences proviennent d'une limitation dans les capacités d'attention. Selon le modèle du goulot d'étranglement, en double tâche, les ressources disponibles doivent se diviser entre les deux tâches, ce qui peut entraîner une modification des performances dans l'une ou les deux tâches en fonction de la stratégie d'allocation des ressources.

Différents paramètres spatio-temporels expliquent l'altération de la vitesse de marche en condition de double tâche. En effet, les différents résultats des études 2, 3 et 4 ont montré une augmentation de la cadence en double tâche ainsi qu'une augmentation du temps de double appui. Ces adaptations spatio-temporelles en double tâche s'accordent avec l'idée selon laquelle les personnes âgées choisissent une marche précautionneuse en ralentissant la vitesse de marche, en augmentant leur cadence, en raccourcissant leur pas et en augmentant le temps de double appui (Beauchet and Dubost, 2005; Freire Júnior *et al.*, 2017; Rucco *et al.*, 2017; Penko *et al.*, 2018). La littérature est également en accord avec ces résultats puisque l'étude de Gomes *et al.* (Gomes *et al.*, 2016) réunissant plus de 29 travaux, montrent que la vitesse de marche, la cadence, la fréquence de foulée, le temps de foulée, la variabilité de la foulée, la durée d'un pas, la longueur de pas et le temps d'oscillation sont altérés en condition de double tâche. Spécifiquement, la vitesse de marche ainsi que la longueur des pas diminuent en double tâche à l'inverse de la cadence ou la variabilité de la foulée qui augmentent (Brustio *et al.*, 2017). Cette marche précautionneuse en double tâche serait adoptée par les personnes âgées pour faire face aux pertes d'équilibre, plus fréquentes avec l'âge (Shkuratova, Morris and Huxham, 2004). Il est possible aussi que les personnes âgées soient plus prudentes en privilégiant une plus grande stabilité pendant la marche en double tâche de peur de chuter (Howland *et al.*, 1993). Finalement, la double tâche augmente cette perte de la vitesse de marche, déjà observée sur la simple tâche dans une population âgée.

L'étude 3 et 4 ont montré une plus grande altération de la longueur du pas et de la variabilité du temps du pas en double tâche avec l'avancée en âge. Cet effet de l'âge sur le niveau d'altération des paramètres spatio-temporels en double tâche s'explique d'abord par le niveau plus faible de ressources cognitives des personnes âgées. Les personnes âgées voient leur ressources cognitives sursollicitées lors de la double tâche, ce qui crée de plus grandes altérations de la marche en double tâche. L'effet de l'âge mis en lumière dans ces études pourrait également être lié aux théories de différents modèles qui mettent en évidence une stratégie différente d'activation cérébrale liée à l'âge. En effet, le modèle HAROLD (réduction de l'asymétrie hémisphérique chez les adultes plus âgés) proposé par Cabeza (Cabeza, 2002) suggère que l'activité pré frontale lors des performances cognitives tend à être moins latéralisée chez les adultes âgés par rapport aux jeunes adultes. Un autre modèle (CRUNCH : hypothèse d'utilisation compensatoire des circuits neuronaux) a souligné que les personnes âgées se fient à des stratégies différentes pour résoudre les problèmes cognitifs (Carp, Gmeindl and Reuter-Lorenz, 2010). Il est donc possible que les différentes stratégies d'activations cérébrales liées à l'âge influencent les choix d'allocations des ressources cognitives en double tâche et donc les niveaux d'altérations des performances motrices et cognitives.

Les altérations des paramètres spatio-temporels ont également des origines cinématiques puisqu'avec la diminution de la vitesse de marche en double tâche, la vitesse de propulsion du centre de masse est moins importante et les vitesses angulaires des différents segments du membre inférieur également (Mentiplay *et al.*, 2018). D'ailleurs, les résultats de l'étude 2 montrent bien une altération de ces paramètres angulaires en double tâche au niveau de la hanche, du genou et de la cheville. Plus spécifiquement, les résultats de l'étude 3 ont montré une diminution moins importante de la vitesse angulaire au niveau de l'articulation de la cheville. Ce résultat est intéressant car une étude a montré que les personnes âgées avaient tendance à recruter davantage le genou et la hanche lors de vitesses élevées et à compenser le manque de propulsion par des moments nets de la hanche plus importants (Riley, Della Croce and Kerrigan, 2001), ce qui était la vitesse demandée lors des études 2, 3 et 4. Ce recrutement moins important de la cheville lors de la marche rapide pourrait expliquer le résultat non-significatif obtenu lors de l'étude 3.

La double tâche n'a également pas impacté significativement les autres paramètres cinématiques comme l'amplitude articulaire du genou, de la hanche et de la cheville alors que certaines études en double tâche ont trouvé une altération significative de ces paramètres. Sur un mouvement de Time-Up and Go (TUG) et une tâche arithmétique de décompte de 7 en 7, l'étude de Coulthard *et al.* (Coulthard *et al.*, 2015) a montré que la vitesse angulaire du tronc dans le plan frontal est significativement plus élevée en double tâche qu'en simple tâche ainsi que l'amplitude de mouvement du tronc dans le plan frontal et transversal. A l'inverse de la marche où les amplitudes de

mouvements sont limitées, le TUG permet une plus grande amplitude articulaire notamment au niveau du tronc lors du lever de chaise, ce qui pourrait expliquer les résultats significatifs sur la vitesse angulaire lors du TUG. Avec une plus grande amplitude, la vitesse angulaire peut plus facilement varier et donc être plus exposée à des interférences en double tâche. Aussi, il est possible que les résultats soient significatifs lors du TUG car il représenterait une tâche plus complexe que la marche qui est une activité du quotidien. En effet, Müller et Blischke (Müller and Blischke, 2009) ont suggéré que l'entraînement et la familiarisation à une tâche motrice permettrait de la rendre plus automatique, réduisant ainsi les coûts en ressources cognitives.

Une autre étude a également montré qu'en condition de marche en double tâche, les amplitudes de mouvements des membres inférieurs (hanche, genou et cheville) étaient réduites (Penko *et al.*, 2020). La population d'intérêt de cette étude était des personnes atteintes de la maladie d'Alzheimer. Ces personnes ont des ressources cognitives beaucoup plus limitées que les personnes âgées recrutées lors des études 2, 3 et 4. Les altérations en double tâche vont donc être plus importantes chez ces personnes ce qui peut expliquer les atteintes significatives de la double tâche sur les angles articulaires, mais qui ne ressortent pas dans l'étude 2 où la population est plus robuste et moins impactée en double tâche. Ces résultats mettent en lumière que les performances en double tâche semblent modulées par des facteurs individuels, ici la maladie d'Alzheimer. Une récente méta-analyse a d'ailleurs montré que les résultats sur la performance en double tâche variaient beaucoup, notamment dû à la diversité des types de doubles tâches, à la diversité des consignes à donner au sujet (priorisation ou non...) ou encore à la diversité des facteurs individuels chez la population âgée.

II. L'influence de la tâche cognitive et des facteurs individuels sur la performance en double tâche chez la personne âgée

L'étude 2 a mis en évidence que la modification des paramètres biomécaniques de la marche en double tâche dépend du type de tâche cognitive choisie. En effet, les résultats ont montré une altération des paramètres spatio-temporels de la marche dans chacune des quatre doubles tâches, mais qui était plus importante lors de la marche couplée à des tâches cognitives arithmétiques (décompte de 3 en 3 et de 7 en 7). Les études 3 et 4 confirment que le décompte de 3 en 3 altère significativement les paramètres biomécaniques de la marche en double tâche. Ces résultats sont en accord avec la littérature qui montre aussi une plus grande altération des paramètres biomécaniques de la marche en double tâche avec des tâches arithmétiques par rapport à des tâches de STROOP ou de fluence verbale (Holtzer *et al.*, 2006; Beauchet, 2006; Bahureksa *et al.*, 2016; Fallahtafti *et al.*, 2021). Les théories en double tâche suggèrent que les interférences en double tâche et que donc les

altérations des performances dans l'une des deux tâches (motrices et/ou cognitives) proviennent d'une limitation de la capacité d'attention de l'individu (Wickens, 1980) qui doit diviser son attention sur l'une des deux tâches. Si les deux tâches partagent les mêmes fonctions cognitives, une latence dans le traitement de l'une des deux tâches arrive et l'effet PRP est augmenté (Pashler, 1994). Or, les tâches de fluence verbale ciblent la mémoire sémantique, qui n'a pas de relation directe avec les fonctions exécutives (Beauchet and Dubost, 2005), alors que les tâches arithmétiques font appel à la mémoire de travail, un système de stockage temporaire et de traitement de l'information qui est plus directement lié aux fonctions exécutives (Beauchet and Dubost, 2005). Comme les tâches arithmétiques partagent les mêmes fonctions cognitives que la double tâche, elles créent plus d'interférences et donc plus d'altérations des paramètres biomécaniques de la marche. Si les résultats de l'étude 2 montrent bien un effet significatif du type de tâche sur le niveau d'altération des paramètres spatio-temporels en double tâche, aucun effet significatif n'a été montré sur les paramètres cinématiques saufs pour les vitesses angulaires de la hanche, du genou et de la cheville. Les résultats concernant les paramètres cinématiques des études 3 et 4 avec le décompte de 3 en 3 n'ont pas été exploités, mais il serait intéressant de les analyser afin de déterminer si ces paramètres cinématiques sont altérés ou non en condition de double tâche, complétant ainsi les résultats de l'étude 2.

Les résultats de l'étude 2 ont également montré une plus grande altération des paramètres spatio-temporels de la marche en double tâche avec l'augmentation de la complexité de la tâche cognitive. Plus précisément, les altérations étaient plus prononcées lors du décompte de 7 en 7 que lors du décompte de 3 en 3. Ces résultats sont en accord avec les travaux d'Albinet (Albinet, 2004) qui ont aussi mis en lumière un temps de mouvement plus long en fonction de la complexité et du nombre de tâches à réaliser. Comme la complexification de la tâche augmente la demande en capacité attentionnelle, la limitation en ressources cognitives est plus rapidement atteinte et les altérations de la marche sont donc plus importantes. C'est ce que confirment les résultats de l'étude 2 et la littérature (Bahureksa *et al.*, 2016). Il est important de noter que lorsque les tâches cognitives utilisées dans une situation de double tâche deviennent trop complexes par rapport aux ressources cognitives disponibles, certaines personnes peuvent rencontrer des difficultés à effectuer la double tâche, se traduisant par des arrêts fréquents lors de la marche ou un blocage sur la tâche cognitive. Cela peut alors compromettre la capacité de la double tâche comme moyen d'identifier des déclin cognitifs ou fonctionnels (Venema, Bartels and Siu, 2013) car l'évaluation devient alors impossible. Si certaines personnes arrivent à réaliser la tâche quand d'autres s'arrêtent, cela engendre une grande variabilité des performances en double tâche. C'est d'ailleurs ce qui est montré à travers les résultats de l'étude 2 qui révèlent une variabilité très élevée des DTE lors du décompte de 7 en 7. Il est donc essentiel de

trouver un équilibre approprié entre la complexité de la tâche cognitive et les ressources cognitives disponibles dans la population d'intérêt afin de monopoliser suffisamment de ressources pour altérer les performances, mais pas trop pour ne pas entraîner trop de variabilité.

En situation de double tâche, il est également nécessaire de considérer les performances de la tâche cognitive afin de prendre en compte la stratégie de priorisation du participant qui pourrait préférer diriger ses ressources cognitives plutôt sur la tâche motrice que sur la tâche cognitive pour sécuriser sa marche. Par exemple, une étude a montré que la performance cognitive était significativement différente selon les types de tâches cognitives, avec une plus grande augmentation de la performance cognitive lors de tâche de fluence verbale par rapport à la performance cognitive lors de tâches de décompte (Smith, Cusack and Blake, 2016). Dans ces travaux de thèse, aucune consigne de priorisation n'a été donnée pour justement permettre d'analyser l'effet de la priorisation et de laisser le choix aux participants sur la manière d'allouer les ressources cognitives entre la tâche cognitive ou la tâche motrice. Les résultats de l'étude 2 montrent une stratégie de priorisation et des interférences différentes en fonction du type de tâche. En effet, les tâches arithmétiques provoquent un comportement de priorisation sur la tâche cognitive ($DTE_{mot} < 0$ et $DTE_{cog} > 0$) en lien avec la littérature (Fallahtafti *et al.*, 2021) alors que les tâches de fluence verbale ou de STROOP poussent à une interférence mutuelle ($DTE_{mot} < 0$ et $DTE_{cog} < 0$). Pour conclure, le choix du type de tâche cognitive ainsi que de son niveau de complexité ont toute leur importance lors de la marche en double tâche puisque les performances et les interactions en double tâche vont en dépendre.

Les résultats de ces études, et plus spécifiquement de l'étude 3, ont également montré que l'altération des paramètres biomécaniques de la marche chez les personnes âgées était modulée par de nombreux facteurs individuels comme l'âge, l'historique de chute, le niveau de fragilité ou même le sexe. Plus particulièrement, les résultats de l'étude 3 et 4 s'accordent sur le fait qu'en situation de double tâche, les personnes âgées fragiles et plus âgées ont de plus grandes altérations des paramètres biomécaniques de la marche, et spécifiquement sur la variabilité de la longueur du pas. Avec l'âge et le niveau de fragilité, les fonctions exécutives et les ressources cognitives diminuent (Gross *et al.*, 2016) ce qui provoque en double tâche d'importants conflits qui se traduisent par des altérations de la performance motrice. Ces résultats sont bien en accord avec les théories de la limitation en ressources cognitives en double tâche (Pashler, 1994). L'étude 4 montre aussi un effet de la fragilité sur les performances en double tâche puisqu'elles sont plus altérées chez des personnes âgées fragiles que chez les personnes âgées saines. Cependant, cet effet seul ne ressort pas dans l'étude 3 puisqu'il est combiné à l'âge ou au sexe. Cadore *et al.* (Cadore *et al.*, 2015) ne trouvent également pas d'effet significatif de la fragilité sur les performances en double tâche mesurées avec les DTE. Dans cette étude, l'évaluation en double tâche s'est faite sur une marche de seulement 5 m, ce qui trop faible

pour créer des interférences en DT et ainsi pouvoir mesurer des altérations sur la marche. Cependant, cela n'explique pas les résultats non-significatifs de l'étude 3 où l'évaluation a duré 1 min, soit suffisamment longtemps pour créer des interférences. Le point commun entre l'étude 3 et l'étude de Cadore et al (Cadore *et al.*, 2015) est la mesure des performances en double tâche par les DTE. Il se pourrait que les DTE inhibent l'effet de la fragilité. Ces DTE sont très variables et le nombre de participants dans l'étude 3 probablement trop faible pour faire face à la variabilité des DTE comme le montre la répartition de nombre de sujets par groupe présenté dans **l'annexe 3**. Le nombre de sujets est plus important dans l'étude 4 ce qui pourrait expliquer que la fragilité ressort bien comme facteur individuel influençant la performance en double tâche. D'ailleurs, une récente étude (Guedes *et al.*, 2014) montre bien un effet significatif de la fragilité sur la performance en double tâche quand celle-ci n'est pas calculée par les DTE. En effet, dans cette étude, seul les paramètres de la double tâche ont été analysés sans les normaliser par ceux de la simple tâche par le calcul des DTE. Leurs paramètres sont donc moins variables et le nombre de sujets suffisant, ce qui pourrait expliquer leur résultat significatif.

L'étude 3 montre également un effet de l'âge sur les performances motrices et cognitives en double tâche. Plus spécifiquement, avec l'avancée en âge, le *DTEcog* augmente ce qui traduit une détérioration des performances cognitives. Ce déclin des performances cognitives avec l'âge a également été trouvé dans l'étude de Goh et al (Goh, Pearce and Vas, 2021) entre des personnes jeunes et âgées. Cette étude montre également un retour vers une marche normale avec l'âge puisque le DTE de la phase de double appui diminue avec l'âge, traduisant ainsi une diminution de l'effet de la double tâche sur le paramètre en question. Ceci est en accord avec le modèle de priorisation des tâches qui tiennent compte des réponses adaptatives à la dégénérescence liée à l'âge et qui conduisent à des comportements ou à des stratégies de priorisation des tâches (Lacour, Bernard-Demanze and Dumitrescu, 2008; Bonnet and Baudry, 2016; Wollesen *et al.*, 2016). La principale prédiction de ce modèle est que les personnes âgées donnent la priorité à la stabilité posturale et à l'équilibre pendant la marche au détriment des performances cognitives lors de la réalisation de la double tâche (Lacour, Bernard-Demanze and Dumitrescu, 2008; Bonnet and Baudry, 2016; Wollesen *et al.*, 2016).

III. L'intérêt de la fatigue pour mieux discriminer la fragilité.

La fatigue dans sa définition la plus large impacte certaines fonctions cognitives comme l'attention (Moore *et al.*, 2012), fonction impliquée en double tâche. Ainsi, il était intéressant de se demander si la fatigue mentale ou musculaire altère les paramètres biomécaniques de la marche en double tâche chez des personnes âgées. Les résultats de l'étude 4 n'ont pas montré d'effet significatif

de la fatigue, qu'elle soit musculaire ou mentale, sur les paramètres biomécaniques de la marche aussi bien dans une population jeune qu'une population âgée fragile sauf pour les paramètres de temps de la phase oscillante (*DTEswing_time*) et le temps d'appui unipodal ou simple appui (*DTEsingle_support_time*). Une diminution du DTE traduit une réduction de la différence du paramètre entre la simple et double tâche. Un DTE positif signifie que le temps d'appui unipodal et le temps de la phase oscillante est plus important en double tâche. Comme la fatigue réduit ce DTE, cela signifie qu'elle inhibe les effets de la double tâche. Les résultats obtenus dans ces études (Simoneau, Bégin and Teasdale, 2006; Granacher *et al.*, 2010) sont en accord avec ceux obtenus précédemment. Simoneau et al (Simoneau, Bégin and Teasdale, 2006) ont étudié comment la fatigue modérée induite par une marche rapide sur tapis roulant affecte le contrôle de l'équilibre dynamique chez de jeunes adultes, ainsi que les exigences attentionnelles de la tâche d'équilibre en condition de fatigue. Ils ont montré que la fatigue a eu un impact négatif sur le contrôle de l'équilibre, suivi d'une amélioration ultérieure de la performance dans la tâche d'équilibre. Ce résultat illustre bien les effets inhibitoires de la fatigue sur les interférences en double tâche et sur l'amélioration des performances motrices. Peut-être que les participants ont choisi d'allouer une plus grande partie des ressources cognitives sur la tâche motrice au détriment de la tâche cognitive par sécurité. Les performances de la tâche cognitive n'ayant pas été exploitées, il est difficile d'affirmer cette hypothèse.

La seule étude ayant analysé les effets d'une fatigue musculaire sur les performances de la marche en double tâche mesurée par les DTE n'a également montré aucun effet significatif de la fatigue sur les DTE dans une population jeune et âgée (Granacher *et al.*, 2010) mais avec une amélioration de la performance cognitive après fatigue chez les jeunes adultes et également chez les personnes âgées. Le calcul même des interférences en double tâche par le calcul des DTE pourrait en partie expliquer les résultats non-significatifs de l'étude 4 et de l'étude de Granacher (Granacher *et al.*, 2010). En effet, ils ont mis en lumière un effet significatif de la fatigue dès lors qu'ils ne prenaient plus en compte le ratio entre simple et double tâche par les DTE, mais qu'ils regardaient l'effet de la fatigue sur la simple tâche puis la double tâche. Les résultats de l'étude 4 n'ont pas montré d'amélioration significative de la performance cognitive après les protocoles de fatigue même si les valeurs augmentent dans chacun des groupes. Un protocole de fatigue musculaire utilisé dans l'étude 4 ou dans l'étude de Granacher (Granacher *et al.*, 2010) pourrait s'apparenter à une séance d'exercice intense. Or, il a été montré qu'une amélioration du fonctionnement des neurotransmetteurs pourrait être responsable de l'amélioration des fonctions cognitives après des séances d'exercice aigues ou de fatigue (Emery *et al.*, 2001) ce qui pourrait expliquer les résultats obtenus. En situation de double tâche, il est important de prendre en compte aussi bien les performances cognitives et les performances motrices puisque les stratégies d'allocations des ressources cognitives sur l'une des deux tâches peuvent être finalement

impactées par les facteurs de fatigue ou encore les facteurs individuels. Cependant, les DTE ne permettent pas de regrouper le niveau de performance motrice et cognitif dans une seule variable puisqu'ils sont mesurés indépendamment l'un de l'autre (DTEcog et DTEmot). Par conséquent, l'étude 4 n'a pas permis de quantifier l'effet de la fatigue sur les stratégies d'allocation des ressources cognitives qui sont à l'origine de l'altération des performances motrices et/ou cognitives.

Cette étude a également investigué si la fatigue avait un impact plus important sur les paramètres biomécaniques de la marche en double tâche chez les personnes âgées fragiles par rapport aux personnes âgées en bonne santé. Les résultats de l'étude 4 ne montrent pas de différence significative de l'effet de la fatigue sur le niveau d'altération des paramètres de la marche en double tâche entre ces personnes âgées fragiles par rapport aux personnes non-fragiles. Par conséquent, la fatigue ne semble pas contribuer à une identification du statut de fragilité par le biais de la marche en double tâche. Une des limites potentielles qui pourrait expliquer ces résultats est que les deux groupes, fragiles et pré-fragiles, présentaient non seulement des différences en termes de niveau de fragilité, mais aussi d'âge, de niveau d'activité physique et de capacité fonctionnelle. Ces différences pourraient avoir entravé les effets de la fragilité, étant donné qu'il a été démontré dans l'étude 3 que des facteurs tels que l'âge peuvent influencer les performances en double tâche. Aussi, ces facteurs de l'âge, de la fragilité influencent également beaucoup les capacités fonctionnelles et la résistance à la fatigue des participants (Zengarini *et al.*, 2015). Par conséquent, il serait intéressant d'étudier davantage le lien entre fatigue et fatigabilité afin de mieux comprendre comment les participants ont été affectés par la fatigue et quel était leur niveau de fatigabilité lors de l'étude 4. La fatigabilité se définit comme une caractéristique qui décrit la tendance d'une personne à se fatiguer facilement et repose sur la mesure du déclin des capacités cognitives ou fonctionnelles lors d'une fatigue mentale ou neuromusculaire respectivement (Cehelyk *et al.*, 2019). Une étude préliminaire réalisée dans le cadre du master 1 en sciences cognitives de Kubra SIMSEK a exploré le lien entre les mesures de fatigabilité issues des protocoles de fatigue mentale et musculaire (par les RPE et les MVC) et la fatigue mesurée par le MFI. Les effets du vieillissement et du niveau cognitif mesuré par le MOCA ont également été quantifiés. Dans un futur proche, il serait intéressant de poursuivre cette étude préliminaire afin de mieux comprendre comment les participants ont été fatigués et quels facteurs influencent leur niveau de fatigabilité. Pour conclure, si la fatigue n'a pas impacté significativement les paramètres de marche en double tâche et n'a pas montré de différence entre des personnes âgées saines et fragiles, les résultats de l'étude 4 ont cependant montré une altération des paramètres biomécaniques de la marche en double tâche plus important chez les personnes âgées fragiles que chez les personnes âgées saines. La marche en double tâche semble donc être prometteuse dans l'identification des déclin fonctionnels et de la fragilité chez la personne âgée.

IV. L'apport de la double tâche pour mieux caractériser la personne âgée fragile.

Les résultats des différentes études ont démontré un effet de l'âge sur les interférences en double tâche et sur les altérations des paramètres biomécaniques de la marche. De plus, les résultats des études 3 et 4 ont également révélé un effet significatif du niveau de fragilité sur les altérations des paramètres spatio-temporels de la marche en double tâche. Par conséquent, les résultats indiquent que les paramètres spatio-temporels de la marche en double tâche sont davantage altérés chez les personnes âgées fragiles par rapport à des personnes âgées saines, certainement due à leurs ressources cognitives plus limitées que les personnes âgées en bonne santé (Gross *et al.*, 2016). Au vu de ces résultats, la marche en double tâche pourrait constituer un moyen de mieux identifier les personnes âgées fragiles en se basant sur leur niveau d'altération des paramètres biomécaniques de la marche en double tâche. Cependant, il n'a pas encore été démontré dans ces travaux de thèse que la double tâche était plus efficace que la simple tâche pour identifier la fragilité, et les études 2, 3 et 4 n'ont pas non plus évalué statistiquement la capacité de la double tâche en tant que telle, indépendamment de la simple tâche. Cette capacité de la marche en double tâche à identifier la fragilité a commencé à être investiguée à travers des travaux présentés lors du congrès EUGMS à Londres en 2022 à travers un poster (**ANNEXE 1**). En exploitant les données collectées lors de l'étude 3, ces travaux ont effectué une analyse factorielle discriminante (AFD) regroupant les neuf paramètres spatio-temporels mesurés en double tâche (vitesse de marche, cadence, longueur de pas, variabilité du temps du pas, variabilité de la longueur du pas, temps de simple et double appui, temps de la phase oscillante, pourcentage de simple appui). Les résultats ont démontré que le niveau d'altération de chaque paramètre de la marche en double tâche permettaient d'identifier correctement plus de 75 % des participants âgés fragiles (**ANNEXE 1**).

L'analyse reconnaît 100 % des participants non-fragiles mais hésite sur la classification des pré-fragiles qui sont à 50 % classifiés comme non-fragile. Une étude a aussi montré un modèle d'identification moins performant pour repérer les pré-fragiles que les fragiles ou non-fragiles (AUC=0.683 ; AUC = 0.896 ; AUC=0.863 respectivement pour les pré-fragiles, fragiles et non-fragiles) (Martínez-Ramírez *et al.*, 2016). Cette difficulté à identifier le statut de pré-fragile peut venir de la classification préalablement établie à partir des critères de Fried (Fried *et al.*, 2001). Rappelons que la pré-fragilité correspond à des patients qui auraient 1 ou 2 des cinq critères de Fried. Or, certains des critères de Fried sont assez subjectifs comme la question de l'activité physique où le niveau d'activité physique est mesuré en demandant au patient d'énumérer un nombre d'heures estimé à faire certaines activités plus ou moins intenses. La question de la fatigue subjective demande aussi au

patient une bonne connaissance de lui-même pour y répondre correctement où il lui est demandé de répondre s'il se sent plus fatigué que d'habitude. Sachant qu'un critère peut faire basculer le diagnostic du patient sur son niveau de fragilité, il se peut que certains patients pré-fragiles avec 1 critère soient en fait des patients non-fragiles qui se sentaient fatigués au moment de l'évaluation, ce qui a pu influencer les performances d'identification de l'analyse sur les patients pré-fragiles. Il est également intéressant de noter que cette AFD permet également de communiquer des informations sur les paramètres spatio-temporels les plus discriminants du niveau de fragilité, c'est-à-dire où les barycentres des groupes fragiles, pré-fragiles et non-fragiles sont les plus distincts. Ici, cette différence était plutôt similaire sur les deux axes x et y (**ANNEXE 1**). Des analyses complémentaires issues du jeu de donnée de l'étude 4 viennent également confirmer les résultats précédents. Ces analyses ont été présentées lors du congrès de la SOFAMEA 2023 (**ANNEXE 2**) et montrent bien que la mesure de l'altération des paramètres spatio-temporels de la marche en double tâche identifient bien les personnes âgées fragiles ($ROC > 0.9$). Il a également été montré que les modèles de détection de la fragilité en condition de fatigue n'étaient pas meilleurs. Une étude a montré que les paramètres cinématiques de la marche issus de capteurs inertiels augmentaient la sensibilité et la spécificité des modèles de détection de la fragilité (Martínez-ramírez *et al.*, 2015). Sachant que la fatigue impacte significativement les paramètres cinématiques (Kao, Pierro and Booras, 2018), peut-être qu'en exploitant les paramètres cinématiques de cette étude 4, les modèles en double tâche avec fatigue ressortiraient davantage.

Les résultats présentés à l'EUGMS montrent aussi que la marche en double tâche repèrent efficacement les personnes âgées ayant chutées par rapport à des patients âgés non-chuteurs ($ROC > 0.7$) (**ANNEXE 1**). Par conséquent, l'apport de la marche en double tâche dans le diagnostic clinique semble ne pas se limiter qu'à la fragilité. En effet, lors de cette thèse, une collaboration avec le professeur Stéphane ARMAND et Gille ALLALI s'est construite autour de travaux portant sur la marche en double tâche et les changements de la biomécanique de la marche qui en découlent comme un nouveau moyen d'identifier l'Hydrocéphalie à pression normale (Armand *et al.*, 2011; Allali *et al.*, 2013). La double tâche permet donc des applications larges dans beaucoup de pathologies du vieillissement. Finalement, avant d'affirmer que la double tâche est une évaluation clinique fiable d'identification de la fragilité ou de déclin des capacités fonctionnelles, il est nécessaire de poursuivre le travail en investiguant notamment les propriétés psychométriques. En effet, afin qu'une évaluation soit utilisable en clinique, il est nécessaire de déterminer les propriétés psychométriques des variables associées à cette évaluation (Finch *et al.*, 2002; Hopkins, 2017). Les propriétés psychométriques permettront notamment de déterminer la validité, la reproductibilité, la capacité discriminante et de

savoir à partir de quel changement de la variable la différence peut être considérée comme cliniquement « significative ».

V. Les limites de la double tâche chez la personne âgée.

Les résultats des études 2, 3 et 4 ont montré que le niveau d'altération des performances en double tâche dépendait de nombreux facteurs, tel que le type de tâche cognitive et son niveau de complexité, ainsi que des facteurs individuels tels que l'âge, le sexe, le statut de fragilité, l'historique de chute, et même le niveau de fatigue. Ces facteurs ont en commun qu'ils impactent les ressources cognitives de base nécessaire à la réalisation de la double tâche. Or, il existe encore de nombreux autres facteurs qui influencent le niveau de ressources de base de l'individu et notamment le niveau d'éducation. Le niveau d'éducation fait référence au niveau d'acquisition de connaissances, de compétences et de qualifications formelles atteintes par un individu grâce à son parcours éducatif. Il est généralement mesuré par le nombre d'années d'études. Le niveau d'éducation est souvent considéré comme un indicateur de la réserve cognitive d'une personne (Stern, 2002), avec une association positive entre les deux. Autrement dit, les individus ayant un niveau d'éducation plus élevé peuvent avoir acquis des compétences cognitives avancées, des habitudes d'apprentissage efficaces et une plus grande capacité à résoudre des problèmes complexes. Ils ont également souvent été exposés à des environnements stimulants sur le plan intellectuel, ce qui favorise le développement de réseaux neuronaux plus riches et flexibles. Une réserve cognitive accrue peut d'ailleurs aider à atténuer les effets négatifs du vieillissement. En effet, il a été montré que le niveau d'éducation influence fortement la vitesse de marche chez des patients âgés à un stade précoce d'Alzheimer (Zhang *et al.*, 2022) ou même dans une population âgée, saine (Freire, Pieruccini-Faria and Montero-Odasso, 2018) et impacte même les performances cognitives et motrices en double tâche (Wegrzyk *et al.*, 2019). Plus spécifiquement, Wegrzyk *et al.* (Wegrzyk *et al.*, 2019) ont montré que les performances en fluence verbale étaient améliorées avec un haut niveau d'éducation, sûrement dû au fait qu'avec un haut niveau d'éducation, les circuits fronto-temporaux nécessaire à la réalisation de la tâche cognitive de fluence verbale ont été mieux préservés (Combs *et al.*, 2015). Par conséquent, un niveau d'éducation plus élevé est souvent associé à une meilleure réserve cognitive et à des capacités d'attention plus développées, ce qui peut aider à maintenir des performances plus stables lors de la réalisation d'une double tâche. Cependant, comme le montre l'étude 2, il est important de noter que l'effet du niveau d'éducation sur la marche en double tâche peut varier en fonction de nombreux autres facteurs individuels et contextuels qui contribuent également à la réserve cognitive.

Les résultats des études 2, 3 et 4 ont également mis en lumière une grande variabilité des DTE qui n'est pas seulement due à une tâche cognitive trop complexe comme lors du décompte de 7 en 7

puisqu'elle est présente dans chacune des autres études où le décompte de 3 en 3 a été utilisé. L'importante variabilité des DTE pourrait provenir du mode de calcul lui-même. Il est possible que les DTE ne soient pas les variables les plus appropriées pour mesurer les interférences en double tâche puisqu'elles sont exprimées en pourcentage ce qui ne favorise pas à diminuer la variabilité intra-individuelle. Cette variabilité des DTE qui se retrouvent dans chacune des études de ce travail doctoral a pu influencer et limiter certains effets significatifs. Il est donc nécessaire de réfléchir à des méthodes de calcul appropriées pour évaluer les interférences en double tâche, tout en évitant d'augmenter la variabilité déjà existante dans la recherche clinique. Une récente étude (Longhurst *et al.*, 2022) a défini de nouvelles variables pour mesurer les interférences en double tâche et il serait intéressant de les utiliser dans nos travaux de thèse. En effet, ces variables prennent en compte à la fois la performance cognitive et la performance motrice dans une seule variable alors qu'il en fallait deux dans nos travaux de thèse (*DTEcog* et *DTEmotor*). Longhurst et al (Longhurst *et al.*, 2022) ont également validé leurs propriétés psychométriques, c'est-à-dire leur validité, reproductibilité et leur capacité discriminante. Les variables ainsi validées se définissent comme suit :

$$cDTE(\%) = \frac{(PM\ DT * PC\ DT) - (PM\ ST * PC\ ST)}{(PM\ ST * PC\ ST)} * 100$$

Avec *PM* pour performance motrice et *PC* performance cognitive.

$$mAAI = DTEmotor - DTEcog$$

Le mAAI a été calculé en utilisant les valeurs de DTE motrice et cognitive pour évaluer les compromis au sein de la double tâche. Les valeurs positives du mAAI représentent un déplacement de l'attention vers la tâche motrice alors que les valeurs négatives indiquent un déplacement de l'attention vers la tâche cognitive.

Aussi, les résultats de chacune des études sont à moduler avec les consignes données lors de la double tâche, qui étaient ici de ne prioriser aucune des tâches et de marcher et décompter le plus vite possible. Cette consigne de marcher le plus vite possible constitue un moyen de complexifier le plus possible la marche. En effet, plusieurs études ont montré qu'avec une marche plus rapide, une augmentation du nombre d'erreurs dans la tâche cognitive était observée (Dennis *et al.*, 2009). Patel et al (Patel, Lamar and Bhatt, 2014) ont également montré qu'avec une marche lente, la performance dans la tâche cognitive était meilleure. McLeod (McLeod, 1977) a proposé que l'allocation des ressources cognitives à deux tâches différentes puisse être modulée de manière volontaire. Selon les caractéristiques des tâches, le traitement de l'information d'une tâche peut être accéléré par rapport à l'autre. Sur la base de cette théorie, l'hypothèse est que la modulation volontaire, soit la réduction de la vitesse de marche par une instruction explicite de « marche lente » permettrait une meilleure

allocation des ressources à la tâche cognitive ce qui expliquerait les améliorations de la performance cognitive avec une faible vitesse de marche (Patel, Lamar and Bhatt, 2014). Pendant la marche lente, les participants ont pu donner la priorité à la tâche cognitive par rapport à la tâche locomotrice. Il est donc possible que la stabilité obtenue par la réduction de la vitesse de marche lors de la marche lente ait permis un traitement plus rapide de la tâche cognitive en condition de double tâche. Le raisonnement est le même lors d'une marche rapide où les ressources cognitives vont être concentrées sur la tâche motrice et la tâche cognitive va donc être plus affectée. Par conséquent, les stratégies d'allocations des ressources dans les études 2, 3 et 4 et les résultats associés semblent dépendre fortement de cette consigne de vitesse de marche.

Finalement, les limites de ces travaux de thèse se résument en une difficulté de mettre en place une double tâche adaptée dans une population où les ressources cognitives sont affectées par de nombreux facteurs individuels et où les réponses à la double tâche et les altérations des performances motrices et cognitives sont très variables. L'enjeu est alors de trouver une mesure efficace de ces altérations sans que cette mesure entraîne plus de variabilité.

Partie 6

Perspectives

Cette partie va présenter trois perspectives possibles à ces travaux de thèse. La première perspective consiste à aller plus loin dans la compréhension des interférences en double tâche notamment à travers les mesures électroencéphalographiques. La deuxième perspective serait d'utiliser une tâche motrice différente de la marche pour augmenter la complexité de celle-ci et d'accentuer la discrimination des personnes âgées fragiles avec le reste de la population âgée saine. Enfin, la troisième perspective s'inscrit dans une approche interventionnelle et l'objectif serait d'étudier les effets d'un entraînement en double tâche sur les capacités fonctionnelles et cognitives des personnes âgées.

I. L'intérêt des mesures électroencéphalographiques dans la compréhension des mesures des interférences en double tâche

La littérature scientifique indique que lors de la marche en double tâche, l'une des deux tâches peut être altérée, ce qui entraîne une diminution des performances par rapport à la simple tâche. Cependant, les mécanismes sous-jacents de ces interférences en double tâche ne sont pas encore complètement compris, bien que certains modèles théoriques aient été proposés pour les expliquer (Pashler, 1994). Une approche pour mieux comprendre les interférences en double tâche serait d'utiliser des mesures de neuroimagerie mobiles permettant d'investiguer en condition écologique les corrélats cérébraux telle que la technique de la spectroscopie proche infrarouge (fNIRS). Ceci permettrait de mieux investiguer les corrélats cognitifs de la double tâche, encore peu étudié. De récentes études ont analysé l'effet de la double tâche sur l'activité cérébrale avec la technique de la fNIRS et ont montré des augmentations des niveaux d'oxygénation du cortex pré frontal des jeunes adultes en situation de double tâche (Holtzer *et al.*, 2015; Al-Yahya *et al.*, 2016), avec des augmentations plus importantes chez des populations présentant une déficience cognitive plus marquée (Al-Yahya *et al.*, 2016; Mirelman *et al.*, 2017). Ces études ont donc confirmé le recrutement actif du cortex pré frontal lors de la double tâche et les stratégies de compensation des personnes âgées présentant une diminution des fonctions cognitives. Cependant, la technologie NIRS n'est pas forcément la plus adaptée pour étudier les corrélats cérébraux en situation de double tâche du fait de leur résolution temporelle médiocre.

La technologie EEG pourrait être une bonne alternative à la NIRS puisqu'elle offre une résolution temporelle précise à la milliseconde et qu'elle permet également d'investiguer les oscillations cérébrales en plus de permettre des analyses fines de connectivité entre différentes zones corticales en situation de double tâche (Cocchi *et al.*, 2011). C'est à l'aide de cette technique que de récentes études ont observé une augmentation de la synchronisation dans la bande de fréquence

Thêta (4-6Hz) dans la région frontale médiane pour les participants avec une capacité de mémoire de travail élevée. Inversement, les participants ayant de faibles capacités de mémoire de travail présentaient une désynchronisation dans la bande Alpha (10-12Hz) au niveau des régions pariétales (Kwon *et al.*, 2015). La tâche cognitive utilisée avec la marche était dans cette étude une tâche de rappel de mots. Ces auteurs ont conclu que l'analyse des oscillations cérébrales reflétait différentes stratégies d'allocation des ressources corticales lors des tâches cognitivo-motrices impliquant la marche. Ainsi, en enregistrant l'EEG pendant une double tâche, il serait donc possible d'identifier comment les ressources cognitives sont allouées entre les différentes tâches lors d'une marche en double tâche. C'est précisément ce qu'ont fait Ladouce et al (Ladouce *et al.*, 2019) en analysant les Potentiels Evoqués d'Evènements, et plus particulièrement la composante P300 proposée comme un indice de l'attention. Ils ont montré que le niveau d'attention était réduit en situation de double tâche. Leur double tâche était une marche en extérieur où des stimuli auditifs et visuels représentent la tâche cognitive additionnelle. Ils ont conclu que la réduction de l'attention observée lors de la marche reflétait la somme linéaire et additive des exigences de traitement produites par la stimulation visuelle et auditive (Ladouce *et al.*, 2019). Une autre étude a également utilisé les modulations de l'onde P300 pour étudier la réallocation des ressources en situation de double tâche avec une tâche de Go/NoGo tout en marchant sur tapis roulant entre des jeunes adultes et leurs homologues plus âgés (Malcolm *et al.*, 2015). Ils ont montré que les adultes plus âgés étaient limités à des stades de traitement ultérieurs du réseau inhibiteur se traduisant par une augmentation de l'onde P300 au niveau frontal. Le retard relatif et l'atténuation des modulations de l'onde P300 chez les participants âgés pourraient indiquer une perte associée à l'âge dans l'allocation des ressources entre plusieurs tâches (Malcolm *et al.*, 2015).

D'autres composantes de l'EEG pourraient être utilisées en double tâche pour détecter les conflits de réponse qui se produisent lorsque les réponses requises pour les deux tâches sont incompatibles. Les composantes de l'EEG telles que la N2 et la P3, notamment, sont associées à des processus de contrôle exécutif, et pourraient être utilisées pour identifier les interférences en double tâche. L'EEG permettrait d'explorer les mécanismes sous-jacents à ces interférences en double tâche en fournissant des mesures précises de l'activité cérébrale en temps réel. Ainsi, un futur projet serait de déterminer et de comparer les réponses corticales lors de la marche en double tâche entre 4 tâches cognitives différentes (DT3, DT7, fluence verbale, STROOP) chez les personnes âgées saines, fragiles et chez un groupe jeune en enregistrant l'EEG.

II. Complexifier la tâche motrice

La marche a été choisie comme tâche motrice en double tâche lors de chacune des études de ce travail doctoral, car c'est l'activité la plus récurrente dans la vie quotidienne d'une personne et c'est aussi l'outil clinique le plus utilisé pour déterminer des risques de chute ou des troubles fonctionnels et cognitifs en gériatrie (Barnett *et al.*, 2017; Wu and Zhao, 2021). Cependant, s'il existe une diversité de tâche cognitive en double tâche, comme il a été décrit dans le cadre théorique ou l'étude 2, il existe également une diversité de tâches motrices qui peuvent être utilisée en double tâche. L'une des perspectives de ces travaux de thèse serait de remplacer la marche par des mouvements plus complexes tels que le TUG, afin d'augmenter la demande en ressources cognitives de la tâche motrice. Cette augmentation en ressources cognitives permettrait d'accroître les altérations des paramètres biomécaniques de la marche et donc de possiblement mieux discriminer les patients âgés fragiles du reste de la population âgée saine. En effet, plus la difficulté de la double tâche augmente, plus elle requiert le recrutement de hauts niveaux de ressources cognitives ce qui va provoquer davantage d'interférences chez les personnes qui ont des ressources limitées (Gross *et al.*, 2016; Bortone *et al.*, 2021).

Des mouvements comme le lever de chaise (STS) par exemple, peuvent être utilisé en situation de double tâche au même titre que la marche. Le STS est un mouvement qui consiste à s'asseoir et à se lever d'une chaise. Ce mouvement en double tâche est déjà utilisé en clinique chez des enfants avec une paralysie cérébrale ou avec un syndrome de Down (Pena *et al.*, 2019). En effet, les altérations structurales du cerveau dans le syndrome de Down, telles que des lobes frontaux et temporaux de taille réduite, un volume hippocampique réduit, une taille réduite du cervelet, une diminution du gyrus temporal supérieur, ont un impact sur le traitement cognitif et perturbent la planification et l'exécution d'actions motrices volontaires (Malik et al, 2015). Par conséquent, le STS en double tâche est davantage perturbé avec ce syndrome. Cependant, ce mouvement reste plutôt simple et s'oriente cliniquement vers une population très atteinte cognitivement. Il se peut donc que ce STS en double tâche ne soit pas assez complexe et coûteux en ressources cognitives chez les personnes âgées pour altérer la biomécanique lors de ce mouvement.

Le TUG est un ensemble de mouvements rassemblant le STS et la marche qui pourrait constituer un mouvement suffisamment complexe en double tâche. Il consiste à se lever d'une chaise, marcher sur 3 m, faire demi-tour pour revenir s'asseoir sur la chaise le plus vite possible (Podsiadlo and Richardson, 1991). Ce test est une évaluation clinique fiable, utilisée en gériatrie pour évaluer le niveau fonctionnel de la personne âgée (Podsiadlo and Richardson, 1991). Le temps du TUG est d'ailleurs couramment utilisé pour évaluer la fonction de mobilité (Bischoff *et al.*, 2003), le risque de

fragilité (Savva *et al.*, 2013) et le risque de chute. Il existe d'ailleurs des versions alternatives du TUG qui sont des versions en double tâche. Le *TUGcognitive* est une version du TUG où les patients doivent compléter la tâche tout en comptant à l'envers à partir d'un nombre entre 20 et 100 (Woollacott and Shumway-Cook, 2002). Une autre version en double tâche, le *TUGmanual*, consiste à réaliser la tâche tout en transportant un verre d'eau rempli (Lundin-Olsson, Nyberg and Gustafson, 2015). Certaines études ont évalué la sensibilité du *TUGmanual* (porter un verre d'eau) ou *TUGcognitive* (décompter de 3 en 3) à identifier les personnes âgées pré-fragiles selon les critères de Fried par rapport au TUG simple (Tang *et al.*, 2015). Le *TUGmanual* a été montré comme plus valide et sensible que le TUG simple pour identifier les participants pré-fragiles. Les résultats présentés à l'EUGMS soulignent la difficulté d'identifier ces participants pré-fragiles, ce qui rend ces résultats du *TUGmanual* d'autant plus intéressants. Ainsi, il serait intéressant d'investiguer d'autres tâches motrices à la place de la marche dans notre objectif de mieux identifier les personnes âgées fragiles du reste de la population âgée saine à travers les altérations des performances motrices et cognitives en double tâche. La version du TUG cognitive a d'ailleurs été adaptée et utilisée lors d'un stage de master de Geoffrey Dubar en combinant le TUG et le décompte de 3 en 3 dans une population âgée saine et fragile. Le nombre de sujets est limité mais il serait intéressant de lancer une analyse préliminaire sur les données de cette étude où les paramètres spatio-temporels et cinématiques ont été mesurés afin d'analyser la capacité du TUG avec du décompte à identifier la fragilité et ainsi compléter les résultats de l'étude de Tang et al en 2015 (Tang *et al.*, 2015) qui n'ont identifié le statut de pré-fragilité qu'à travers la vitesse lors des TUG en simple et double tâche. Il serait intéressant de compléter ces résultats par des analyses incluant la cinématique au vu de l'intérêt de ces variables. Enfin, le niveau de complexité de la tâche motrice ne dépend pas que de sa nature, mais dépend également des facteurs individuels du participant comme l'illustrent les résultats de l'étude 3 et de ses ressources cognitives initiales. Le niveau de complexité d'une tâche dépend aussi du niveau d'expertise du participant et de sa familiarité avec celle-ci. Par exemple, Ehsani et al (Ehsani *et al.*, 2019) ont montré qu'une tâche motrice non-habituelle comme une flexion de coude répétée était plus exigeante (ie plus complexe) qu'une tâche de marche, qui est une tâche du quotidien. Le fait que la tâche motrice ne soit pas familière requiert plus d'activation du cortex moteur ce qui crée davantage d'interférence en double tâche (Ehsani *et al.*, 2019).

III. Les effets de l'entraînement en double tâche sur le maintien des capacités fonctionnelles et cognitives de la personne âgée.

La marche en double tâche peut être utilisée comme diagnostic clinique des déclin fonctionnels et cognitifs chez la personne âgée, mais elle pourrait également être utilisée comme un

moyen de maintenir ou d'entraîner les capacités fonctionnelles, attentionnelles et cognitives des personnes âgées. En effet, le maintien des performances fonctionnelles et la prévention des incapacités sont les objectifs principaux de la prise en charge de la personne âgée (Rolland and Vellas, 2009). Avec le vieillissement, il est observé une diminution de la masse musculaire et de la force qui engendre ainsi une dépendance motrice. Cependant, une partie de ce déclin n'est pas seulement due au vieillissement lui-même, mais à la sédentarisation qui l'accompagne très souvent (Cherin, 2009). Tous ces éléments justifient de la pertinence de proposer un programme d'activité physique que ce soit en prévention de la perte de certaines capacités tout comme dans leur maintien.

Les bénéfices d'un programme d'activité physique adapté (APA) sur les capacités fonctionnelles chez la population âgée ne sont d'ailleurs plus à prouver avec un gain de souplesse, d'endurance, de tonicité, d'équilibre et de force musculaire (Barth *et al.*, 2018). L'APA permet également de maintenir un certain niveau cognitif et d'améliorer les fonctions exécutives pourtant déclinante avec le vieillissement (Combourieu Donnezan *et al.*, 2018). Les effets de l'APA sont également évalués sur la mortalité. On estime ainsi qu'il existe une diminution du risque de mortalité globale (toutes causes confondues) de 30 % entre les sujets actifs et les sujets inactifs (Hupin *et al.*, 2015). L'évaluation des effets de l'APA porte aussi sur l'aspect psychologique et social (amélioration de l'estime de soi, de l'image corporelle, extension du réseau de sociabilité). Il ne s'agit donc pas seulement de traiter une maladie, mais aussi de ralentir la perte de l'autonomie, la dépendance, d'améliorer l'espérance et la qualité de vie chez le sujet âgé. Au vu des nombreux bénéfices de l'APA, les directives et programmes de prévention et de promotion de la santé s'emparent aujourd'hui de la pratique d'une APA régulière comme outil de prévention, de mieux être et de mieux vieillir (ANSES, 2016) avec l'OMS qui a déclaré qu'« on vieillit mieux en restant actif ! ».

Récemment, une étude a montré qu'un programme d'APA comprenant la combinaison de doubles tâches avec une stimulation cognitive multisensorielle et un entraînement physique modéré multimodal, deux fois par semaine, pouvait être adoptée comme programme efficace pour réduire la progression du déclin cognitif lié à l'âge et améliorer la condition physique et la qualité de vie chez les personnes âgées en bonne santé (Jardim *et al.*, 2021). Une attention considérable s'est donc récemment portée sur le rôle de la double tâche dans un programme d'APA (Varela-Vásquez, Minobes-Molina and Jerez-Roig, 2020). Une récente revue systématique (Varela-Vásquez, Minobes-Molina and Jerez-Roig, 2020) a montré que la double tâche dans un programme d'APA était principalement utilisée pour l'entraînement de l'équilibre et de la vitesse de marche mais que la grande variété d'exercices et la grande variabilité des résultats ne permettaient pas de conclure précisément sur les bénéfices réels d'une double tâche dans un programme d'APA.

Aujourd'hui, l'essor des nouvelles technologies permet d'élargir le champ des possibles et d'imaginer des programmes d'APA innovant et motivant pour la personne âgée, qui peuvent même se réaliser à la maison (Yu *et al.*, 2020). Des technologies comme des vélos avec un environnement virtuel ou encore des jeux vidéo interactifs comme la kinect ou la Wii montrent de nombreux bénéfices sur le statut cognitif et fonctionnel de la personne âgée (Wall *et al.*, 2018; Yu *et al.*, 2020; Ismail, Hashim and Yusof, 2022). D'autres technologies comme les murs interactifs commencent à se développer et permettent d'offrir aux utilisateurs plus de liberté de mouvement, un environnement plus grand, des interactions plus variées que les jeux traditionnels précédemment cités (Béraud-Peigné, Maillot and Perrot, 2023). Aussi, une étude exploratoire a montré que le mur interactif et immersif était très bien accepté par les personnes âgées qui s'engageaient complètement dans ces jeux (Béraud-Peigné, Maillot and Perrot, 2023). Il serait donc intéressant de mesurer les bénéfices d'un programme d'APA incluant des technologies immersives et interactives comme les murs interactifs sur les capacités fonctionnelles et cognitives chez les personnes âgées tout en s'assurant que les jeux présentés soit suffisant en termes de charge cognitive pour la personne âgée afin d'avoir des bénéfices thérapeutiques et de solliciter suffisamment les fonctions cognitives des personnes âgées pour les maintenir à niveau voir les améliorer.

Partie 7

Conclusion

Ces travaux de thèse visaient à étudier **l'influence de la tâche cognitive, des facteurs individuels et de la fatigue sur la biomécanique de la marche en double tâche chez les personnes âgées**. Les résultats ont permis de mieux comprendre les effets de ces différents facteurs chez cette population. L'étude 2 a montré que le type de tâche cognitive avait un impact sur l'altération des paramètres biomécaniques de la marche, avec une altération plus importante lors de la marche avec des tâches arithmétiques. L'étude 3 a révélé que l'âge et la fragilité contribuaient à une altération plus importante des paramètres biomécaniques de la marche en double tâche. L'étude 4 n'a pas trouvé d'effets significatifs de la fatigue, mais a confirmé l'altération plus importante chez les personnes âgées fragiles par rapport aux personnes âgées saines. De plus, ces travaux ont montré que le système inertiel iSen était fiable et reproductible pour mesurer les paramètres cinématiques de la marche chez les personnes âgées, offrant une excellente alternative aux systèmes optoélectroniques coûteux. Ces travaux soulignent également le potentiel de la marche en double tâche pour identifier la fragilité chez les personnes âgées.

D'autres perspectives découlent de ces travaux de thèse, telles que l'intérêt des mesures EEG pour comprendre les interférences en double tâche. En effet, les mécanismes sous-jacents à ces interactions en double tâche restent flou et les mesures EEG pourraient apporter une meilleure compréhension de la dynamique neuronale associée à l'allocation des ressources cognitives lors de la marche en double tâche. Ensuite, d'autres tâches motrices pourraient être explorées, à l'image de l'étude 3 ayant comparé différents types de tâches cognitives sur le niveau d'altération des paramètres biomécaniques de la marche. Plus la double tâche va être complexifiée, plus la charge cognitive associée sera importante, ce qui va demander à la personne âgée un niveau élevé de ressources cognitives. De plus, plus une tâche sera familière (ici la marche), moins elle sera coûteuse en ressources cognitives. Par conséquent, des mouvements moins quotidiens que la marche, comme le TUG ou le STS, pourraient constituer des tâches plus complexes que la marche lors d'une double tâche et ainsi accentuer les interférences. Enfin, les perspectives sont aussi de considérer la double tâche non seulement comme un outil clinique d'identification des déclin cognitifs et fonctionnels mais aussi comme un moyen de maintenir ou d'améliorer les fonctions cognitives et fonctionnelles des personnes âgées à travers des programmes d'APA en double tâche et l'utilisation de nouvelles technologies immersives et interactives que sont les exergames.

Bibliographie

A

- Aaronson, L. S. *et al.* (1999) 'Defining and measuring fatigue', *Journal of Nursing Scholarship*, 31(1), pp. 45–50. doi: 10.1111/j.1547-5069.1999.tb00420.x.
- Abbas, M. and Le Bouquin Jeannès, R. (2022) 'Acceleration-based gait analysis for frailty assessment in older adults', *Pattern Recognition Letters*, 161, pp. 45–51. doi: 10.1016/j.patrec.2022.07.006.
- Al-mulla, M. R., Sepulveda, F. and Colley, M. (2011) 'A Review of Non-Invasive Techniques to Detect and Predict Localised Muscle Fatigue', pp. 3545–3594. doi: 10.3390/s110403545.
- Al-Yahya, E. *et al.* (2011) 'Cognitive motor interference while walking: A systematic review and meta-analysis', *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 35(3), pp. 715–728. doi: 10.1016/j.neubiorev.2010.08.008.
- Al-Yahya, E. *et al.* (2016) 'Prefrontal Cortex Activation while Walking under Dual-Task Conditions in Stroke', *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 30(6), pp. 591–599. doi: 10.1177/1545968315613864.
- Albinet, C. (2004) *Vieillesse, activité physique et apprentissage moteur : effets de la complexité de la tâche*. Université Paul Sabatier, Toulouse III.
- Alcock, L., Vanicek, N. and O'Brien, T. D. (2013) 'Alterations in gait speed and age do not fully explain the changes in gait mechanics associated with healthy older women', *Gait and Posture*, 37(4), pp. 586–592. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.09.023.
- Allali, G. (2007) *Etude de la variabilité de la marche en condition de double tâche chez le sujet âgé avec dysfonctionnement frontal*. Université de Genève.
- Allali, G. *et al.* (2013) 'Dual-task related gait changes after CSF tapping: A new way to identify idiopathic normal pressure hydrocephalus', *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 10(1), pp. 1–6. doi: 10.1186/1743-0003-10-117.
- Allali, G. *et al.* (2019) 'Brain Structure Covariance Associated With Gait Control in Aging', *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*., 74(5), pp. 705–713.
- Allen, D. G. (2009) 'Fatigue in working muscles', *Journal of Applied Physiology*, 106(2), pp. 358–359. doi: 10.1152/jappphysiol.91599.2008.
- Allman, B. L. and Rice, C. L. (2002) 'Neuromuscular fatigue and aging: Central and peripheral factors', *Muscle and Nerve*, 25(6), pp. 785–796. doi: 10.1002/mus.10116.
- Amann, M. *et al.* (2007) 'Severity of arterial hypoxaemia affects the relative contributions of peripheral muscle fatigue to exercise performance in healthy humans', *The Physiological Society*, 581(1), pp. 389–403.
- Amann, M. *et al.* (2011) 'Amann M, Blain GM,

Proctor LT, et al (2011). Implications of group III and IV muscle afferents for high-intensity endurance exercise performance in humans. *J Physiol* 589:5299–5309., *The Journal of Physiology*, 589, pp. 5299–5309.

ANSES (2016) *Actualisation des repères du PNNS - Révisions des repères relatifs à l'activité physique et à la sédentarité.*

Armand, S. et al. (2011) 'Interest of dual-task-related gait changes in idiopathic normal pressure hydrocephalus', *European Journal of Neurology*, 18(8), pp. 1081–1084. doi: 10.1111/j.1468-1331.2010.03242.x.

Armand, S., Decoulon, G. and Bonnefoy-Mazure, A. (2016) 'Gait analysis in children with cerebral palsy', *EFORT open review*, 12(1), pp. 448–460.

Arnau, S. et al. (2017) 'The interconnection of mental fatigue and aging: An EEG study', *International Journal of Psychophysiology*, 117(March), pp. 17–25. doi: 10.1016/j.ijpsycho.2017.04.003.

Arvin, M. et al. (2015) 'Effects of hip abductor muscle fatigue on gait control and hip position sense in healthy older adults', *Gait an*, 42(4), pp. 545–549.

Ashley, C. C., Mulligan, I. A. N. P. and Trevor, J. (1991) 'Ca²⁺ and activation mechanisms in skeletal muscle', 1, pp. 1–73.

B

Bäckman, L. et al. (2010) 'Linking cognitive aging to alterations in dopamine neurotransmitter functioning: Recent data and future avenues', *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 34(5), pp. 670–677. doi: 10.1016/j.neubiorev.2009.12.008.

Bahureksa, L. et al. (2016) 'The Impact of Mild Cognitive Impairment on Gait and Balance: A Systematic Review and Meta-Analysis of Studies Using Instrumented Assessment', *Gerontology*, 63(1), pp. 67–83. doi: 10.1159/000445831.

Baratta, R., Solomonow, M. and D'Ambrosia, R. (1988) 'Muscular coactivation: The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability', *The American Journal of Sports Medicine*, 16(2).

Barnett, D. W. et al. (2017) 'Built environmental correlates of older adults' total physical activity and walking: A systematic review and meta-analysis', *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 14(1), pp. 1–24. doi: 10.1186/s12966-017-0558-z.

Barth, N. et al. (2018) 'Prescription of physical activity for older people: From intent to reality', *NPG Neurologie - Psychiatrie - Geriatrie*, 18(105), pp. 155–161. doi: 10.1016/j.npg.2017.10.002.

Basner, M., Mollicone, D. and Dinges, D. F. (2011) 'Acta Astronautica Validity and sensitivity of a brief psychomotor vigilance test (PVT-B) to total and partial sleep

deprivation', *Acta Astronautica*, 69(11–12), pp. 949–959. doi: 10.1016/j.actaastro.2011.07.015.

Bayot, M. *et al.* (2020) 'Can dual-task paradigms predict Falls better than single task? – A systematic literature review', *Neurophysiologie Clinique*. doi: 10.1016/j.neucli.2020.10.008.

Beauchet, O. *et al.* (2007) "'Faster counting while walking" as a predictor of falls in older adults', *Age and Ageing*, 36(4), pp. 418–423. doi: 10.1093/ageing/afm011.

Beauchet, O. and Dubost, V. (2005) 'Dual-task-related gait changes in the elderly: Does the type of cognitive task Matter?', *Journal of motor Behavior*, 37(4), pp. 259–264.

Behrens, M. *et al.* (2018) 'Mental Fatigue Increases Gait Variability During Dual-task Walking in Old Adults', 73(6), pp. 792–797. doi: 10.1093/gerona/glx210.

Bellew, J. W. and Fenter, P. C. (2006) 'Control of Balance Differs After Knee or Ankle Fatigue in Older Women', 87(November), pp. 1486–1489. doi: 10.1016/j.apmr.2006.08.020.

Béraud-Peigné, N., Maillot, P. and Perrot, A. (2022) 'Impact d'un programme d'activité physique de coopération et d'opposition sur les fonctions cognitives de personnes âgées', *NPG Neurologie - Psychiatrie - Geriatrie*, 22(129), pp. 149–157.

Béraud-Peigné, N., Maillot, P. and Perrot, A. (2023) 'The User Experience of an Immersive

and Interactive Wall Exergame in Older Adults', *Games for Health Journal*, 12(3). doi: <https://doi.org/10.1089/g4h.2022.0075>.

Bessone, V. *et al.* (2019) 'Validation of a new inertial measurement unit system based on different dynamic movements for future in-field applications', *Sports Biomechanics*, 00(00), pp. 1–16. doi: 10.1080/14763141.2019.1671486.

Beswick, A. D. *et al.* (2008) 'Complex interventions to improve physical function and maintain independent living in elderly people: a systematic review and meta-analysis', *The Lancet*, 371(9614), pp. 725–735. doi: 10.1016/S0140-6736(08)60342-6.

Bet, P., Castro, P. C. and Ponti, M. A. (2019) 'Fall detection and fall risk assessment in older person using wearable sensors: A systematic review', *International Journal of Medical Informatics*, 130(July), p. 103946. doi: 10.1016/j.ijmedinf.2019.08.006.

Bieniek, J., Wilczyński, K. and Szewieczek, J. (2016) 'Fried frailty phenotype assessment components as applied to geriatric inpatients', *Clinical Interventions in Aging*, 11, pp. 453–459. doi: 10.2147/CIA.S101369.

Binotto, M. A., Lenardt, M. H. and Rodríguez-Martínez, M. del C. (2018) 'Physical frailty and gait speed in community elderly: A systematic review', *Revista da Escola de Enfermagem*, 52, pp. 1–16. doi: 10.1590/S1980-220X2017028703392.

- Bischoff, H. A. *et al.* (2003) 'Identifying a cut-off point for normal mobility: A comparison of the timed "up and go" test in community-dwelling and institutionalised elderly women', *Age and Ageing*, 32(3), pp. 315–320. doi: 10.1093/ageing/32.3.315.
- Bishnoi, A. and Hernandez, M. E. (2020) 'Dual task walking costs in older adults with mild cognitive impairment: a systematic review and meta-analysis', *Aging & mental health*, 25(9), pp. 1618–1629.
- Blain, G. M. *et al.* (2016) 'Group III/IV muscle afferents limit the intramuscular metabolic perturbation during whole body exercise in humans', *Journal of Physiology*, 594(18), pp. 5303–5315. doi: 10.1113/JP272283.
- Boksem, M. A. S., Meijman, T. F. and Lorist, M. M. (2006) 'Mental fatigue, motivation and action monitoring', 72, pp. 123–132. doi: 10.1016/j.biopsycho.2005.08.007.
- Bonetti, L. V. *et al.* (2019) 'The effect of mental tracking task on spatiotemporal gait parameters in healthy younger and middle- and older aged participants during dual tasking', *Experimental Brain Research*, 237(12), pp. 3123–3132. doi: 10.1007/s00221-019-05659-z.
- Bonnet, C. T. and Baudry, S. (2016) 'A functional synergistic model to explain postural control during precise visual tasks', *Gait & Posture*, 50, pp. 120–125. doi: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.08.030>.
- Boolani, A. *et al.* (2020) 'Do Changes in Mental Energy and Fatigue Impact Functional Assessments Associated with Fall Risks? An Exploratory Study Using Machine Learning', *Physical & Occupational Therapy In Geriatrics*, 38(3), pp. 283–301.
- Bortone, I. *et al.* (2021) 'Physical and cognitive profiles in motoric cognitive risk syndrome in an older population from Southern Italy', *European Journal of Neurology*, 28(8), pp. 2565–2573. doi: 10.1111/ene.14882.
- Boyer, K. A. *et al.* (2017) 'Systematic review and meta-analysis of gait mechanics in young and older adults', *Experimental Gerontology*, 95, pp. 63–70. doi: 10.1016/j.exger.2017.05.005.
- Boyer, K. A. *et al.* (2023) 'Age-related changes in gait biomechanics and their impact on the metabolic cost of walking: Report from a National Institute on Aging workshop', *Experimental Gerontology*, 173(January). doi: 10.1016/j.exger.2023.112102.
- Brahms, M. *et al.* (2022) 'Acta Psychologica The acute effects of mental fatigue on balance performance in healthy young and older adults – A systematic review and meta-analysis', 225(February). doi: 10.1016/j.actpsy.2022.103540.
- Bruniera, C. A. V, Rogério, F. R. P. G. and Rodacki, A. L. F. (2013) 'Stabilometric response during single-leg stance after lower limb muscle fatigue', 17(5), pp. 464–469.

Brustio, P. R. *et al.* (2017) 'Age-related decrements in dual-task performance: Comparison of different mobility and cognitive tasks. A cross sectional study', *PLoS ONE*, 12(7), pp. 1–15. doi: 10.1371/journal.pone.0181698.

Buddhadev, H. H. and Martin, P. E. (2016) 'Effects of age and physical activity status on redistribution of joint work during walking', *Gait and Posture*, 50, pp. 131–136. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.08.034.

C

Cabeza, R. (2002) 'Hemispheric asymmetry reduction in older adults: The HAROLD model.', *Psychology and aging*, 17(1), p. 85.

Cabeza, R. and Dennis, N. A. (2012) 'Frontal lobes and aging: Deterioration and compensation', *Principles of frontal lobe function*, pp. 628–652.

Cadore, E. L. *et al.* (2015) 'Do frailty and cognitive impairment affect dual-task cost during walking in the oldest old institutionalized patients?', *Age*, 37(6), pp. 1–9. doi: 10.1007/s11357-015-9862-1.

Camomilla, V., Cappozzo, A. and Vannozzi, G. (2020) 'Handbook of Human Motion', *Handbook of Human Motion*, (January). doi: 10.1007/978-3-319-30808-1.

Cappell, K. A., Gmeindl, L. and Reuter-Lorenz, P. A. (2010) 'Age differences in prefrontal recruitment during verbal working memory

maintenance depend on memory load', *Cortex*, 46(4), pp. 462–473. doi: 10.1016/j.cortex.2009.11.009.

Carp, J., Gmeindl, L. and Reuter-Lorenz, P. A. (2010) 'Age differences in the neural representation of working memory revealed by multi-voxel pattern analysis', *Frontiers in Human Neuroscience*, 4(November), pp. 1–10. doi: 10.3389/fnhum.2010.00217.

Carroll, T. J., Taylor, J. L. and Gandevia, S. C. (2017) 'Recovery of central and peripheral neuromuscular fatigue after exercise', *Journal of Applied Physiology*, 122(5), pp. 1068–1076. doi: 10.1152/jappphysiol.00775.2016.

Castell, M. *et al.* (2013) 'Frailty prevalence and slow walking speed in persons age 65 and older : implications for primary care', 2001, pp. 1–9.

Cavagnoud, S., Losson, M. and Rossel, B. (2011) 'LA CONFUSION AIGUË CHEZ LA PERSONNE AGÉE : PRÉVENIR ET DÉPISTER ...'.

Cehelyk, E. K. *et al.* (2019) 'Uncovering the association between fatigue and fatigability in multiple sclerosis using cognitive control', *Multiple Sclerosis and Related Disorders*, 27(September 2018), pp. 269–275. doi: 10.1016/j.msard.2018.10.112.

Cesari, M. *et al.* (2006) 'Frailty syndrome and skeletal muscle: Results from the Invecchiare in Chianti study', *American Journal of Clinical Nutrition*, 83(5), pp. 1142–1148. doi: 10.1093/ajcn/83.5.1142.

Chawla, H. *et al.* (2019) 'Effect of type of secondary task on cued gait on people with idiopathic Parkinson ' s disease', 5(1), pp. 18–23. doi: 10.4103/0976-3147.127865.

Chen, J. *et al.* (2022) 'Plantar Pressure-Based Insole Gait Monitoring Techniques for Diseases Monitoring and Analysis : A Review', 2100566, pp. 1–31. doi: 10.1002/admt.202100566.

Cherin, P. (2009) 'Effet du vieillissement sur les muscles : la sarcopénie Age-related loss of muscle mass : The sarcopenia', pp. 26–30. doi: 10.1016/j.mlong.2009.06.003.

Chin, A. P. *et al.* (2003) 'Inactivity and weight loss: effective criteria to identify frailty', *J Nutr Health Aging*, 7(1), pp. 55–60.

Clark, B. C. and Manini, T. M. (2008) 'Sarcopenia & Dynapenia', 63(8), pp. 829–834.

Cocchi, L. *et al.* (2011) 'Dynamic changes in brain functional connectivity during concurrent dual-task performance', *PLoS ONE*, 6(11).

Collard, R. M. *et al.* (2012a) 'Prevalence of Frailty in Community-Dwelling Older Persons : A Systematic Review', pp. 1487–1492. doi: 10.1111/j.1532-5415.2012.04054.x.

Collard, R. M. *et al.* (2012b) 'Prevalence of Frailty in Community-Dwelling Older Persons: A Systematic Review', *Journal of the American Geriatrics Society*, 60(8), pp. 1487–1492.

Combourieu Donnezan, L. *et al.* (2018) 'Effects

of simultaneous aerobic and cognitive training on executive functions, cardiovascular fitness and functional abilities in older adults with mild cognitive impairment', *Mental Health and Physical Activity*, 15(September 2017), pp. 78–87. doi: 10.1016/j.mhpa.2018.06.001.

Combs, H. L. *et al.* (2015) 'Cognition and Depression Following Deep Brain Stimulation of the Subthalamic Nucleus and Globus Pallidus Pars Internus in Parkinson's Disease: A Meta-Analysis', *Neuropsychology Review*, 25(4), pp. 439–454. doi: 10.1007/s11065-015-9302-0.

Coulthard, J. T. *et al.* (2015) 'Evaluation of an inertial sensor system for analysis of timed-up-and-go under dual-task demands', *Gait and Posture*, 41(4), pp. 882–887. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.03.009.

Coupé, P. *et al.* (2017) 'Towards a unified analysis of brain maturation and aging across the entire lifespan: A MRI analysis'.

Cruz-jentoft, A. J. and Sayer, A. A. (2019) 'Seminar Sarcopenia', 393(figure 1). doi: 10.1016/S0140-6736(19)31138-9.

Van Cutsem, J. *et al.* (2017) 'The Effects of Mental Fatigue on Physical Performance: A Systematic Review', *Sports Medicine*, 47(8), pp. 1569–1588. doi: 10.1007/s40279-016-0672-0.

D

Deelen, J. *et al.* (2013) 'studies : Progress and

challenges', pp. 386–396. doi:
10.1002/bies.201200148.

Dennis, A. *et al.* (2009) 'Fast walking under cognitive-motor interference conditions in chronic stroke', *Brain Research*, 1287, pp. 104–110. doi:
<https://doi.org/10.1016/j.brainres.2009.06.023>.

Dent, E. *et al.* (2019) 'Physical Frailty: ICFSR International Clinical Practice Guidelines for Identification and Management', *Journal of Nutrition, Health and Aging*, 23(9), pp. 771–787. doi: 10.1007/s12603-019-1273-z.

Dent, E., Kowal, P. and Hoogendijk, E. O. (2016) 'Frailty measurement in research and clinical practice: A review', *European Journal of Internal Medicine*. European Federation of Internal Medicine, pp. 3–10. doi:
10.1016/j.ejim.2016.03.007.

Dickstein, D. L. *et al.* (2007) 'Changes in the structural complexity of the aged brain', (February), pp. 275–284. doi: 10.1111/j.1474-9726.2007.00289.x.

DREES (2017) 'Les facteurs démographiques contribuent à la moitié de la hausse des dépenses de santé de 2011 à 2015', *Etudes et Résultats*, 1025.

Dubois, B. *et al.* (2000) 'The FAB, a frontal assessment battery at bedside', *neurology*, 55(1), pp. 1621–1626.

Duchateau, J. and Enoka, R. M. (2002) 'Neural adaptations with chronic activity patterns in

able-bodied humans', *American Journal of Physical and Medical Rehabilitation*, 8, pp. 17–27.

Duchateau, J., Klass, M. and Baudry, S. (2006) 'Évolution et adaptations à l'entraînement du système neuromusculaire au cours du vieillissement Changes and training adaptations of the neuromuscular system during ageing', 21, pp. 199–203. doi:
10.1016/j.scispo.2006.03.006.

Duchateau, J., Nicol, C. and Baudry, S. (2014) 'Le vieillissement du système neuromusculaire : de la sarcopénie sarcopenia to dynapénia', *Kinésithérapie, la revue*, 14(145), pp. 45–51. doi:
10.1016/j.kine.2013.09.010.

E

Edwards, R. (1981) 'Human muscle function and fatigue', *Human muscle fatigue: physiological mechanisms*, 82, pp. 1–18.

Ehsani, H. *et al.* (2019) 'The association between cognition and dual-tasking among older adults: The effect of motor function type and cognition task difficulty', *Clinical Interventions in Aging*, 14, pp. 659–669. doi:
10.2147/CIA.S198697.

El-Gohary, M. and McNames, J. (2015) 'Human Joint Angle Estimation with Inertial Sensors and Validation with A Robot Arm', *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 62(7), pp. 1759–1767.

Eldadah, B. A. (2010) 'Fatigue and Fatigability in Older Adults', *PM and R*, 2(5), pp. 406–413. doi: 10.1016/j.pmrj.2010.03.022.

Emery, C. F. *et al.* (2001) 'Acute effects of exercise on cognition in patients with chronic obstructive pulmonary disease', *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 164(9), pp. 1624–1627. doi: 10.1164/ajrccm.164.9.2104137.

Enoka, R. M. *et al.* (2003) 'Mechanisms that contribute to differences in motor performance between young and old adults', *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1), pp. 1–12. doi: 10.1016/S1050-6411(02)00084-6.

Enoka, R. M. and Duchateau, J. (2008) 'Muscle fatigue : what , why and how it influences muscle function', 1, pp. 11–23. doi: 10.1113/jphysiol.2007.139477.

Enoka, R. M. and Duchateau, J. (2016) *Translating fatigue to human performance, Medicine and Science in Sports and Exercise*. doi: 10.1249/MSS.0000000000000929.

F

Fallahtafti, F. *et al.* (2021) 'Task specificity impacts dual-task interference in older adults', *Aging Clinical and Experimental Research*, 33(3), pp. 581–587. doi: 10.1007/s40520-020-01575-3.

Ferreira Junior, A. *et al.* (2020) 'Residual effects of mental fatigue on subjective fatigue,

reaction time and cardiac responses', *Journal of Sport Psychology*, 29(2), pp. 27–34.

Ferrucci, L. *et al.* (2004) 'Delaying Functional Decline and Disability in Frail , Older Persons : a consensus report', *Jags*, 52(4), pp. 625–634.

Finch, E. *et al.* (2002) 'Physical rehabilitation outcome measures: a guide to enhanced clinical decision making', *Canadian Physiotherapy Association*.

Finsterer, J. (2012) 'Biomarkers of peripheral muscle fatigue during exercise', *BMC Musculoskeletal Disorders*, 218(12), pp. 1–13.

Freire Júnior, R. C. *et al.* (2017) 'The effects of a simultaneous cognitive or motor task on the kinematics of walking in older fallers and non-fallers', *Human Movement Science*, 51, pp. 146–152. doi: 10.1016/j.humov.2016.12.004.

Freire, R. C., Pieruccini-Faria, F. and Montero-Odasso, M. (2018) 'Are Human Development Index dimensions associated with gait performance in older adults? A systematic review', *Experimental Gerontology*, 102(December 2017), pp. 59–68. doi: 10.1016/j.exger.2017.12.001.

Fried, L. P. *et al.* (2001) 'Frailty in Older Adults: Evidence for a Phenotype', *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 56(3), pp. M146–M157. doi: 10.1093/gerona/56.3.m146.

Fuentes-Abolafio, I. J. *et al.* (2020) 'Functional parameters indicative of mild cognitive impairment: A systematic review using

instrumented kinematic assessment', *BMC Geriatrics*, 20(1), pp. 1–13. doi: 10.1186/s12877-020-01678-6.

Fusca, M. *et al.* (2018) 'Validation of a wearable IMU system for gait analysis: Protocol and application to a new system', *Applied Sciences (Switzerland)*, 8(7), pp. 1–16. doi: 10.3390/app8071167.

G

Gandevia, S. C. *et al.* (1996) 'Supraspinal factors in human muscle fatigue: Evidence for suboptimal output from the motor cortex', *Journal of Physiology*, 490(2), pp. 529–536. doi: 10.1113/jphysiol.1996.sp021164.

Gandevia, S. C. (2001) 'Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue'. Available at: <https://doi.org/10.1152/physrev.2001.81.4.1725>.

Giansanti, D. and Maccioni, A. G. (2007) 'Inertial measurement units furnish accurate trunk trajectory reconstruction of the sit-to-stand manoeuvre in healthy subjects', pp. 969–976. doi: 10.1007/s11517-007-0224-8.

Gill, T. M. *et al.* (2001) 'Restricted Activity among Community-Living Older Persons: Incidence, Precipitants, and Health Care Utilization', *Annals of Internal Medicine*, 135(5), pp. 313–321.

Giusti Rossi, P. *et al.* (2019) 'Dual-Task Performance: Influence of Frailty, Level of

Physical Activity, and Cognition', *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 42(3), pp. E142–E147. doi: 10.1519/JPT.0000000000000182.

Gobbens, R. J. *et al.* (2010) 'The Tilburg Frailty Indicator: Psychometric Properties', *Journal of the American Medical Directors Association*, 11(5), pp. 344–355.

Goh, H. T., Pearce, M. and Vas, A. (2021) 'Task matters: an investigation on the effect of different secondary tasks on dual-task gait in older adults', *BMC Geriatrics*, 21(1), pp. 1–12. doi: 10.1186/s12877-021-02464-8.

Goldfarb, N. *et al.* (2021) 'Open source Vicon Toolkit for motion capture and Gait Analysis', *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 212, p. 106414. doi: 10.1016/j.cmpb.2021.106414.

Gomes, G. de C. *et al.* (2016) 'Gait performance of the elderly under dual-task conditions: Review of instruments employed and kinematic parameters', *Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia*, 19(1), pp. 165–182. doi: 10.1590/1809-9823.2016.14159.

Gonzalez-Colaço Harmand, M. *et al.* (2017) 'Comparing the predictive value of three definitions of frailty: Results from the Three-City study.', *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 72(April 2016), pp. 153–163. doi: 10.1016/j.archger.2017.06.005.

González-izal, M. *et al.* (2012) 'Electromyographic models to assess muscle fatigue', 22, pp. 501–512. doi:

10.1016/j.jelekin.2012.02.019.

Grady, C. L. *et al.* (2006) 'Age-related Changes in Brain Activity across the Adult Lifespan', *Journal of cognitive neuroscience*, 18(2), pp. 227–241.

Granacher, U. *et al.* (2010) 'Effects of muscle fatigue on gait characteristics under single and dual-task conditions in young and older adults', *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 7(1), pp. 1–12. doi: 10.1186/1743-0003-7-56.

Gross, A. L. *et al.* (2016) 'Declines and impairment in executive function predict onset of physical frailty', *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, 71(12), pp. 1624–1630. doi: 10.1093/gerona/glw067.

Guedes, R. C. *et al.* (2014) 'Influence of dual task and frailty on gait parameters of older community-dwelling individuals', *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 18(5), pp. 445–452. doi: 10.1590/bjpt-rbf.2014.0034.

H

Hachard, B. *et al.* (2020) 'Balance control is impaired by mental fatigue due to the fulfilment of a continuous cognitive task or by the watching of a documentary', *Experimental Brain Research*, 238(4), pp. 861–868. doi: 10.1007/s00221-020-05758-2.

Haitas, N. *et al.* (2021) 'Age-preserved semantic memory and the CRUNCH effect

manifested as differential semantic control networks : An fMRI study'. doi: 10.17605/OSF.IO/F2XW9.

Hammoud, A. (2015) 'Evaluation de la fragilité chez les personnes âgées avec un smartphone'. Available at: <http://www.theses.fr/2015TROY0011>.

Harada, C., Natelson Love, M. and Triebel, K. (2013) 'Normal Cognitive Aging', *Clinics in Geriatric Medicine*, 29(4), pp. 737–752.

Hardy, S. E. and Studenski, S. A. (2008) 'Fatigue Predicts Mortality in Older Adults', pp. 1910–1914. doi: 10.1111/j.1532-5415.2008.01957.x.

Hazeltine, E., Ruthruff, E. and Remington, R. W. (2006) 'The role of input and output modality pairings in dual-task performance: Evidence for content-dependent central interference', *Cognitive Psychology*, 52(4), pp. 291–345. doi: 10.1016/j.cogpsych.2005.11.001.

Hebenstreit, F. *et al.* (2015) 'Effect of walking speed on gait sub phase durations', *Human Movement Science*, 43, pp. 118–124. doi: 10.1016/j.humov.2015.07.009.

Hektoen, L. F., Aas, E. and Luras, H. (2009) 'Cost-effectiveness in fall prevention for older women', *Scandinavian Journal of Public Health*, 37(6), pp. 584–589.

Helbostad, J. L. *et al.* (2007) 'Older Persons', 62(9), pp. 1010–1015.

Helbostad, J. L. *et al.* (2010) 'Consequences of lower extremity and trunk muscle fatigue on balance and functional tasks in older people : A systematic literature review'.

Herssens, N. *et al.* (2018) 'Gait & Posture Do spatiotemporal parameters and gait variability differ across the lifespan of healthy adults ? A systematic review', *Gait & Posture*, 64(June), pp. 181–190. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.06.012.

Hollman, J. H. *et al.* (2007) 'Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking', *Gait and Posture*, 26(1), pp. 113–119. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.08.005.

Hollman, J. H., Youdas, J. W. and Lanzino, D. J. (2011) 'Gender differences in dual task gait performance in older adults', *American Journal of Men's Health*, 5(1), pp. 11–17. doi: 10.1177/1557988309357232.

Holtzer, R. *et al.* (2006) 'Cognitive processes related to gait velocity: Results from the Einstein aging study.', *Neuropsychology*, 20(2), pp. 215–223.

Holtzer, R. *et al.* (2015) 'Online fronto-cortical control of simple and attention-demanding locomotion in humans', *NeuroImage*, 112, pp. 152–159. doi: <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2015.03.002>.

Hopkins, W. G. (2017) 'Spreadsheets for Analysis of Validity and Reliability',

Sportscience, 21, pp. 36–44.

Howland, J. *et al.* (1993) 'Fear of falling among the Community-Dwelling Elderly', *Journal of Aging and Health*, 5(2), pp. 229–243.

Hunter, S. K., Critchlow, A. and Enoka, R. M. (2004) 'Influence of aging on sex differences in muscle fatigability', *Journal of Applied Physiology*, 97(5), pp. 1723–1732. doi: 10.1152/jappphysiol.00460.2004.

Hunter, S. K., Pereira, X. H. M. and Keenan, K. G. (2016) 'The aging neuromuscular system and motor performance', *Journal of Applied Physiology*, 121(4), pp. 982–995. doi: 10.1152/jappphysiol.00475.2016.

Hupin, D. *et al.* (2015) 'Even a low-dose of moderate-to-vigorous physical activity reduces mortality by 22% in adults aged ≥60 years: a systematic review and meta-analysis', *British Journal of Sports Medicine*, 49(19), pp. 1262–1267.

loi, H. *et al.* (2008) 'Mechanomyogram and electromyogram analyses during isometric contraction in human masseter muscle', *Australian Orthodontic Journal*, 24(2), pp. 116–120.

Ismail, N. A., Hashim, H. A. and Yusof, H. A. (2022) 'Physical Activity and Exergames Among Older Adults: A Scoping Review', *Games for Health Journal*, 11(1). doi: <https://doi.org/10.1089/g4h.2021.0104>.

Jardim, N. Y. V. *et al.* (2021) 'Dual-Task Exercise to Improve Cognition and Functional Capacity of Healthy Older Adults', *Frontiers in Aging Neuroscience*, 13(February), pp. 1–16. doi: 10.3389/fnagi.2021.589299.

Jing, M. *et al.* (2015) 'A community-based cross-sectional study of fatigue in middle-aged and elderly women', *Journal of Psychosomatic Research*, 79(4), pp. 288–294. doi: 10.1016/j.jpsychores.2015.05.009.

K

Kang, H. G. and Dingwell, J. B. (2008) 'Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy older adults', 41, pp. 2899–2905. doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.08.002.

Kanko, R. M. *et al.* (2021) 'Concurrent assessment of gait kinematics using marker-based and markerless motion capture', *Journal of Biomechanics*, 127(August), p. 110665. doi: 10.1016/j.jbiomech.2021.110665.

Kao, P. C., Pierro, M. A. and Booras, K. (2018) 'Effects of motor fatigue on walking stability and variability during concurrent cognitive challenges', *PLoS ONE*, 13(7), pp. 1–14. doi: 10.1371/journal.pone.0201433.

Kawai, H. *et al.* (2023) 'Association between daily life walking speed and frailty measured by a sectional smartphone application : a cross-sectional study'. doi: 10.1136/bmjopen-2022-

065098.

Kerrigan, D. C. *et al.* (2001) 'Reduced hip extension during walking: Healthy elderly and fallers versus young adults', *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(1), pp. 26–30. doi: 10.1053/apmr.2001.18584.

Kesar, T. and Binder-macleod, S. (2006) 'Effect of frequency and pulse duration on human muscle fatigue during repetitive electrical stimulation', pp. 967–976. doi: 10.1113/expphysiol.2006.033886.

Kharb, A. *et al.* (2011) 'A review of gait cycle and its parameters', *IJCEM Int J Comput Eng Manag*, 13(July), pp. 78–83.

Kim, Y., Park, I. and Kang, M. (2013) 'Convergent validity of the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ): Meta-analysis', *Public Health Nutrition*, 16(3), pp. 440–452. doi: 10.1017/S1368980012002996.

Kleissen, R. F. M. *et al.* (1998) 'Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application', 8, pp. 143–158.

Klotzbier, T. J. *et al.* (2022) 'Correction: An interrater reliability study of gait analysis systems with the dual task paradigm in healthy young and older adults (European Review of Aging and Physical Activity, (2021), 18, 1, (17), 10.1186/s11556-021-00271-z)', *European Review of Aging and Physical Activity*, 19(1), pp. 1–12. doi: 10.1186/s11556-022-00301-4.

Kobsar, D. *et al.* (2020) 'Validity and reliability of wearable inertial sensors in healthy adult walking : a systematic review and meta-analysis', 3, pp. 1–21.

Kruk, E. Van Der and Reijne, M. M. (2018) 'Accuracy of human motion capture systems for sport applications ; state-of-the-art review', 1391. doi: 10.1080/17461391.2018.1463397.

Kwon, G. *et al.* (2015) 'Frontoparietal EEG alpha-phase synchrony reflects differential attentional demands during word recall and oculomotor dual-tasks', *NeuroReport*, 26(18), pp. 1161–1167. doi: 10.1097/WNR.0000000000000494.

L

Lacour, M., Bernard-Demanze, L. and Dumitrescu, M. (2008) 'Posture control, aging, and attention resources: Models and posture-analysis methods', *Clinical Neurophysiology*, 38(6), pp. 411–421. doi: <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2008.09.005>.

Lacourpaille, L. *et al.* (2014) 'Time-course effect of exercise-induced muscle damage on localized muscle mechanical properties assessed using elastography', *Acta Physiologica*, 211(1), pp. 135–146. doi: 10.1111/apha.12272.

Ladouce, S. *et al.* (2019) 'Mobile EEG identifies the re-allocation of attention during real-world activity', *Scientific Reports*, 9(1), pp. 1–

10. doi: 10.1038/s41598-019-51996-y.

Laforest, S. *et al.* (1990) 'Effects of age and regular exercise on muscle strength and endurance', *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 60(2), pp. 104–111. doi: 10.1007/BF00846029.

Lang, P. O. (2013) 'Le processus de fragilité : que comprendre de la physiopathologie ? The frailty process : What can we learn from the pathophysiology ?', *NPG Neurologie - Psychiatrie - Geriatrie*, 13(73), pp. 28–34. doi: 10.1016/j.npg.2012.08.002.

Leardini, A. *et al.* (2007) 'A new anatomically based protocol for gait analysis in children', *Gait and Posture*, 26(4), pp. 560–571. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.12.018.

Lee, H. J. *et al.* (2017) 'Age-related differences in muscle co-activation during locomotion and their relationship with gait speed: a pilot study', *BMC Geriatrics*, 17(1), pp. 1–8. doi: 10.1186/s12877-017-0417-4.

Lee, K. A., Hicks, G. and Nino-Murcia, G. (1990) 'Validity and Reliability of a Scale to Assess Fatigue', *Psychiatry Research*, 36, pp. 291–298.

Lexell, J., Taylor, C. C. and Sjöström, M. (1988) 'What is the cause of the ageing atrophy?. Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year-old men', *Journal of the Neurological Sciences*, 84(2–3), pp. 275–294. doi: 10.1016/0022-510X(88)90132-3.

Lienhard, K., Schneider, D. and Maffiuletti, N. A. (2013) 'Validity of the Optogait photoelectric system for the assessment of spatiotemporal gait parameters', *Medical Engineering and Physics*, 35(4), pp. 500–504. doi: 10.1016/j.medengphy.2012.06.015.

Lin, D. *et al.* (2009) 'Acute effects of localized muscle fatigue on postural control and patterns of recovery during upright stance: Influence of fatigue location and age', pp. 425–434. doi: 10.1007/s00421-009-1026-5.

Linden, D. Van Der and Eling, P. (2006) 'Mental fatigue disturbs local processing more than global processing', pp. 395–402. doi: 10.1007/s00426-005-0228-7.

Lindström, B. *et al.* (1997) 'Skeletal muscle fatigue and endurance in young and old men and women', *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, 52(1), pp. 59–66. doi: 10.1093/gerona/52A.1.B59.

Liu, H. *et al.* (2017) 'Aging of cerebral white matter', *Ageing Research Reviews*, 34, pp. 64–76. doi: 10.1016/j.arr.2016.11.006.

Longhurst, J. K. *et al.* (2022) 'A Novel Way of Measuring Dual-Task Interference: The Reliability and Construct Validity of the Dual-Task Effect Battery in Neurodegenerative Disease', *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 36(6), pp. 346–359. doi: 10.1177/15459683221088864.

Lorist, M. M., Boksem, M. A. S. and

Ridderinkhof, K. R. (2005) 'Impaired cognitive control and reduced cingulate activity during mental fatigue', *Cognitive Brain Research*, 24(2), pp. 199–205. doi: 10.1016/j.cogbrainres.2005.01.018.

Lundin-Olsson, L., Nyberg, L. and Gustafson, Y. (2015) 'Attention, Frailty, and Falls: The Effect of a Manual Task on Basic Mobility', *Journal of the American Geriatrics Society*, 46(6), pp. 758–761. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1998.tb03813.x>.

M

Macaluso, A. *et al.* (2002) 'Contractile muscle volume and agonist-antagonist coactivation account for differences in torque between young and older women', *Muscle and Nerve*, 25(6), pp. 858–863. doi: 10.1002/mus.10113.

Macaluso, A. and De Vito, G. (2004) 'Muscle strength, power and adaptations to resistance training in older people', *European Journal of Applied Physiology*, 91(4), pp. 450–472. doi: 10.1007/s00421-003-0991-3.

Macintosh, B. R., Holash, R. J. and Renaud, J. M. (2012) 'Skeletal muscle fatigue-regulation of excitation-contraction coupling to avoid metabolic catastrophe', *Journal of Cell Science*, 125(9), pp. 2105–2114. doi: 10.1242/jcs.093674.

Malcolm, B. R. *et al.* (2015) 'The aging brain shows less flexible reallocation of cognitive resources during dual-task walking: A mobile

- brain/body imaging (MoBI) study', *NeuroImage*, 117, pp. 230–242. doi: <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2015.05.028>.
- Marcora, S. M., Staiano, W. and Manning, V. (2009) 'Mental fatigue impairs physical performance in humans', *Journal of Applied Physiology*, 106(3), pp. 857–864. doi: 10.1152/jappphysiol.91324.2008.
- Marsolais, Y., Methqal, I. and Joannette, Y. (2015) 'Marginal neurofunctional changes in high-performing older adults in a verbal fluency task', *Brain and Language*, 140, pp. 13–23. doi: 10.1016/j.bandl.2014.10.010.
- Martínez-ramírez, A. *et al.* (2015) 'Frailty assessment based on trunk kinematic parameters during walking', *???*, 2, pp. 1–10. doi: 10.1186/s12984-015-0040-6.
- Martínez-Ramírez, A. *et al.* (2016) 'Dual Task Gait Performance in Frail Individuals with and without Mild Cognitive Impairment', *Dementia and Geriatric Cognitive Disorders*, 42(1–2), pp. 7–16. doi: 10.1159/000447451.
- McCann, R. S. and Johnston, J. C. (1992) 'Locus of the single-channel bottleneck in dual-task interference.', *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 18(2), pp. 471–484. doi: <https://doi.org/10.1037/0096-1523.18.2.471>.
- Mclsaac, T. L., Lamberg, E. M. and Muratori, L. M. (2015) 'Building a framework for a dual task taxonomy', *BioMed Research International*, 2015. doi: 10.1155/2015/591475.
- McKenna, M. J., Bangsbo, J. and Renaud, J. M. (2008) 'Muscle K⁺, Na⁺, and Cl⁻ disturbances and Na⁺-K⁺ pump inactivation: Implications for fatigue', *Journal of Applied Physiology*, 104(1), pp. 288–295. doi: 10.1152/jappphysiol.01037.2007.
- McLeod, P. (1977) 'A Dual Task Response Modality Effect: Support for Multiprocessor Models of Attention', *Journal of experimental psychology*, 29(4). doi: <https://doi.org/10.1080/1464074770840063>.
- McMorris, T. *et al.* (2018) 'Cognitive fatigue effects on physical performance: A systematic review and meta-analysis', *Physiology and Behavior*, 188(November 2017), pp. 103–107. doi: 10.1016/j.physbeh.2018.01.029.
- McNeil, C. J. *et al.* (2005) 'Motor unit number estimates in the tibialis anterior muscle of young, old, and very old men', *Muscle & Nerve*, 31(4), pp. 461–467. doi: <https://doi.org/10.1002/mus.20276>.
- Mentiplay, B. F. *et al.* (2018) 'Lower limb angular velocity during walking at various speeds', *Gait and Posture*, 65(June), pp. 190–196. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.06.162.
- Merchant, Reshma, A. *et al.* (2016) 'Is Trunk Posture in Walking a Better Marker than Gait Speed in Predicting Decline in Function and Subsequent Frailty?', *Journal of the American Medical Directors Association*, 17(1), pp. 65–

70.

Meyer, D. and Kieras, D. E. (1997) 'A computational theory of executive cognitive processes and multiple-task performance: Part 2. Accounts of psychological refractory-period phenomena.', *Psychological Review*, 104(4), pp. 749–791. doi: <https://doi.org/10.1037/0033-295X.104.4.749>.

Millet, G. Y. (2011) 'Can neuromuscular fatigue explain running strategies and performance in ultra-marathons?: The flush model', *Sports Medicine*, 41(6), pp. 489–506. doi: 10.2165/11588760-000000000-00000.

Mirelman, A. *et al.* (2017) 'Effects of aging on prefrontal brain activation during challenging walking conditions', *Brain and Cognition*, 115(February), pp. 41–46. doi: 10.1016/j.bandc.2017.04.002.

Monticone, M. *et al.* (2014) 'Reliability of spatial-temporal gait parameters during dual-task interference in people with multiple sclerosis. A cross-sectional study', *Gait and Posture*, 40(4), pp. 715–718. doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.06.015.

Moore, R. D. *et al.* (2012) 'The influence of exercise-induced fatigue on cognitive function', *Journal of Sports Sciences*, 30(9), pp. 841–850.

Moreh, E., Jacobs, J. M. and Stessman, J. (2010) 'Fatigue, Function, and Mortality in Older Adults', 65(June 1920), pp. 887–895.

doi: 10.1093/gerona/glq064.

Morley, J. (2014) 'NIH Public Access Frailty consensus', *J Am Med Dir Assoc*, 14(6), pp. 392–397. doi: 10.1016/j.jamda.2013.03.022.Frailty.

De Morree, H. M., Klein, C. and Marcora, S. M. (2012) 'Perception of effort reflects central motor command during movement execution', *Psychophysiology*, 49(9), pp. 1242–1253.

Morris, A. J. and Christie, Anita D (2020) 'The effect of a mentally fatiguing task on postural balance control in young and older women', *Experimental Gerontology*, 132(January), p. 110840. doi: 10.1016/j.exger.2020.110840.

Morris, A. J. and Christie, Anita D. (2020) 'The effect of mental fatigue on neuromuscular function is similar in young and older women', *Brain Sciences*, 10(4). doi: 10.3390/brainsci10040191.

Muller, F. *et al.* (2007) 'Maximal and sustained isokinetic lower-limb muscle strength in hospitalized older people', *Muscle & Nerve*, pp. 739–744. doi: 10.1002/mus.20759.

Müller, H. and Blischke, K. (2009) 'Grundlagen der Sportpsychologie', *Basics of sports psychology*.

Murman, D. L. (2015) 'The Impact of Age on Cognition', *Seminars in Hearing*, 36(3), pp. 111–121.

Murphy, M. P. *et al.* (2018) 'Inverse Kinematic

Assessment of Rehabilitative Therapy in Children Using Orthotics', *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 2813–2816.

N

Nam, H. S. *et al.* (2013) 'The relationship between muscle fatigue and balance in the elderly', *Annals of Rehabilitation Medicine*, 37(3), pp. 389–395. doi: 10.5535/arm.2013.37.3.389.

Narici, M. and Maganaris, C. (2006) 'Adaptability of elderly human muscles and tendons to increased loading', *Journal of Anatomy*, 208(4), pp. 433–443.

Neale, C. *et al.* (2015) 'Functional Activation during the Rapid Visual Information Processing Task in a Middle Aged Cohort : An fMRI Study', pp. 1–20. doi: 10.1371/journal.pone.0138994.

Newham, D. J. *et al.* (1983) 'Ultrastructural changes after concentric and eccentric contractions of human muscle', *Journal of the Neurological Sciences*, 61(1), pp. 109–122. doi: 10.1016/0022-510X(83)90058-8.

Nielsen, H. B. *et al.* (1999) 'Cerebral desaturation during exercise reversed by O2 supplementation', *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology*, 277(3 46-3). doi: 10.1152/ajpheart.1999.277.3.h1045.

Noakes, T. D., St. Clair Gibson, A. and Lambert, E. V. (2004) 'From catastrophe to complexity:

A novel model of integrative central neural regulation of effort and fatigue during exercise in humans', *British Journal of Sports Medicine*, 38(4), pp. 511–514. doi: 10.1136/bjism.2003.009860.

Nordin, E. *et al.* (2010) 'Changes in step-width during dual-task walking predicts falls', *Gait and Posture*, 32(1), pp. 92–97. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.03.012.

Norman DA and Bobrow DG (1975) 'On Data-limited and Resource-limited Processes', pp. 44–64. Available at: <http://wexler.free.fr/library/files/norman> (1975) on data-limited and resource-limited processes.pdf.

Nourhashémi, F. *et al.* (2001) 'Instrumental Activities of Daily Living as a Potential Marker of Frailty : A Study of 7364 Community-Dwelling Elderly Women (the EPIDOS Study)', 56(7), pp. 448–453.

O

Olivier Beauchet, G. B. (2006) 'Marche et double tâche : définition, intérêts et perspectives chez le sujet âgé', *Psychologie & neuropsychiatrie du vieillissement*, 4(3), pp. 215–225. doi: 10.23736/S1973-9087.17.04722-0.

Ostojic, S. *et al.* (2009) 'Clinical Biomechanics Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics', 24, pp. 327–340. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010.

P

- Pageaux, B. (2016) 'Perception of effort in Exercise Science: Definition, measurement and perspectives', *European Journal of Sport Science*, 16(8), pp. 885–894. doi: 10.1080/17461391.2016.1188992.
- Papoz, L. (2001) 'Qualité des données dans les études épidémiologiques', *Gérontologie et société*, 24(99), pp. 25–36. doi: <https://doi.org/10.3917/gs.099.0025>.
- Park, D. C. and Reuter-Lorenz, P. (2009) 'The Adaptive Brain: Aging and Neurocognitive Scaffolding', *Annual Review of Psychology*, 60, pp. 173–196.
- Pashler, H. (1994) 'No Dual-task interference in simple tasks: Data and theory.', *Psychological bulletin*, 116(2), pp. 220–244. doi: <https://doi.org/10.1037/0033-2909.116.2.220>.
- Patel, M., Pavic, A. and Goodwin, V. A. (2020) 'Wearable inertial sensors to measure gait and posture characteristic differences in older adult fallers and non-fallers: A scoping review', *Gait and Posture*, 76(September 2019), pp. 110–121. doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.10.039.
- Patel, P., Lamar, M. and Bhatt, T. (2014) 'Effect of type of cognitive task and walking speed on cognitive-motor interference during dual-task walking', *Neuroscience*, 260, pp. 140–148. doi: 10.1016/j.neuroscience.2013.12.016.
- Payne, A. . and Delbono, O. (2004) 'Neurogenesis of excitation-contraction uncoupling in aging skeletal muscle', *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 32, pp. 36–40.
- Pena, G. M. et al. (2019) 'Dual-task effects on postural sway during sit-to-stand movement in children with Down syndrome', *Journal of Intellectual Disability Research*, 63(6), pp. 576–586. doi: 10.1111/jir.12599.
- Penko, A. L. et al. (2018) 'Dual-task Interference Disrupts Parkinson's Gait Across Multiple Cognitive Domains', *Neuroscience*, 379, pp. 375–382. doi: 10.1016/j.neuroscience.2018.03.021.
- Penko, A. L. et al. (2020) 'Parkinson ' s gait kinematics deteriorates across multiple cognitive domains under dual-task paradigms', *Clinical Neurology and Neurosurgery*, 197(February), p. 106083. doi: 10.1016/j.clineuro.2020.106083.
- Penna, E. M. et al. (2018) 'Mental Fatigue Impairs Physical Performance in Young Swimmers', *Pediatric Exercise Science*, 30(2), pp. 208–215.
- Perry, J., Thorofare, S. and Davids, J. (1992) 'Normal and Pathological Function', *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 12(6), p. 815.
- Petrella, J. K. et al. (2005) 'Age differences in knee extension power, contractile velocity, and fatigability', *Journal of Applied Physiology*, 98(1), pp. 211–220. doi: 10.1152/jappphysiol.00294.2004.
- Piche, E. et al. (2022) 'Validity and

repeatability of a new inertial measurement unit system for gait analysis on kinematic parameters: Comparison with an optoelectronic system', *Measurement: Journal of the International Measurement Confederation*, 198(April), pp. 4–10. doi: 10.1016/j.measurement.2022.111442.

Place, N. *et al.* (2010) 'Muscle fatigue: From observations in humans to underlying mechanisms studied in intact single muscle fibres', *European Journal of Applied Physiology*, 110(1), pp. 1–15. doi: 10.1007/s00421-010-1480-0.

Plamondon, A. (2018) 'Développement d'un système de mesures et d'un protocole de mesures permettant de quantifier l'exposition physique des manutentionnaires'.

Plummer-D'Amato, P. *et al.* (2012) 'Effects of gait and cognitive task difficulty on cognitive-motor interference in aging', *Journal of Aging Research*, 2012. doi: 10.1155/2012/583894.

Plummer, P. and Eskes, G. (2015) 'Measuring treatment effects on dual-task performance : a framework for research and clinical practice', 9(April), pp. 1–7. doi: 10.3389/fnhum.2015.00225.

Podsiadlo, D. and Richardson, S. (1991) 'The Timed "Up & Go": A Test of Basic Functional Mobility for Frail Elderly Persons', *Journal of the American Geriatrics Society*. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1991.tb01616.x>.

Prakash, C., Kumar, R. and Mittal, N. (2018) 'Recent developments in human gait research : parameters , approaches , applications , machine learning techniques , datasets and challenges', *Artificial Intelligence Review*, 49(1), pp. 1–40. doi: 10.1007/s10462-016-9514-6.

R

Reuter-Lorenz, P. A. and Cappell, K. A. (2008) 'Neurocognitive aging and the compensation hypothesis', *Current Directions in Psychological Science*, 17(3), pp. 177–182. doi: 10.1111/j.1467-8721.2008.00570.x.

Reuter-Lorenz, P. A. and Park, D. C. (2010) 'Human neuroscience and the aging mind: A new look at old problems', *Journals of Gerontology - Series B Psychological Sciences and Social Sciences*, 65 B(4), pp. 405–415. doi: 10.1093/geronb/gbq035.

Riley, P. O., Della Croce, U. and Kerrigan, D. C. (2001) 'Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed', *Gait & Posture*, 14(3), pp. 264–270. doi: [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00133-3](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00133-3).

Rockwood, K. *et al.* (2005) 'A global clinical measure of fitness and frailty in elderly people', *CMAJ*, (5), pp. 1685–1702. doi: 10.1016/j.ejso.2018.08.003.

Rohrmann, S. (2020) 'Epidemiology of Frailty in Older People', *Advances in Experimental*

Medicine and Biology, 1216, pp. 21–27.

Rolfson, D. B. *et al.* (2006) 'Validity and reliability of the Edmonton Frail Scale', *Age and A*, 35(5), pp. 526–529. doi: 10.1093/ageing/afl023.

Rolland, Y. *et al.* (2011) 'La fragilité de la personne âgée : un consensus bref de la Société', 9(4), pp. 387–390. doi: 10.1684/pnv.2011.0311.

Rolland, Y. and Vellas, B. (2009) 'La sarcopénie', *Revue de Medecine Interne*, 30(2), pp. 150–160. doi: 10.1016/j.revmed.2008.08.013.

Rothman, M. D., Leo-summers, A. L. and Gill, T. M. (2008) 'Prognostic Significance of Potential Frailty Criteria', pp. 2211–2216. doi: 10.1111/j.1532-5415.2008.02008.x.

Rozand, V. *et al.* (2015) 'Effect of mental fatigue on speed-accuracy trade-off', *Neuroscience*, 297, pp. 219–230. doi: 10.1016/j.neuroscience.2015.03.066.

Rucco, R. *et al.* (2017) 'Spatio-temporal and kinematic gait analysis in patients with Frontotemporal dementia and Alzheimer's disease through 3D motion capture', *Gait and Posture*, 52, pp. 312–317. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.12.021.

Ruthruff, E. *et al.* (2006) 'How does practice reduce dual-task interference: Integration, automatization, or just stage-shortening?', *Psychological Research*, 70(2), pp. 125–142. doi: 10.1007/s00426-004-0192-7.

Saggio, G., Tombolini, F. and Ruggiero, A. (2021) 'Technology-Based Complex Motor Tasks Assessment: A 6-DOF Inertial-Based System Versus a Gold-Standard Optoelectronic-Based One', *IEEE Sensors Journal*, 21(2), pp. 1616–1624. doi: 10.1109/JSEN.2020.3016642.

S

Salthouse, T. A. (1996) 'The processing-speed theory of adult age differences in cognition.', *Psychological Review*, 103(3), pp. 403–428. doi: 10.1037//0033-295x.103.3.403.

Salthouse, T. A. and Babcock, R. L. (1991) 'Decomposing Adult Age Differences in Working Memory', *Developmental Psychology*, 27(5), pp. 763–776. doi: 10.1037/0012-1649.27.5.763.

Sandiford, S. D. *et al.* (2023) 'Muscle Na-K-pump and fatigue responses to progressive exercise in normoxia and hypoxia', 1, pp. 441–449. doi: 10.1152/ajpregu.00652.2004.

Dos Santos, P. C. R. *et al.* (2019) 'Effects of experimentally induced fatigue on healthy older adults' gait: A systematic review', *PLoS ONE*, 14(12), pp. 1–14. doi: 10.1371/journal.pone.0226939.

Savva, G. M. *et al.* (2013) 'Using timed up-and-go to identify frail members of the older population', *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, 68(4), pp. 441–446. doi:

10.1093/gerona/gls190.

Scarcella, L. *et al.* (2019) 'Inertial sensors versus standard systems in gait analysis: a systematic review and meta-analysis', *European journal of physical and rehabilitation medicine*, 55, pp. 268–280. Available at: 10.23736/S1973-9087.18.05306-6.

Schwenk, M. *et al.* (2013) 'Frailty and technology: A systematic review of gait analysis in those with frailty', *Gerontology*, 60(1), pp. 79–89. doi: 10.1159/000354211.

Van Selst, M., Ruthruff, E. and Johnston, J. C. (1999) 'Can practice eliminate the Psychological Refractory Period effect?', *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 25(5), pp. 1268–1283. doi: <https://doi.org/10.1037/0096-1523.25.5.1268>.

Shkuratova, N., Morris, M. E. and Huxham, F. (2004) 'Effects of age on balance control during walking', *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(4), pp. 582–588. doi: 10.1016/j.apmr.2003.06.021.

Simoneau, M., Bégin, F. and Teasdale, N. (2006) 'The effects of moderate fatigue on dynamic balance control and attentional demands', 9, pp. 1–9. doi: 10.1186/1743-0003-3-22.

Sirven, N. and Rapp, T. (2017) 'The cost of frailty in France', *The European Journal of Health Economics*, 18(2), pp. 243–253. doi: 10.1007/s10198-016-0772-7.

Siu, K. and Woollacott, M. H. (2007) 'Attentional demands of postural control : The ability to selectively allocate information-processing resources', 25, pp. 121–126. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.02.002.

Smith, E., Cusack, T. and Blake, C. (2016) 'The effect of a dual task on gait speed in community dwelling older adults: A systematic review and meta-analysis', *Gait and Posture*, 44, pp. 250–258. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.12.017.

Smith, M. R. *et al.* (2019) 'Comparing the Effects of Three Cognitive Tasks on Indicators of Mental Fatigue', *The Journal of Psychology*, 153(8), pp. 759–783.

Spreng, R. N., Wojtowicz, M. and Grady, C. L. (2010) 'Neuroscience and Biobehavioral Reviews Reliable differences in brain activity between young and old adults : A quantitative meta-analysis across multiple cognitive domains', *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 34(8), pp. 1178–1194. doi: 10.1016/j.neubiorev.2010.01.009.

Stephenson, M. *et al.* (2019) 'Shoulder Muscular Fatigue From Static Posture Concurrently Reduces Cognitive Attentional Resources', *The journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 62(4).

Stern, Y. (2002) 'What is cognitive reserve ? Theory and research application of the reserve concept', pp. 448–460.

Stroop, J. (1935) 'Studies of interference in

serial verbal reactions.', *Journal of experimental psychology*, 18(6), pp. 643–662.

doi: <https://doi.org/10.1037/h0054651>.

Strouwen, C. *et al.* (2016) 'Research Report', 96(8).

Studenski, S. *et al.* (2004) 'Clinical Global Impression of Change in Physical Frailty : Development of a Measure Based on Clinical Judgment', pp. 1560–1566.

Studenski, S., Perera, S. and Wallace, D. (2003) 'Physical Performance Measures in the Clinical Setting', pp. 314–322.

T

Taelman, J. *et al.* (2011) 'Estimation of Muscle Fatigue Using Surface Electromyography and Near-Infrared Spectroscopy', in *Advances in Experimental Medicine and Biology*, pp. 353–354. doi: [10.1007/978-1-4419-7756-4](https://doi.org/10.1007/978-1-4419-7756-4).

Takeda, R. *et al.* (2014) 'Drift Removal for Improving the Accuracy of Gait Parameters Using Wearable Sensor Systems', pp. 23230–23247. doi: [10.3390/s141223230](https://doi.org/10.3390/s141223230).

Tang, P. F. *et al.* (2015) 'Motor dual-task Timed Up & Go test better identifies prefrailty individuals than single-task Timed Up & Go test', *Geriatrics and Gerontology International*, 15(2), pp. 204–210. doi: [10.1111/ggi.12258](https://doi.org/10.1111/ggi.12258).

Taylor, J. L. and Gandevia, S. C. (2007) 'A comparison of central aspects of fatigue in submaximal and maximalvoluntary

contractions', *Journal of Applied Physiology*, pp. 542–550.

Theдон, T. *et al.* (2011) 'Gait & Posture Degraded postural performance after muscle fatigue can be compensated by skin stimulation', 33, pp. 686–689. doi: [10.1016/j.gaitpost.2011.02.027](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.027).

Theou, O. *et al.* (2008) 'An exploration of the association between frailty and muscle fatigue', *Applied Physiology, Nutrition and Metabolism*, 33(4), pp. 651–665. doi: [10.1139/H08-058](https://doi.org/10.1139/H08-058).

Theou, O. *et al.* (2015) 'Modifications to the frailty phenotype criteria: Systematic review of the current literature and investigation of 262 frailty phenotypes in the survey of health, ageing, and retirement in Europe', *Ageing Research Reviews*, 21, pp. 78–94. doi: [10.1016/j.arr.2015.04.001](https://doi.org/10.1016/j.arr.2015.04.001).

Thomas, R. and Stephane, P. (2008) 'Prefrontal cortex oxygenation and neuromuscular responses to exhaustive exercise', *European Journal of Applied Physiology*, 102(2), pp. 153–163. doi: [10.1007/s00421-007-0568-7](https://doi.org/10.1007/s00421-007-0568-7).

Tombu, M. and Jolicoeur, P. (2002) 'All-or-none bottleneck versus capacity sharing accounts of the psychological refractory period phenomenon', pp. 274–286. doi: [10.1007/s00426-002-0101-x](https://doi.org/10.1007/s00426-002-0101-x).

Tombu, M. and Jolicoeur, P. (2005) 'Testing the Predictions of the Central Capacity Sharing Model.', *Journal of Experimental Psychology:*

Human Perception and Performance, 31(4), pp. 790–802.

Tomlinson, B. and Irving, D. (1977) 'THE- NUMBERS OF LIMB MOTOR NEURONS IN THE HUMAN LUMBOSACRAL CORD THROUGHOUT LIFE', *Journal of the Neurological Sciences*, 34, pp. 213–219.

Topley, M. and Richards, J. G. (2020) 'A comparison of currently available optoelectronic motion capture systems', *Journal of Biomechanics*, 106, p. 109820. doi: 10.1016/j.jbiomech.2020.109820.

Tornero-Aguilera, J. F. *et al.* (2022) 'Central and Peripheral Fatigue in Physical Exercise Explained: A Narrative Review', *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(7). doi: 10.3390/ijerph19073909.

Tran, Y. *et al.* (2020) 'The influence of mental fatigue on brain activity: Evidence from a systematic review with meta-analyses', *Psychophysiology*, 57(5).

Tupling, A. R. (2004) 'The sarcoplasmic reticulum in muscle fatigue and disease: Role of the sarco(endo)plasmic reticulum Ca²⁺-ATPase', *Canadian Journal of Applied Physiology*, 29(3), pp. 308–329. doi: 10.1139/h04-021.

Tyagi, O. and Mehta, R. K. (2021) 'A Methodological Framework to Capture Neuromuscular Fatigue Mechanisms Under Stress', *Frontiers in Neuroergonomics*, 2(December), pp. 1–14. doi:

10.3389/fnrgo.2021.779069.

U

Uematsu, A. *et al.* (2014) 'A Behavioral Mechanism of How Increases in Leg Strength Improve Old Adults' Gait Speed', 9(10), pp. 1–7. doi: 10.1371/journal.pone.0110350.

Urquhart, E. L. *et al.* (2019) 'Mapping cortical network effects of fatigue during a handgrip task by functional near-infrared spectroscopy in physically active and inactive subjects', *Neurophotonics*, 6(04), p. 1. doi: 10.1117/1.nph.6.4.045011.

V

Varas-diaz, G., Kannan, L. and Bhatt, T. (2020) 'brain sciences Effect of Mental Fatigue on Postural Sway in Healthy Older Adults and Stroke Populations'.

Varela-Vásquez, L. A., Minobes-Molina, E. and Jerez-Roig, J. (2020) 'Dual-task exercises in older adults: A structured review of current literature', *Journal of Frailty, Sarcopenia and Falls*, 05(02), pp. 31–37. doi: 10.22540/jfsf-05-031.

Venema, D. M. *et al.* (2019) 'Minimal Detectable Change in Dual-Task Cost for Older Adults With and Without Cognitive Impairment', *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 42(4), pp. E32–E38. doi: 10.1519/JPT.000000000000194.

Venema, D. M., Bartels, E. and Siu, K. C. (2013) 'Tasks matter: A cross-sectional study of the relationship of cognition and dual-task performance in older adults', *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 36(3), pp. 115–122. doi: 10.1519/JPT.0b013e31827bc36f.

Venhorst, A., Micklewright, D. and Noakes, T. D. (2018) 'Perceived Fatigability: Utility of a Three-Dimensional Dynamical Systems Framework to Better Understand the Psychophysiological Regulation of Goal-Directed Exercise Behaviour', *Sports Medicine*, 48, pp. 2479–2495.

Verbruggen, F. and Logan, G. D. (2008) 'Response inhibition in the stop-signal paradigm', (September). doi: 10.1016/j.tics.2008.07.005.

Verschueren, J. O. *et al.* (2020) 'Does Mental Fatigue Negatively Affect Outcomes of Functional Performance Tests?', pp. 2002–2010. doi: 10.1249/MSS.0000000000002323.

Vestergaard, S. *et al.* (2009) 'Fatigue in a Representative Population of Older Persons and Its Association With Functional Impairment, Functional Limitation, and Disability', *Journal of Gerontology*, 64(1), pp. 76–82. doi: 10.1093/gerona/gln017.

Viel, E. (2000) 'La marche humaine, la course et le saut : biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements', Paris: Mas.

Vollestad, N. K. (1997) 'Measurement of human muscle fatigue', *Journal of*

Neuroscience Methods, 74(2), pp. 219–227.

W

Wall, K. *et al.* (2018) 'The enhanced interactive physical and cognitive exercise system (iPACES™ v2.0): Pilot clinical trial of an in-home iPad-based neuro-exergame for mild cognitive impairment (MCI)', *Journal of Clinical Medicine*, 7(9), pp. 1–21. doi: 10.3390/jcm7090249.

Wan, J. J. *et al.* (2017) 'Muscle fatigue: General understanding and treatment', *Experimental and Molecular Medicine*, 49(10), pp. e384-11. doi: 10.1038/emm.2017.194.

Webster, K. E., Wittwer, J. E. and Feller, J. A. (2005) 'Validity of the GAITRite® walkway system for the measurement of averaged and individual step parameters of gait', *Gait and Posture*, 22(4), pp. 317–321. doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.10.005.

Wegrzyk, J. *et al.* (2019) 'Education level affects dual-task gait after deep brain stimulation in Parkinson's disease', *Parkinsonism and Related Disorders*, 68(January), pp. 65–68. doi: 10.1016/j.parkreldis.2019.10.005.

Weygers, I. *et al.* (2020) 'Inertial sensor-based lower limb joint kinematics: A methodological systematic review', *Sensors (Switzerland)*, 20(3), pp. 1–23. doi: 10.3390/s20030673.

Whittle, M. ., Levine, D. and Richards, J. (2023) *Whittle's Gait Analysis*. 6th edn. Edited by

Elsevier Health Sciences.

Wickens, C. . (1980) 'The structure of attentional resources.', in *Attention and performance*, pp. 239–257.

Wikstrom, E. A., Powers, M. E. and Tillman, M. D. (2004) 'Dynamic Stabilization Time After Isokinetic and Functional Fatigue', *Journal of Athletic Training*, (February).

Wilson, E. L. *et al.* (2006) 'Postural strategy changes with fatigue of the lumbar extensor muscles', 23, pp. 348–354. doi: 10.1016/j.gaitpost.2005.04.005.

Wollesen, B. *et al.* (2016) 'Influence of a visual–verbal Stroop test on standing and walking performance of older adults', *Neuroscience*, 318, pp. 166–177. doi: <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2016.01.031>.

Woollacott, M. and Shumway-Cook, A. (2002) 'Attention and the control of posture and gait: A review of an emerging area of research', *Gait and Posture*, 16(1), pp. 1–14. doi: 10.1016/S0966-6362(01)00156-4.

Wu, T. and Zhao, Y. (2021) 'Associations between functional fitness and walking speed in older adults', *Geriatric Nursing*, 42(2), pp. 540–543. doi: 10.1016/j.gerinurse.2020.10.003.

Y

Yogev-Seligmann, G. *et al.* (2010) 'How does

explicit prioritization alter walking during dual-task performance? Effects of age and sex on gait speed and variability', *Physical Therapy*, 90(2), pp. 177–186. doi: 10.2522/ptj.20090043.

Yogev-Seligmann, G. *et al.* (2012) 'Effects of explicit prioritization on dual task walking in patients with Parkinson's disease', *Gait and Posture*, 35(4), pp. 641–646. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.12.016.

Yogev-Seligmann, G., Hausdorff, J. M. and Giladi, N. (2008) 'The role of executive function and attention in gait', *Movement Disorders*, 23(3), pp. 329–342. doi: 10.1002/mds.21720.

Yoshino, K. *et al.* (2004) 'Effect of prolonged free-walking fatigue on gait and physiological rhythm', 37, pp. 1271–1280. doi: 10.1016/j.jbiomech.2003.11.031.

Yu, T. C. *et al.* (2020) 'Effects of exergames on physical fitness in middle- aged and older adults in Taiwan', *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(7). doi: 10.3390/ijerph17072565.

Z

Zengarini, E. *et al.* (2015) 'Fatigue: Relevance and implications in the aging population', *Experimental Gerontology*, 70, pp. 78–83. doi: 10.1016/j.exger.2015.07.011.

Zhang, C. and Yu, X. (2010) 'Estimating mental fatigue Based on electroencephalogram and

heart rate variability', *Polish Journal of Medical Physics and Engineering*, 16(2), pp. 67–84. doi: 10.2478/v10013-010-0007-7.

Zhang, X. *et al.* (2022) 'Single- and dual-task

gait performance and their diagnostic value in early-stage Parkinson's disease', *Frontiers in Neurology*, 13. doi: 10.3389/fneur.2022.974985.

Annexes

Annexe 1 : L'efficacité de la double tâche à identifier les risques de chutes et la fragilité à travers l'altération des paramètres spatio-temporels (poster présenté lors du congrès EUGMS 2022)

THE EFFICIENCY OF DUAL-TASK WALKING TO IDENTIFY FALL RISK AND FRAILTY STATUS THROUGH THE ANALYSIS OF SPATIO-TEMPORAL WALKING PARAMETERS.



Elodie PICHE^{1,2}, Pauline GERUS¹, Frederic CHORIN^{1,2}, Olivier GUERIN³, Raphael ZORY⁴

¹ Université Côte d'Azur, LAMHES, Nice, France ; ² Université Côte d'Azur, Centre Hospitalier Universitaire de Nice, Clinique Gériatrique du Cerveau et du Mouvement, Nice, France ; ³ Université Côte d'Azur, CNRS UMR 7284/INSERM U108, Institute for Research on Cancer and Aging (IRCAN), Faculté de médecine, Nice, France ; ⁴ Institut Universitaire de France

INTRODUCTION

As the proportion of older adults in the population increases, so does the associated prevalence of falls and frailty. It is, thus, essential to develop a clinical tool that accurately predicts these declines. Based on the good results of dual-task test that well predict cognitive status (Figure 1), dual-tasking may be a new promising clinical test to better identify frailty status and fall risk.

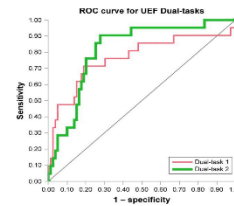


Figure 1: The ROC curves of dual-task 1 (counting backwards by 1) and dual-task 2 (by 3) well predict cognitive status. (Ehsani et al, 2019⁴)

MATERIALS & METHODS

73 older adults (48W, 25M)
75.5+/-6.5-year-old ; 165.3+/-8.3 cm ; 68.2+/-13.8 kgs

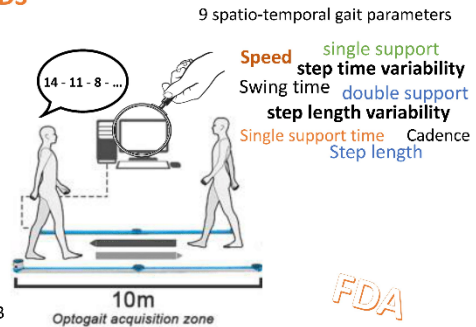
Frailty status
5 Fried's criterion²

Frail (F)	Pre-Frail(PF)	Non-Frail (NF)
18	35	20

Fall risk
Did a fall occur in the past year ?

Yes (Faller)	No (non-faller)
30	43

1min of counting backwards by 3 and walking (DT) and 1min of walking alone (ST)



$$DTE = \frac{(DT - ST)}{ST} * 100^3$$

The dual-task effect (DTE) was calculated for every 9 parameters

Factorial Discriminant Analysis was applied with the 9 DTE

RESULTS & DISCUSSION

FDA to detect frailty

F1: cadence, step length, step length variability
F2: speed, step time variability, double support

F2 (25,10%) vs F1 (74,90%)

From \ to	F	NF	PF	% correct
F	12	4	0	75,00%
NF	0	17	0	100,00%
PF	0	11	19	63,33%
Total	12	32	19	76,19%

A high % (>75%) of well classified observations

FDA to detect fall risk

F1: step length variability, swing time, single support, cadence

F2 (0%) vs F1 (100%)

From \ to	no	yes	% correct
no	26	12	68,42%
yes	8	17	68,00%
Total	34	29	68,25%

A sufficient % (>65%) of well classified observations and a good AUC (>0.7).

ROC curve (AUC=0,767)

CONCLUSION & PERSPECTIVES

- A good identification of frailty status and fall risk of dual-task walking through the DTE spatio-temporal parameters' analysis.
- A reliable information on which specific combination of gait parameters better distinguish and predict frailty status and fall risk with the FDA statistical technique.

Bibliography

¹ H. Ehsani, M.J. Mahles, K. O'Connor, F. Zamirini, C. Tirabulo, N. Toostadeh, The association between cognition and dual-tasking among older adults: The effect of motor function type and cognition task difficulty, Clin. Interv. Aging. 14 (2019) 659–669. <https://doi.org/10.2147/CIA.S186677>.

² Fried LP, Tangen CM, Walston J, et al. Frailty in Older Adults: Evidence for a Phenotype. *Journals Gerontol Ser A Biol Sci Med Sci*. 2001;56(3):M146-M157. doi:10.1093/geron/56.3.m146

³ P. Plummer-D'Amato, B. Brancato, M. Dantowitz, S. Birken, C. Ronke, F. Furey, Effects of gait and cognitive task difficulty on cognitive-motor interference in aging. *J. Aging Res*. 2012 (2012). <https://doi.org/10.1155/2012/583804>.

Annexe 2 : Abstract présenté au congrès SOFAMEA concernant « La double tâche en condition de fatigue pour mieux détecter la fragilité à travers l'analyse des paramètres spatio-temporels de la marche » (présentation orale).

Titre

La double tâche en condition de fatigue pour mieux détecter la fragilité chez les personnes âgées à travers l'analyse des paramètres spatio-temporels de la marche.

Mots clefs

Double tâche, fragilité, biomécanique de la marche, fatigue mentale et musculaire

Introduction

Un grand intérêt clinique est porté sur la double tâche (DT) et ses capacités à évaluer la fragilité ou certains déclin cognitifs. Peu d'études ont évalués la capacité de la DT en condition de fatigue à repérer la fragilité alors que ces personnes sont connues pour adopter des stratégies de marche différentes des personnes âgées saines pour contrer l'effet de la fatigue. Cette étude vise donc à comparer l'efficacité de la DT avant et après une tâche de fatigue mentale et musculaire à détecter la fragilité.

Méthode

9 paramètres spatio-temporels de la marche (vitesse de marche, longueur de pas, variabilité du pas, phase d'appui et phase oscillante, temps de simple et double appuie, cadence, variabilité de la vitesse) ont été mesuré en simple (ST) et double tâche (DT) avant et après fatigue et le *dual-task effect* a été calculé ($DTE = ((DT - ST) / ST) * 100$). Ces DTE ont été inclus dans une analyse factorielle discriminante (AFD) qui a quantifié la capacité de la DT avant et après une tâche de fatigue mentale et musculaire à repérer la fragilité chez 39 participants âgés (78.4+/-5.5 ans, 164.7+/-9.5 cm, 70.4+/-12.6 kg) dont 19 âgés fragiles définis selon les critères de Fried.

Résultats

L'AFD a correctement reconnu et classifié les 39 participants âgés par rapport à leur niveau de fragilité (ROC >0.9 pour chacun des modèles). Après la fatigue mentale, la détection des personnes âgées fragiles augmente de 76.92% à 85.71% avec une légère amélioration de l'efficacité du modèle après fatigue mentale (ROC=0.952 et ROC = 0.962 respectivement en pré et post-fatigue). Après la fatigue musculaire, le modèle n'est pas plus efficace qu'avant la fatigue (ROC=0.981 et ROC=0.948 respectivement en pré et post-fatigue).

Conclusion

Le diagnostic précoce de la fragilité est d'importance clinique pour améliorer la prise en charge de ces patients âgés et maintenir leur autonomie. La DT montre de très bons résultats sur la reconnaissance des patients âgés fragiles. Cependant, la détection de la fragilité n'est pas forcément meilleure en condition de fatigue. Ces résultats sont à nuancer en tenant compte des protocoles de fatigue qui n'ont peut-être pas induit le même niveau de fatigue chez les participants.

Annexe 3 : Supplementary materials de l'étude 3. Statistique descriptive (moyenne +/-ET) de chaque DTE dans les différents groupes (Fragile : non-fragile (NF), pré-fragile (PF) et fragile (F) ; incidence de chute : chuteurs (yes), non chuteur (no) ; âge : 65/70 (1), 70/75 (2), 75/80 (3), >80 (4) ; et sexe : homme (M), femme (W)).

Parameters	Frailty			Incidence of falling		Age				Sex	
	NF	PF	F	No	Yes	1	2	3	4	M	W
	19	31	16	38	28	16	16	18	16	24	42
DTEmotor	-23,58 (10,93)	-21,14 (11,63)	-25,18 (11,04)	-22,16 (11,71)	-23,72 (11,26)	-21,70 (13,56)	-23,89 (10,96)	-21,60 (9,61)	-24,27 (9,97)	-21,53 (11,42)	-23,56 (11,61)
DTEcog	18,00 (464,28)	31,08 (317,66)	20,02 (212,96)	-6,81 (340,05)	67,29 (347,22)	54,36 (173,02)	-131,21 (485,87)	50,95 (246,72)	121,14 (424,71)	-31,15 (490,10)	56,51 (252,34)
DTEstep_length	-10,68 (6,83)	-8,37 (7,57)	-10,53 (4,26)	-9,46 (6,32)	-9,70 (7,99)	-10,03 (7,48)	-9,99 (6,02)	-8,21 (4,98)	-10,19 (9,41)	-9,41 (6,21)	-9,65 (7,31)
DTE_step_length_var	8,51 (53,05)	26,41 (55,46)	56,05 (81,05)	19,27 (60,62)	40,90 (64,58)	23,81 (38,66)	19,82 (73,02)	36,52 (72,03)	32,62 (59,18)	27,60 (68,31)	28,93 (60,17)
DTEstance	25,50 (16,98)	24,05 (20,49)	28,98 (22,86)	24,07 (18,59)	27,82 (22,31)	23,78 (20,05)	25,74 (18,40)	23,48 (18,19)	29,92 (26,18)	22,51 (19,04)	27,47 (20,97)
DTEswing	11,58 (7,74)	13,58 (14,06)	16,11 (19,93)	12,00 (11,33)	15,81 (18,16)	11,66 (11,47)	15,05 (10,98)	14,54 (18,68)	13,09 (17,35)	10,08 (11,89)	15,64 (15,59)
DTEsingle_support	-5,59 (3,12)	-3,69 (2,74)	-5,35 (3,18)	-4,59 (3,16)	-4,70 (3,09)	-4,59 (3,46)	-4,59 (2,61)	-4,30 (2,89)	-5,11 (3,87)	-4,63 (2,91)	-4,64 (3,24)
DTEdouble_support	45,27 (40,92)	28,88 (25,44)	25,26 (14,40)	35,91 (35,39)	28,40 (17,45)	46,13 (46,88)	34,72 (24,49)	25,66 (14,06)	25,26 (11,14)	26,68 (18,16)	36,18 (33,78)
DTEcadence	-14,40 (7,14)	-14,03 (9,80)	-15,93 (9,20)	-14,00 (8,59)	-15,41 (9,73)	-13,68 (9,59)	-15,28 (8,03)	-14,31 (7,36)	-15,16 (11,70)	-13,16 (8,65)	-15,42 (9,37)
DTEstep_time_var	32,86 (123,90)	43,31 (145,72)	176,39 (255,28)	46,22 (142,08)	108,31 (220,80)	28,94 (65,36)	33,93 (120,67)	66,27 (127,54)	161,91 (327,56)	74,46 (190,27)	71,48 (177,25)
DTEspeed_var	27,87 (77,02)	30,79 (97,65)	74,24 (114,88)	21,53 (75,13)	66,20 (118,38)	32,08 (75,84)	24,33 (90,77)	47,14 (95,26)	57,53 (129,58)	48,09 (114,52)	36,13 (86,23)