UNIVERSITÉ D'ORLÉANS

ÉCOLE DOCTORALE SANTE, SCIENCES BIOLOGIQUES ET CHIMIE DU VIVANT

Laboratoire Complexité, Innovation et Activités Motrices et Sportives (CIAMS)

THÈSE présentée par :

Tiphaine GRAIN

soutenue le : **25 novembre 2024**

pour obtenir le grade de : **Docteur de l'Université d'Orléans**

Discipline/ Spécialité : Sciences de la rééducation et de la réadaptation.

Quand le cerveau fait le pas : effets de l'orientation de l'attention sur les paramètres de marche et l'activation du cortex préfrontal.

THÈSE dirigée par :

M. PRIEUR Fabrice	**PU, Université d'Orléans.**

RAPPORTEURS :

M. DELVAL Arnaud	**PU-PH, Université de Lille, CHU de Lille.**
M. DUPUY Olivier	**MCU-HDR, Université de Poitiers.**

PRESIDENT :

M. PERROCHON Anaick	**PU, Université de Limoges.**

JURY :

Mme IBARGÜEN-VARGAS Yadira	**MCU, Université d'Orléans.**
Mme TALLET Jessica	**MCU-HDR, Université de Toulouse.**

Quand le cerveau fait le pas : effets de l'orientation de l'attention sur les paramètres de marche et l'activation du cortex préfrontal.

Résumé :

Les malades de Parkinson (MP) présentent des troubles de la marche, des fonctions exécutives et de l'attention. Le cortex préfrontal (CPF) intervient dans le contrôle de la marche et la coordination des ressources attentionnelles. Notre objectif consistait à analyser, chez des jeunes adultes et des personnes âgées en bonne santé ainsi que chez des MP, les effets de l'orientation de l'attention sur les paramètres de marche, l'activation du CPF et la charge mentale perçue. Les participants ont réalisé 4 tâches de marche à vitesse normale avec focalisation de l'attention : attention interne (sur le mouvement de leurs pieds), externe (lignes sur le sol), divisée (série de soustractions) ou sans consigne d'attention. Nous avons évalué les paramètres de marche grâce à des semelles connectées, l'activation du CPF par la technique de spectroscopie fonctionnelle dans le proche infrarouge (fNIRS), la charge mentale perçue à partir du test NASA-TLX. Nos résultats ont montré que l'attention divisée et l'attention interne entraînaient une dégradation des paramètres de marche chez les trois populations et une activation du CPF chez les personnes âgées saines et les MP. L'attention externe ne modifiait pas les paramètres de marche et n'activait pas le CPF chez les jeunes et les personnes âgées alors qu'elle améliorait les paramètres de marche sans activer le CPF chez les MP. L'attention divisée fait appel à plus de ressources attentionnelles entraînant la mise en place d'un mécanisme compensatoire avec activation du CPF et détérioration de la marche. L'attention interne perturbe l'automaticité des mouvements et dégrade les performances en augmentant la charge cognitive. Au contraire l'attention externe permet un mouvement plus automatisé et elle est utilisée en rééducation chez les MP. Les facteurs attentionnels et la possibilité offerte par la fNIRS d'évaluer les effets de la rééducation sur la neuroplasticité sont à considérer dans le cadre de stratégies pour améliorer la mobilité et réduire le risque de chute.

Mots clés : Attention, Marche, fNIRS, Parkinson

When the brain takes the step: effects of attentional orientation on gait parameters and activation of the prefrontal cortex.

Summary :

Parkinson's disease patients (PD) suffer from gait, executive function and attention disorders. The prefrontal cortex (PFC) is involved in gait control and the coordination of attentional resources. Our aim was to analyze, in young adults and healthy elderly people, as well as in PDs, the effects of attention orientation on gait parameters, activation of the PFC and perceived mental load. Participants performed 4 normal-speed walking tasks with attentional focus: internal attention (on the movement of their feet), external (lines on the ground), divided (series of subtractions) or without attentional instruction. We assessed gait parameters using connected insoles, CPF activation using functional near-infrared spectroscopy (fNIRS), and perceived mental load using the NASA-TLX test. Our results showed that divided attention and internal attention led to a worsening of gait parameters in all three populations, and activation of the FPC in the elderly and PD. External attention did not alter gait parameters and did not activate the FPC in young and elderly people, whereas it improved gait parameters without activating the FPC in PD. Divided attention recruits more attentional resources, resulting in a compensatory mechanism with activation of the CPF and deterioration of gait. Internal attention disturbs the automaticity of movement and degrades performance by increasing cognitive load. External attention, on the other hand, enables more automatic movement. It is used in rehabilitation for PD. Attentional factors and the possibility offered by fNIRS of assessing the effects of rehabilitation on neuroplasticity should be considered as part of strategies to improve mobility and reduce the risk of falls.

Keywords : Attention, Gait, fNIRS, Parkinson

CIAMS
Département STAPS
2 ALLEE DU CHÂTEAU
45 100 ORLEANS

Remerciements

Depuis le début de mon inscription en doctorat, j'ai comparé ce travail de thèse à un escalier ; au départ on ne perçoit pas la fin et on ne sait pas si on réussira à atteindre le sommet. Mais tout au long de l'ascension j'ai été accompagnée, certaines personnes ont été présentes pendant tout le chemin et d'autres sont venues pour franchir quelques marches avec moi. Ces remerciements vous sont adressés à tous, vous qui m'avez soutenue et encouragée durant ces quatre années.

Mes remerciements vont avant tout à Fabrice Prieur mon directeur de thèse pour sa disponibilité, sa bienveillance, ses conseils avisés et ses enseignements. J'ai beaucoup appris à ses côtés.

Merci aussi à toute l'équipe du CIAMS et de SAPRéM, avec une pensée particulière pour Yadira Ibargüen-Vargas. Merci pour ton soutien, tes conseils et tes encouragements.

Je tiens aussi à remercier tous les membres de l'équipe de recherche du service de neurologie : Dr Canan Ozsancak, Dr Pascal Auzou et Julien Bonnal pour leur expertise durant ces quatre années, et tous ceux qui m'ont aidée plus épisodiquement : Nicolas Perret, Fanny Monnet et Brieuc Leger.

Ce travail n'aurait pas été possible non plus sans le soutien de mes collègues du quotidien à l'Institut de formation en psychomotricité d'Orléans : Véronique, Julie, Stéphanie, Fernando et Sonia. Vos encouragements ont été précieux.

Je remercie également Richard Bouceffa qui m'a permis de franchir la première marche, si importante.

Merci également à tous les étudiants qui ont pris part aux expérimentations : Charles Germain, Mattéo Vivier, Dorian Richard et Clémence Lalliot.

Mes remerciements vont également à toutes les personnes, jeunes, moins jeunes et patients qui ont accepté de participer à cette étude, je leur adresse toute ma gratitude.

Merci également à vous, membres du jury, lecteurs, pour le temps que vous consacrerez à ce travail.

Enfin, je serai toujours reconnaissante à ma famille et à mes amis pour ces quatre dernières années. Merci à mon mari d'avoir accepté de sacrifier du temps commun mais également pour son aide en informatique et la garde des enfants. Merci à vous mes petits loups pour l'amour et la force que vous me donnez au quotidien. J'ai également une pensée particulière pour ma mère, merci pour son implication et son soutien indéfectible durant ces quatre années.

Cette ascension touche à sa fin, je suis heureuse d'avoir pu travailler avec vous tous et fière du chemin parcouru à vos côtés.

Table des matières

Remerciements 3
Table des matières 5
Index des figures 11
Index des tableaux 12
Liste des abréviations 14
Introduction 16
Partie I : Contexte scientifique 19
1. Attention, marche et charge cognitive 19
1.1 Attention 19
1.1.1 Définition 19
1.1.2 Différents focus attentionnels 19
1.1.2.1 Attention focalisée 19
1.1.2.2 Attention divisée ou partagée 20
1.2 Marche 22
1.2.1 Définition 22
1.2.2 Cycle et paramètres de marche 22
1.2.2.1 Cycle de marche 22
1.2.2.2 Définition des paramètres de marche (kharb et al., 2011) 22
1.2.2.3 Evaluation des paramètres de marche 23
1.3 Effets de l'attention sur la marche 24
1.3.1 Focus interne et externe et marche 24
1.3.2 Attention divisée et marche 25
1.4 Charge cognitive 26
1.4.1 Définitions 26
1.4.2 Evaluation de la charge cognitive. 27
1.4.2.1 Mesure physiologique par spectroscopie fonctionnelle dans le proche infrarouge (fNIRS) 28
1.4.2.2 Mesure subjective 29
2. Neurophysiologie de l'attention et de la marche 31
2.1 Aspects neurophysiologiques de l'attention 31
2.1.1 Fonctions de l'attention 31
2.1.2 Réseaux anatomiques 32
2.2 Aspects neurophysiologiques de la marche 33
2.2.1 Les structures de contrôle supra-segmentaires 33

2.2.2 Les générateurs centraux de patron 34
2.2.3 Informations afférentes et équilibre postural 35
2.3 Cortex préfrontal 36
2.3.1 Fonctions cognitives et CPF 36
2.3.1.1 Fonctions exécutives 37
2.3.1.2 Fonctions exécutives et CPF 37
2.3.2 Attention et CPF 38
2.3.3 Marche simple, marche en DT et CPF 38
2.3.3.1 Marche simple 38
2.3.3.2 Marche en double tâche 39
2.3.4 Particularités du cortex préfrontal dorsolatéral 40
3. Vieillissement physiologique et pathologique 41
3.1 Vieillissement physiologique 42
3.1.1 Vieillissement cérébral physiologique 42
3.1.2 Vieillissement cognitif 43
3.1.2.1 Processus cognitifs et vieillissement normal 44
3.1.2.2 Fonctions cognitives et vieillissement normal 45
3.1.2.3 Mécanismes de compensation cognitive chez les personnes âgées 47
3.1.3 Vieillissement et marche 52
3.1.3.1 Déclin des fonctions neuromusculaires et de l'équilibre 52
3.1.3.2 Dégradation des paramètres de marche 52
3.1.3.3 Situation de DT 53
3.1.3.4 Activation du CPF 54
3.2 Vieillissement pathologique : maladie de Parkinson 56
3.2.1 Généralités 56
3.2.1.1 Définition 56
3.2.1.2 Symptômes 56
3.2.1.3 Evolution 58
3.2.2 Aspects neuropathologiques et neurophysiologiques 59
3.2.2.1 Les corps de Lewy 59
3.2.2.2 Les ganglions de la base (gb) 59
3.2.3 Troubles cognitifs 64
3.2.3.1 Atteinte de l'attention et des fonctions exécutives 64
3.2.3.2 Physiopathologie des troubles cognitifs 65
3.2.4 Marche 65
3.2.5 Activation du CPF 68

3.2.6 Traitements 69
3.2.6.1 Traitements pharmacologiques 69
3.2.6.2 Traitement chirurgical 70
3.2.6.3 Rééducation fonctionnelle 71
Partie II : Expérimentation 74
1. Problématique et objectifs du travail expérimental 74
2. Méthodologie générale 75
2.1 Population 75
2.2 Situations attentionnelles et parcours 76
2.3 Matériel et mesures des critères d'évaluation 77
2.3.1 Mesures des paramètres de marche 78
2.3.2 Evaluation des variations hémodynamiques : fNIRS 78
2.3.2.1 Système fNIRS 78
2.3.2.2 Analyse du signal 79
2.3.3 La charge mentale 81
2.4 Déroulement de l'étude 82
2.5 Analyse statistique 84
3. Etude 1 : La personne jeune saine 84
3.1 Matériel et méthode 84
3.1.1 Critères de la population 84
3.1.2 Méthode 85
3.2 Résultats 86
3.2.1 Tâche arithmétique 86
3.2.2 Paramètres de marche 87
3.2.3 Variations hémodynamiques du cortex préfrontal dorsolatéral 92
3.2.4 Perception de la charge mentale 94
3.2.5 Synthèse des résultats 96
3.3 Discussion 97
3.3.1 La spécialisation hémisphérique 97
3.3.2 Habituation à la tâche 98
3.3.3 Effets de l'orientation de l'attention 98
3.3.3.1 L'attention divisée 98
3.3.3.2 L'attention externe 101
3.3.3.3 L'attention interne 101
4. Etude 2 : La personne âgée saine et le patient atteint de la maladie de Parkinson 102
4.1 Matériel et méthode 102

4.1.1 Population 102
4.1.2 Méthode 104
4.2 Résultats pour la tâche arithmétique 105
4.2.1 Personne âgée saines 105
4.2.2 Patients MP 106
4.3 Paramètres de marche 107
4.3.1 Résultats globaux 107
4.3.1.1 Personne âgées saines 107
4.3.1.2 Patients MP 108
4.3.2 Vitesse 109
4.3.2.1 Personnes âgées saines 109
4.3.2.2 Patients MP 110
4.3.2.3 Comparaison des deux populations 111
4.3.3 Longueur de la foulée 112
4.3.3.1 Personnes âgées saines 112
4.3.3.2 Patients MP 113
4.3.3.3 Comparaison des deux populations 114
4.3.4 Cadence 114
4.3.4.1 Personnes âgées saines 114
4.3.4.2 Patients MP 115
4.3.4.3 Comparaison des deux populations 116
4.3.5 Temps de double appui 117
4.3.5.1 Personnes agées saines 117
4.3.5.2 Patients MP 118
4.3.5.3 Comparaison des deux populations 119
4.3.6 Synthèse des résultats 119
4.4 Variations hémodynamiques du cortex préfrontal dorsolatéral 121
4.4.1 Personnes âgées saines 121
4.4.2 Patients MP. 123
4.4.3 Comparaison des deux populations 125
4.4.4 Synthèse des résultats 127
4.5 Perception de la charge mentale 128
4.5.1 Personnes âgées saines 128
4.5.2 Patients MP 130
4.5.3 Comparaison des deux populations 131
4.6 Synthèse générale des résultats chez les personnes âgées saines et les patients MP. 133

4.7 Discussion 133
4.7.1 Habituation à la tâche 133
4.7.2 La spécialisation hémisphérique 135
4.7.3 Effets de l'orientation de l'attention 135
4.7.3.1 Chez les personnes agées saines 135
4.7.3.2 Chez les malades de Parkinson 138
4.7.3.3 Comparaison des deux populations 140
5. Etude 3 : Etude préliminaire 143
5.1 Objectifs 143
5.2 Matériel et méthode 143
5.2.1 Population 143
5.2.2 Méthodes 143
5.3 Résultats 145
5.3.1 Tâche arithmétique 145
5.3.2 Paramètres de marche 145
5.3.3 Variations hémodynamiques du cortex préfrontal dorsolatéral 146
5.3.4 Perception de la charge mentale 147
5.3.5 Synthèse des résultats 149
5.4 Discussion 149
5.4.1 L'attention externe visuelle et auditive 149
5.4.2 L'attention interne et l'attention auditive 150
5.4.3 L'attention divisée et l'attention auditive 151
Partie III : Discussion générale 152
1. Synthèse 152
1.1 Effets de l'orientation de l'attention 153
1.1.1 L'attention divisée 153
1.1.2 L'attention externe 154
1.1.3 L'attention interne 154
1.2 Latéralisation hémisphérique et mécanismes compensatoires 155
1.3 Habituation à la tâche 156
2. Les limites de l'étude 156
2.1 Analyse critique des biais méthodologiques 157
2.1.1 Population 157
2.1.2 Méthode 157
2.2 L'évaluation des variations hémodynamiques 159
2.2.1 La méthodologie fNIRS 159

2.2.2 Le positionnement des optodes 160
2.2.3 Le traitement du signal 160
3. Perspective thérapeutique 161
3.1 Rééducation et attention externe 162
3. 2 Rééducation et attention interne 162
3. 3 Autres approches rééducatives 163
Conclusion générale 165
Bibliographie 167
Table des annexes 201

Index des figures

FIGURE 1: SCHEMA DU COUPLAGE NEUROVASCULAIRE ET DE LA REPONSE HEMODYNAMIQUE MESUREE PAR NIRS LORS D'UNE CONTRACTION MUSCULAIRE SOUTENUE. (PERREY S., 2008) 29
FIGURE 2: ECHELLE NASA TLX. (HART ET STAVELAND 1988) 30
FIGURE 3 : NEUROANATOMIE FONCTIONNELLE DU CONTROLE DE LA POSTURE ET DE LA MARCHE. (TAKAKUSAKI, 2017) 34
FIGURE 4: VARIATIONS DES NIVEAUX D'HBO2 DURANT LA REALISATION DE LA TACHE. 40
FIGURE 5 : EFFETS DU VIEILLISSEMENT SUR L'AUTOMATICITE DE LA MARCHE, L'ACTIVITE DU CPF, LES FONCTIONS EXECUTIVES ET LA PERFORMANCE DE MARCHE. (NOBREGA-SOUSA ET AL., 2020) 55
FIGURE 6 : SCHEMA DES VOIES DIRECTE ET INDIRECTE DES GANGLIONS DE LA BASE. 61
FIGURE 7 : SCHEMA DES CONNECTIONS DE REGULATION ENTRE LES STRUCTURES NEURONALES DES GANGLIONS DE LA BASE. 62
FIGURE 8 : SCHEMA DE L'ORGANISATION ANATOMO-FONCTIONNELLE DES GANGLIONS DE LA BASE DANS LA MALADIE DE PARKINSON. 63
FIGURES 9 : PASSERELLE SUR LAQUELLE ONT ETE MATERIALISES LES 2 PARCOURS. (A : PARCOURS 1 POUR MS, MI ET MD) (B : PARCOURS 2 AVEC 2 LIGNES PARALLELES POUR ME) 77
FIGURE 10 : SCHEMA DES DEUX PARCOURS. 77
FIGURE 11 : SEMELLES CONNECTEES FEETME® MONITOR. 78
FIGURE 12 : SYSTEME OCTAMON+ (SOCIETE ARTINIS) 78
FIGURE 13: REPRESENTATION DES DIFFERENTS CANAUX DE L'ETUDE 1. 79
FIGURE 14 : REPRESENTATION DES DIFFERENTS CANAUX DES ETUDES 2 ET 3. 79
FIGURE 15 : EVALUATION DE LA CHARGE MENTALE A PARTIR DES DEUX SOUS-ECHELLES : EXIGENCE MENTALE ET EXIGENCE PHYSIQUE DU NASA-TLX. 82
FIGURE 16 : SCHEMA DU DEROULE D'UNE TACHE. 85
FIGURE 17 : SCHEMA DU DEROULE DES 4 TACHES. 85
FIGURE 18 : SCHEMA DES PARCOURS DE MARCHE POUR LES JEUNES ADULTES 86
FIGURE 19 : VARIATION DE CONCENTRATION EN OXYHEMOGLOBINE (ΔHbO_2) DANS LE CPFDL DROIT ET GAUCHE 94
FIGURE 20: SCORE DE L'EXIGENCE MENTALE POUR CHACUNE DES TACHES CHEZ LES JEUNES ADULTES. 95
FIGURE 21 : SCORE DE L'EXIGENCE PHYSIQUE POUR CHACUNE DES TACHES CHEZ LES JEUNES ADULTES. 95
FIGURE 22 : SCHEMA DU DEROULE D'UNE TACHE POUR LES GROUPES PA ET MP. 104
FIGURE 23 : SCHEMA DES PARCOURS DE MARCHE POUR LES PERSONNES AGEES SAINES ET LES PATIENTS MP. 105
FIGURE 24 : COMPARAISON DES VITESSES DE MARCHE ENTRE PERSONNES AGEES SAINES ET LES LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP POUR LES QUATRE CONDITIONS DE MARCHE. 112
FIGURE 25: COMPARAISON DE LA LONGUEUR DE LA FOULEE ENTRE PRESONNES AGEES SAINES ET LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP POUR LES QUATRE CONDITIONS DE MARCHE. 114
FIGURE 26 : COMPARAISON DE LA CADENCE ENTRE LES PERSONNES AGEES SAINES ET LES LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP POUR LES QUATRE CONDITIONS DE MARCHE. 117
FIGURE 27: COMPARAISON DU TEMPS DE DOUBLE APPUI ENTRE LES PERSONNES AGEES SAINES ET LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP POUR LES QUATRE CONDITIONS DE MARCHE. 119
FIGURE 28 : VARIATION DE CONCENTRATION EN OXYHEMOGLOBINE (ΔHbO_2) DANS LE CPFDL DROIT EN FONCTION DES CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES. 122
FIGURE 29 : VARIATION DE CONCENTRATION EN OXYHEMOGLOBINE (ΔHbO_2) DANS LE CPFDL GAUCHE EN FONCTION DES CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES. 122
FIGURE 30 : VARIATION DE CONCENTRATION EN OXYHEMOGLOBINE (ΔHbO_2) DANS LE CPFDL DROIT EN FONCTION DES CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP. 124
FIGURE 31 : VARIATION DE CONCENTRATION EN OXYHEMOGLOBINE (ΔHbO_2) DANS LE CPFDL GAUCHE EN FONCTION DES CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP. 124
FIGURE 32 : COMPARAISON DES VARIATIONS DE CONCENTRATION EN OXYHEMOGLOBINE (ΔHbO_2) DANS LE CPFDL GAUCHE DANS LES DIFFERENTES TACHES CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES ET LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP. 125
FIGURE 33 : COMPARAISON DES VARIATIONS DE CONCENTRATION EN DEOXYHEMOGLOBINE (ΔHHb) DANS LE CPFDL GAUCHE DANS LES DIFFERENTES TACHES CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES ET LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP. 125
FIGURE 34 : COMPARAISON DES VARIATIONS DE CONCENTRATION EN OXYHEMOGLOBINE (ΔHbO_2) DANS LE CPFDL DROIT DANS LES DIFFERENTES TACHES CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES ET LES LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP. 126
FIGURE 35 : COMPARAISON DES VARIATIONS DE CONCENTRATION EN DEOXYHEMOGLOBINE (ΔHHb) DANS LE CPFDL DROIT DANS LES DIFFERENTES TACHES CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES ET LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP. 127

FIGURE 36 : SCORE DE L'EXIGENCE MENTALE POUR CHACUNE DES TACHES CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES. 129
FIGURE 37 : SCORE DE L'EXIGENCE PHYSIQUE POUR CHACUNE DES TACHES CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES. 129
FIGURE 38 : SCORE DE L'EXIGENCE MENTALE POUR CHACUNE DES TACHES CHEZ LES PATIENTS MP. 130
FIGURE 39 : SCORE DE L'EXIGENCE PHYSIQUE POUR CHACUNE DES TACHES CHEZ LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP. 131
FIGURE 40 : COMPARAISON DES SCORES DE L'EXIGENCE MENTALE ENTRE LES PERSONNES AGEES SAINES ET LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP EN FONCTION DE LA TACHE. 132
FIGURE 41 : COMPARAISON DES SCORES DE L'EXIGENCE PHYSIQUE ENTRE LES PERSONNES AGEES SAINES ET LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP EN FONCTION DE LA TACHE. 132
FIGURE 42 : SCHEMA DU DEROULE DES CINQ TACHES INCLUANT LA MARCHE AVEC STIMULUS AUDITIF. 144
FIGURE 43 : SCORE DE LA PERCEPTION DE L'EXIGENCE MENTALE POUR CHACUNE DES CINQ TACHES. 148
FIGURE 44 : SCORE DE LA PERCEPTION DE L'EXIGENCE PHYSIQUE POUR CHACUNE DES CONQ TACHES. 148

Index des tableaux

TABLEAU 1 : DIFFERENTES SITUATIONS DE DOUBLE TACHE AVEC LEUR NIVEAU DE COMPLEXITE ET DE NOUVEAUTE. (MCISAAC ET AL., 2015) 21
TABLEAU 2 : NOMBRE TOTAL DE REPONSES ET NOMBRE DE REPONSES CORRECTES POUR CHAQUE ESSAI DE LA MARCHE AVEC ATTENTION DIVISEE CHEZ LES JEUNES ADULTES 87
TABLEAU 3 : PARAMETRES DE MARCHE ET RESULTATS STATISTIQUES POUR LES QUATRE CONDITIONS DE MARCHE 88
TABLEAU 4: VITESSE DE MARCHE POUR LES CINQ ESSAIS DE CHACUNE DES QUATRE CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES JEUNES ADULTES. 89
TABLEAU 5 : LONGUEUR DE LA FOULEE POUR LES CINQ ESSAIS DE CHACUNE DES QUATRE CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES JEUNES ADULTES. 90
TABLEAU 6 : CADENCE POUR LES CINQ ESSAIS DE CHACUNE DES QUATRE CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES JEUNES ADULTES 91
TABLEAU 7 : COEFFICIENT DE VARIATION DU TEMPS DE DOUBLE APPUI POUR CHACUNE DES QUATRE CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES JEUNES ADULTES 91
TABLEAU 8 : VARIATIONS DE LA CONCENTRATION EN OXYHEMOGLOBINE (Δ HBO$_2$) ET DESOXYHEMOGLOBINE (Δ HHB) (μMOL/L) AU NIVEAU DU CPFDL DROIT ET GAUCHE POUR CHACUNE DES TACHES CHEZ LES JEUNES ADULTES. 93
TABLEAU 9 : PERCEPTION DE L'EXIGENCE MENTALE ET DE L'EXIGENCE PHYSIQUE (NASA-TLX) POUR CHACUNE DES TACHES CHEZ LES JEUNES ADULTES 94
TABLEAU 10: COMPARAISON DE LA DEGRADATION DES PERFORMANCES DE MARCHE, EN CONDITION DE DT PAR RAPPORT A LA MARCHE SIMPLE, ENTRE NOTRE ETUDE ET DES ETUDES UTILISANT LES MEMES CONDITIONS DE DT. 99
TABLEAU 11: NOMBRE TOTAL DE REPONSES ET NOMBRE DE REPONSES CORRECTES POUR CHAQUE ESSAI DE LA MARCHE AVEC ATTENTION DIVISEE CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES. 105
TABLEAU 12 : NOMBRE TOTAL DE REPONSES ET NOMBRE DE REPONSES CORRECTES POUR CHAQUE ESSAI DE LA MARCHE AVEC ATTENTION DIVISEE CHEZ LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP. 106
TABLEAU 13 : PARAMETRES DE MARCHE ET RESULTATS STATISTIQUES POUR LES QUATRE CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES. 107
TABLEAU 14 : PARAMETRES DE MARCHE ET RESULTATS STATISTIQUES POUR LES QUATRE CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP. 108
TABLEAU 15 : VITESSE DE MARCHE POUR LES QUATRE ESSAIS DE CHACUNE DES CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES 110
TABLEAU 16 : VITESSE DE MARCHE POUR LES QUATRE ESSAIS DE CHACUNE DES CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP. 111
TABLEAU 17 : LONGUEUR DE LA FOULEE POUR LES QUATRE ESSAIS DE CHACUNE DES CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES. 112
TABLEAU 18 : LONGUEUR DE LA FOULEE POUR LES QUATRE ESSAIS DE CHACUNE DES CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP. 113
TABLEAU 19 : CADENCE POUR LES QUATRE ESSAIS DE CHACUNE DES CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES. 115
TABLEAU 20 : CADENCE POUR LES QUATRE ESSAIS DE CHACUNE DES CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP. 116

TABLEAU 21: TEMPS DE DOUBLE APPUI POUR LES QUATRE ESSAIS DE CHACUNE DES CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES. 118
TABLEAU 22 : TEMPS DE DOUBLE APPUI POUR LES QUATRE ESSAIS DE CHACUNE DES CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP. 118
TABLEAU 23 : VARIATIONS DE LA CONCENTRATION EN OXYHEMOGLOBINE (ΔHbO_2) ET DEOXYHEMOGLOBINE (ΔHHb) (µMOL/L) AU NIVEAU DES CPFDL DROIT ET GAUCHE POUR CHACUNE DES TACHES CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES. 121
TABLEAU 24 : VARIATIONS D'HEMOGLOBINE (µMOL/L) EN FONCTION DU TYPE DE TACHE CHEZ LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP. 123
TABLEAU 25 : PERCEPTION DE L'EXIGENCE MENTALE ET DE L'EXIGENCE PHYSIQUE (NASA-TLX) POUR CHACUNE DES TACHES CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES. 128
TABLEAU 26 : PERCEPTION DE L'EXIGENCE MENTALE ET DE L'EXIGENCE PHYSIQUE (NASA-TLX) POUR CHACUNE DES TACHES CHEZ LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP. 130
TABLEAU 27 : NOMBRE TOTAL DE REPONSES ET NOMBRE DE REPONSES CORRECTES POUR CHAQUE ESSAI DE LA MARCHE AVEC ATTENTION DIVISEE. 145
TABLEAU 28: PARAMETRES DE MARCHE ET RESULTATS STATISTIQUES POUR LES CINQ CONDITIONS DE MARCHE. 146
TABLEAU 29: VARIATIONS DE LA CONCENTRATION EN OXYHEMOGLOBINE (ΔHbO_2) ET DESOXYHEMOGLOBINE (ΔHHb) (µMOL/L) AU NIVEAU DU CPFDL DROIT ET GAUCHE POUR CHACUNE DES CINQ TACHES. 147
TABLEAU 30 : PERCEPTION DE L'EXIGENCE MENTALE ET DE L'EXIGENCE PHYSIQUE (NASA-TLX) 147

Liste des abréviations

ACP	Analyse de composantes principales
CPF	Cortex préfrontal
CPFdl	Cortex préfrontal dorsolatéral
CRUNCH	Compensation Utilization Of Neural Circuits Hypothesis
DPF	Differential Path length Factor
DT	Double tâche
fNIRS	Spectroscopie fonctionnelle dans le proche infrarouge
GB	Ganglions de la base
GDS	Echelle Gériatrique de Dépression
GPe	Globus pallidus externe
GPI	Globus pallidus interne
HAROLD	Hemispheric Asymetry Reduction in Older Adult
HbO_2	Oxyhémoglobine
HHb	Désoxyhémoglobine
IRMf	Imagerie fonctionnelle par résonnance magnétique
LSVT BIG	Lee Silverman Voice Treatment adapté à la réhabilitation motrice
MA	Marche avec attention externe auditive
MD	Marche avec attention divisée
ME	Marche avec attention externe visuelle
MI	Marche avec attention interne
MoCA	Montreal Cognitive Assessment
MP	Maladie de Parkinson / Patients atteints de la maladie de Parkinson
MS	Personnes âgées saines
PA	Marche simple
PASA	Post Anterior Schift in Aging
PWR	Parkinson Wellness Recory
SAR	Stimulation auditive rythmique
SNc	Substance noire pars compacta
SNr	Substance noire pars reticulata

STAC	Scaffolding Theory of Aging and Cognition
STN/SNT	Noyau subthalamique
UKPDSBB	UK Parkinson's Disease Brain Bank
UPDRS	Unifed Parkinson’s Disease Rating Scale

Introduction

Dans la vie quotidienne, lorsque nous marchons, il est courant que nous réalisions en parallèle une autre activité. Elle peut être cognitive, comme discuter, chanter, réfléchir… ou motrice comme porter un objet, éviter des obstacles ... Ces situations d'attention divisée font référence à la capacité d'effectuer plusieurs tâches en même temps et jouent un rôle important dans les déplacements quotidiens (Yogev-Seligmann et al., 2008). Dans ce contexte, l'attention se porte généralement sur cette seconde tâche, la marche étant un processus plus automatique.

Il existe des circonstances qui détournent l'attention de la marche (traverser une rue, regarder l'origine d'un bruit…) et des situations qui requièrent une plus grande concentration sur la marche (avancer sur un terrain accidenté, se déplacer sur un sol glissant…). Dans ce contexte, la personne peut choisir d'orienter son attention en interne ou en externe. La focalisation interne dirige l'attention de l'exécutant sur le mouvement de son propre corps, et la focalisation externe sur l'effet du mouvement sur l'environnement ou l'objectif final (Wulf & Prinz, 2001).

La focalisation de l'attention est un processus qui permet d'amener à la conscience de l'individu les éléments sur lesquels elle se porte. La personne concentre alors ses ressources cognitives sur une source spécifique d'information tout en inhibant d'autres distractions potentielles, facilitant ainsi le traitement sélectif des informations pertinentes pour la tâche en cours (Posner & Petersen, 1990). De nombreuses études ont démontré que l'attention peut influencer la performance motrice : la focalisation externe conduit à une performance motrice plus efficace que la focalisation interne (van Abswoude et al. 2018 ; Wulf, 2013 ; Chiviacowsky et al., 2010 ; Wulf & Prinz, 2001 ; Wulf et al, 2001a) et se traduit par une exécution plus fluide et plus régulière des mouvements, c'est-à-dire des mouvements plus automatisés (Kal et al., 2013). Au contraire, la focalisation interne induit un contrôle plus conscient qui interfère avec les processus de contrôle automatique (de Melker Worms et al., 2017 ; Wulf, 2013).

Le processus de sénescence entraine des modifications structurelles et fonctionnelles au niveau encéphalique. Les conséquences du vieillissement sont l'altération des capacités cognitives et motrices qui aura des conséquences sur la marche des individus et augmentera leur risque de chuter. Afin de s'assurer dans leurs déplacements, les personnes âgées (PA) auront tendance à se concentrer davantage sur leurs mouvements de marche. Elles devront donc mobiliser plus de ressources attentionnelles ce qui se manifeste par une marche plus lente, une réduction de la longueur des pas, et une vigilance accrue face aux obstacles ou changements de terrain (Yogev-Seligmann et al., 2008).

La maladie de Parkinson (MP), qui se caractérise par une akinésie, un tremblement de repos et une hypertonie plastique en lien avec le dysfonctionnement des ganglions de la base (GB), induit des troubles dans les processus moteurs automatico-volontaires. La situation la plus souvent rencontrée par les patients est le phénomène de « freezing » : la personne souhaite marcher mais ses pieds restent collés au sol. Dans cette situation, la mise en place de stratégies de focalisation de l'attention interne comme modifier ses appuis, ou de focalisation externe comme enjamber un obstacle a fait ses preuves en clinique (Nieuwboer, 2008). Il nous semble pertinent de voir comment les mécanismes attentionnels, qui induisent un mode plus volontaire ou à l'inverse un mode plus automatique de la marche, vont influencer les paramètres de marche des personnes atteintes de MP.

Pendant longtemps, la marche a été considérée comme un processus automatique impliquant un contrôle cognitif minimal. Cependant, lors d'une marche normale, le maintien d'une déambulation sûre nécessite l'intégration de contraintes posturales, d'équilibre et d'environnement. Le cortex cérébral joue un rôle de première importance dans la marche humaine (Miyai et al., 2001 ; Petersen et al., 1993), et le cortex préfrontal (CPF) un rôle crucial dans l'équilibre et la démarche (Stuart et al., 2018 ; Mihara et al., 2008).

Lorsque les processus automatiques ne suffisent plus à maintenir une déambulation sûre, les processus exécutifs interviennent et la charge cognitive augmente (Mirelman et al., 2018). Le cortex préfrontal dorsolatéral (CPFdl) est une région typiquement associée aux fonctions exécutives, et notamment à l'attention sélective (Curtis & D'Esposito, 2003) ; il est responsable des processus cognitifs d'ordre supérieur, tels que le déplacement de l'attention, la mémoire de travail et l'inhibition (Friedman & Robbins, 2022).

De nombreuses études ont analysé les effets de la focalisation externe, interne et divisée sur les paramètres de la marche. Plusieurs études fNIRS ont rapporté les effets de l'attention divisée sur l'activation du CPF, mais la littérature est peu abondante en ce qui concerne l'attention interne.

Notre thèse a pour objectif d'étudier comment l'orientation de l'attention influence la marche, et dans quelle mesure la charge cognitive varie selon les situations attentionnelles dans trois populations : de jeunes adultes sains, des PA saines et des MP. A cette fin, nous avons évalué et comparé les effets de quatre situations attentionnelles (dont l'attention interne) sur les paramètres de marche et sur la charge cognitive. Cette dernière a été estimée de manière objective en mesurant l'activation du CPFdl via le système de spectroscopie fonctionnelle dans le proche infrarouge (fNIRS) et de manière subjective en calculant la charge de travail perçue à l'aide d'une échelle d'exigence physique et mentale, la NASA-TLX.

Dans cette thèse, une première partie présentera le contexte scientifique en abordant les définitions de l'attention, de la marche et de la cognition dans un premier point, puis la description de leurs bases neurophysiologiques dans un deuxième temps. Un troisième point décrira comment les fonctions exécutives et attentionnelles se dégradent et quelles en sont les conséquences sur la marche, d'une part dans le cadre physiologique de la sénescence et d'autre part lors du vieillissement pathologique dans le cas d'une pathologie neurodégénérative, la MP. L'intérêt pour cette pathologie a été notamment conditionné par le fait qu'elle implique des troubles automatico-volontaires de la motricité, que nous savons influencés par l'orientation attentionnelle (Wulf, 2013).

La deuxième partie de ce manuscrit vise à présenter les études s'adressant à trois populations. La première réalisée auprès de jeunes adultes en bonne santé avait pour but d'observer l'influence de l'orientation de l'attention dans le cadre d'un processus physiologique typique afin de mieux comprendre l'influence de la focalisation attentionnelle sur la marche et la charge cognitive. La deuxième étude a permis d'analyser les mêmes critères dans deux groupes, les PA saines et les MP et de les comparer. La troisième étude portant sur seulement quelques personnes atteintes de MP consistait en un travail préliminaire s'intéressant plus particulièrement à l'attention externe auditive qui a été comparée aux quatre situations attentionnelles utilisées précédemment. Les différents résultats sont exposés et discutés au regard des données de la littérature existante.

La troisième partie est consacrée à une discussion générale se déclinant en une comparaison des trois populations dans un premier temps, puis en un exposé des limites de notre étude, et enfin un examen des applications cliniques.

Partie I : Contexte scientifique

1. Attention, marche et charge cognitive

1.1 Attention

1.1.1 Définition

L'attention a été définie par James comme « la prise de possession par l'esprit [...] d'un objet ou d'une suite de pensées parmi plusieurs... Elle implique le retrait de certains objets afin de traiter plus efficacement les autres » (James, 1890). L'attention est une fonction permettant à l'individu de diriger ses actions sur des objets spécifiques et de maintenir certaines informations ou certains objets à un haut niveau de traitement, dans la mémoire de travail, ou encore dans la conscience. Plusieurs dimensions font partie du modèle attentionnel : l'attention soutenue (capacité à maintenir un niveau d'attention adéquat et stable au cours d'une activité d'une certaine durée), l'attention sélective (focalisation des ressources attentionnelles sur un stimulus, en inhibant les stimuli distracteurs) et l'attention divisée ou partagée (partage des ressources entre plusieurs tâches à traiter simultanément) (Zomeren & Brouwer, 1994).

1.1.2 Différents focus attentionnels

Depuis la publication d'une première étude (Wulf et al 1998) décrivant des effets différents sur l'apprentissage selon la focalisation de l'attention, de nombreux travaux ont montré l'impact de cette focalisation sur l'efficacité et l'efficience de la performance motrice. Par ailleurs, les processus attentionnels peuvent être appréhendés grâce au paradigme de la double tâche (DT). En effet, l'attention inclut la notion d'attention divisée ou partagée, fonction permettant de distribuer efficacement les ressources de traitement entre deux tâches réalisées simultanément.

Pour étudier expérimentalement les effets des focus attentionnels, la focalisation de l'attention est très généralement manipulée par le biais d'instructions données aux sujets.

1.1.2.1 ATTENTION FOCALISEE

Comme définis par Wulf et al (1998), un focus interne est dirigé sur les mouvements propres du sujet, tandis qu'un focus externe est orienté sur les effets du mouvement sur l'environnement.

- L'attention interne

La concentration de l'attention sur une partie de son corps tout en effectuant un exercice spécifique est appelée focalisation ou focus interne. Elle se définit par les instructions données faisant référence à la coordination de ses propres mouvements.

- L'attention externe :

La concentration de l'attention sur l'environnement externe est appelée focalisation ou focus externe. Elle se définit par les instructions dirigeant l'attention, non sur les mouvements de son corps, mais sur l'environnement (Wulf et al 1998). L'attention externe peut être sollicitée dans différentes modalités sensorielles : auditives, visuelles. Dans ces cas, les tâches proposées aux sujets consistent à se concentrer sur des stimuli auditifs (métronome…), visuels (lignes tracées sur le sol…) situés dans leur environnement.

1.1.2.2 ATTENTION DIVISEE OU PARTAGEE

L'attention divisée correspond à la capacité d'effectuer plusieurs tâches en même temps et joue un rôle important dans la vie courante. La situation de DT consiste en la réalisation concomitante de deux tâches (l'une dite primaire et l'autre secondaire) pouvant être effectuées séparément, mesurées indépendamment et possédant des buts bien distincts et séparés (McIsaac et al., 2015 ; Abernethy, 1988). Elle combine deux tâches motrices entre elles ou bien une tâche motrice avec une tâche cognitive ; ces tâches diffèrent par leur niveau de complexité (Tableau 1) (McIsaac et al., 2015).

Concernant les tâches motrices, le niveau de complexité dépend par exemple de la vitesse d'exécution : réaliser la tâche le plus vite possible est plus complexe que réaliser la tâche à vitesse de confort. Il peut aussi être déterminé par le nombre de segments corporels impliqués dans cette tâche (mise en mouvement d'un bras, des bras et des jambes…), par l'environnement (présence d'obstacles…).

Les tâches cognitives les plus utilisées sont les tâches de fluence verbale et les tâches arithmétiques :

- Les tâches de fluence verbale correspondent à des tâches pour lesquelles la personne est invitée à générer, en un temps limité, des mots répondant à un critère particulier :

-mots appartenant à une catégorie (animaux, fruits…) : test de fluence verbale sémantique,

-mots commençant par une lettre spécifique : test de fluence verbale phonémique.

Elles requièrent une recherche spontanée d'informations provenant de la mémoire sémantique, mémoire à long terme concernant des connaissances apprises indépendamment du contexte spatio-temporel d'acquisition.

- Les tâches arithmétiques font appel à la mémoire de travail. Celle-ci est une forme de mémoire à court terme permettant de garder temporairement active une information pendant que celle-ci est traitée, manipulée. Ce sont généralement des tâches de décompte (par exemple une série de soustractions du chiffre 3 ou 7 à partir d'un nombre donné). La tâche n-back se rattache à cette

catégorie. Il s'agit d'une tâche de reconnaissance où la personne doit indiquer si un élément dans une liste présentée verbalement ou visuellement correspond à l'élément qui a été présenté n positions auparavant.

Type de tâche	**Nouveauté de la tâche** (1)	**Complexité de la tâche** (2)	
		faible	importante
Simple motrice	faible	Boire un verre d'eau	Marcher en portant un verre d'eau
	importante	Se propulser en fauteuil roulant	Marcher avec des béquilles
Simple cognitive	faible	Réciter l'alphabet	Réaliser des soustractions
	importante	Réciter l'alphabet avec alternance des lettres	Test PASAT*
Double motrice	faible	Boire un verre d'eau tout en écrivant avec l'autre main	Marcher en écrivant sur un téléphone portable
	importante	taper du pied le plus vite possible tout en dessinant une étoile à 6 branches	Faire du monocycle en jonglant
Double motrice et cognitive (3)	faible	Se tenir sur un pied en récitant l'alphabet	Franchir des obstacles en nommant les membres de sa famille
	importante	Se tenir sur un pied en réalisant une tâche de génération de mots	Franchir des obstacles en réalisant une série de soustractions de 7
Double motrice et cognitive (4)	faible	Pointer vers une cible le plus vite possible en comptant jusqu'à 100	Transférer des pièces de monnaie d'une poche à l'autre en réalisant une série de soustractions de 3
	importante	Utiliser un enfile-chaussette en nommant des habits que l'on peut trouver dans un placard	Jongler en réalisant une série de soustractions de 7

TABLEAU 1 : DIFFERENTES SITUATIONS DE DOUBLE TACHE AVEC LEUR NIVEAU DE COMPLEXITE ET DE NOUVEAUTE. (MCISAAC ET AL., 2015)

(1) Nouveauté : caractéristique se rapportant à l'expérience de l'individu avec la réalisation de la tâche.
(2) Complexité : caractéristique de la tâche qui se réfère au nombre de composants ainsi qu'aux exigences attentionnelles d'une tâche particulière.
(3) La nouveauté de la tâche cognitive change quand la complexité de la tâche motrice change.
(4) La nouveauté de la tâche motrice change quand la complexité de la tâche cognitive change.

*PASAT : des chiffres (1 à 9) sont présentés de manière aléatoire et le participant additionne à plusieurs reprises les deux chiffres récents.

Un lien a été fait entre d'une part la focalisation de l'attention, par exemple soit sur une tâche motrice soit sur la tâche cognitive, et d'autre part les performances correspondantes : de meilleurs résultats ont été observés pour la tâche sur laquelle se porte l'attention (Kelly et al 2010). En fait, il existe deux types de paradigmes de DT : soit le sujet doit prioriser une tâche, soit il doit réaliser chacune des deux tâches au mieux de ses capacités sans priorisation (Beauchet et Berrut 2006) ; en conséquence la consigne donnée revêt une importance primordiale.

1.2 Marche

1.2.1 Définition

La marche est le mode de locomotion naturel de l'Homme, lui permettant de combiner le maintien de l'équilibre debout et la propulsion. C'est une activité automatique nécessitant le maintien d'un équilibre dynamique ainsi qu'une organisation motrice hiérarchisée et synchronisée.

1.2.2 Cycle et paramètres de marche

1.2.2.1 CYCLE DE MARCHE

La marche est un mouvement cyclique où les doubles appuis et les appuis unipodaux se succèdent et se répètent. Le cycle débute lorsque le talon d'un pied entre en contact avec le sol et finit lorsque ce même talon touche à nouveau le sol. Il se caractérise par deux phases : la phase d'appui correspondant à la période où le pied est en contact avec le sol et représentant environ 60% du cycle et la phase oscillante où le pied n'est plus en contact avec le sol pour être déplacé vers l'avant et représentant les 40% restants du cycle (Kharb et al., 2011).

À partir du cycle, plusieurs paramètres spatio-temporels de marche peuvent être identifiés.

1.2.2.2 DEFINITION DES PARAMETRES DE MARCHE (KHARB ET AL., 2011)

Les paramètres recueillis sont spatiaux et temporels.

Les principaux paramètres spatiaux :

- longueur du pas (cm) : distance antéro-postérieure entre le talon d'un pied et le talon du pied opposé ; ainsi la longueur du pas gauche correspond à la distance séparant les deux talons lors du temps du double appui de réception gauche.

- longueur de la foulée (cm) : la foulée correspond à deux pas successifs ou à un cycle de marche, c'est-à-dire à la distance entre deux contacts au sol du même pied.
- largeur du pas (cm) : distance latérale entre l'axe de progression et la partie médiane du talon.

Principaux paramètres temporels :

- cadence : nombre de pas par minute.
- durée du pas (s) : temps écoulé entre le contact initial d'un pied et le contact initial du pied opposé
- durée de la foulée (s) : temps écoulé entre deux contacts initiaux du même pied de deux foulées consécutives.
- temps de simple appui ou appui unipodal : durée pendant laquelle un seul pied est en contact avec le sol ; c'est le temps écoulé entre le dernier contact avec le sol du pied opposé et le contact initial de ce même pied opposé lors du pas suivant. Le temps d'appui unipodal d'un côté correspond au temps oscillant controlatéral. Il peut être exprimé en secondes ou en pourcentage du cycle de marche.
- temps de double appui ou appui bipodal : durée pendant laquelle les deux pieds sont simultanément en contact avec le sol. Il est représenté par la somme des temps écoulés pendant deux périodes de double appui dans le cycle de la marche. Il peut être exprimé en secondes ou en pourcentage du cycle de marche.

Paramètre spatio-temporel :

-vitesse (m/s) : calculée en divisant la distance parcourue par le temps de marche.

1.2.2.3 EVALUATION DES PARAMETRES DE MARCHE

Différents systèmes ont été utilisés mais l'évaluation des paramètres spatio-temporels de la marche a connu un réel essor avec le développement de tapis électroniques. La littérature est riche en travaux mentionnant l'utilisation du tapis GAITRite®System dont la fiabilité et la validité ont été prouvées par plusieurs études qui l'ont statistiquement testé et/ou comparé à d'autres systèmes (Thorpe et al 2005, Menz et al 2004, Bilney et al 2003, McDonough et al 2001, Cutlip et al 2000). Ce dispositif offre de nombreux avantages mais présente un inconvénient : la limitation des mesures à la longueur du tapis. Un système plus récent d'analyse ambulatoire, pour lequel nous avons opté, permet de s'affranchir de cette limite : la semelle connectée FeetMe Monitor® (FeetMe, Paris, France), combinant des capteurs de pression, des centrales inertielles et une capacité de calcul embarquée pour une mesure en temps réel des paramètres de marche. Les paramètres mesurables sont nombreux : vitesse de marche, cadence, durée d'appui unipodal, durée de double appui, distance parcourue, longueur de la foulée, largeur du pas, nombre total de pas… La fiabilité et la validité du système FeetMe Monitor® ont été prouvées par comparaison au tapis GAITRite®System

pour différentes populations : des adultes sains (Jacobs et al., 2021), des patients atteints de sclérose en plaques, ou encore après un accident vasculaire cérébral (Farid et al., 2021). Ce système a aussi été utilisé chez des patients atteints de la MP (Farid et al., 2020).

1.3 Effets de l'attention sur la marche

Les performances motrices comme la marche peuvent être influencées, entre autres, par l'orientation ou focalisation de l'attention d'une part et par le partage de l'attention entre deux tâches d'autre part.

1.3.1 Focus interne et externe et marche

La focalisation interne de l'attention peut avoir un effet négatif sur la performance, une focalisation externe entrainant de meilleurs résultats (Van Abswoude et al., 2018 ; Wulf, 2013). Cet effet a été expliqué par "l'hypothèse de l'action contrainte" (Wulf et al., 2001a). Celle-ci suppose que lorsque le sujet focalise son attention sur ses mouvements, il essaye d'intervenir consciemment sur le processus de contrôle de coordination des mouvements. Ce contrôle actif perturbe de manière involontaire les processus automatiques qui assurent l'efficience du mouvement, ce qui conduit à une dégradation de la performance (Ferrel-Chapus, 2010). La focalisation externe favoriserait un mode de contrôle plus automatique et une meilleure efficience de la performance motrice alors que la focalisation interne présenterait un coût attentionnel élevé (Kal et al., 2013 ; Wulf et al., 2001a).

Lors de la marche avec une attention interne, la conscientisation du mouvement va parasiter le mouvement et ainsi altérer sa qualité alors que lors de la marche avec une focalisation externe de l'attention, le mouvement ne se dégrade pas (Yogev-Seligmann et al., 2016). Des études impliquant des personnes âgées, des patients atteints de sclérose en plaques, de la MP, ou après un accident vasculaire cérébral (AVC) ont montré une amélioration de la qualité de la marche lors de l'utilisation d'une focalisation externe (de Melker Worms et al., 2017 ; Shafizadeh et al., 2013 ; Kim et al., 2019). En particulier, Shafizadeh et al., (2013) ont indiqué une augmentation, par rapport à la marche simple (MS), de la vitesse, de la longueur du pas et de la longueur de la foulée dans les conditions d'attention externe chez des patients atteints de sclérose en plaques. Plusieurs études ont montré que les MP peuvent augmenter la longueur de la foulée avec des stimuli appropriés et surtout visuels (Morris et al., 1996 ; Morris et al 1994b). Dans cette population, Lewis et al. (2000) ont observé une amélioration de la longueur de la foulée et de la vitesse en utilisant des marques sur le sol. Hausdorff et al. (2007) montrent que la focalisation externe de l'attention sur le rythme d'un métronome améliore la longueur de la foulée et la vitesse chez ces patients ; ces résultats montrent que

l'attention focalisée sur le métronome engendre un mouvement plus automatisé et donc de meilleures performances de marche.

1.3.2 Attention divisée et marche

L'étude de la relation entre marche et attention partagée repose sur le paradigme de la DT, la tâche annexe à la marche pouvant être motrice ou cognitive. La réalisation conjointe de deux tâches simultanées produit des interférences qui peuvent impacter les performances de l'une ou des deux tâches. Si deux tâches réalisées simultanément interfèrent, ceci suggère qu'elles dépendent du même sous-système fonctionnel qui est l'attention (Woollacott et al 2002).

Les effets de l'interférence dépendent de plusieurs facteurs :

- Ils découlent tout d'abord du niveau d'automaticité de chacune des tâches : si les deux tâches font appel à des processus contrôlés, l'interférence est importante, alors qu'elle est limitée quand au moins l'une des deux tâches fait appel à des processus automatiques ; les processus de contrôle et les processus automatiques interagissent.

- Les interférences en double tâche sont plus prononcées lorsque la tâche motrice est combinée à une tâche cognitive plutôt qu'à une autre tâche motrice (Freire Júnior et al., 2017) du fait de la nature des canaux sensoriels différents des deux tâches.

- La réalisation d'une tâche cognitive impliquant des facteurs d'interférences internes, tâche autogénérée produite par le sujet telle la fluence verbale, semble perturber davantage les performances de la marche que celle impliquant des interférences externes, tâche hétérogénérée non contrôlée par le sujet telle que l'émission d'un flash lumineux. (Al-Yahya et al., 2011).

- L'effet d'interférence peut varier non seulement en fonction du type mais aussi de la complexité de la tâche (Tableau 1) (McIsaac et al 2015 ; Patel et al 2014). La complexité est décrite comme une caractéristique de la tâche désignant le nombre d'éléments la composant ainsi que la demande attentionnelle ou exécutive attribuée à celle-ci. Pour déterminer le niveau de complexité, il faut tenir compte des contraintes de la tâche, du contexte environnemental et de la présence éventuelle de troubles cognitifs.

Le choix du type de DT et de sa difficulté a toute son importance, car les DT peuvent créer des interférences différentes et peuvent ne pas être adaptées à toutes les populations, comme les PA ou les MP. Différents tests de DT consistent à évaluer la marche tout en effectuant une tâche cognitive qui nécessite un certain degré d'attention. La tâche cognitive interférant avec la marche (Bollens et al 2014) peut entraîner une détérioration des paramètres spatio-temporels de marche et de la qualité de réalisation de la tâche concomitante. Plus la tâche cognitive demande d'attention et de ressources de traitement, plus elle interfère avec la marche (Lu et al., 2015 ; Mirelman et al., 2014 ;

Patel et al., 2014 ; Al-Yahya et al., 2011 ; Yogev-Seligmann et al., 2008). Par exemple, chez l'adulte sain, la réalisation d'une tâche arithmétique durant la marche entraîne une diminution de la cadence, une réduction de la longueur de la foulée et plus particulièrement de la vitesse de marche (Lu et al., 2015 ; Mirelman et al. 2014 ; Yogev-Seligmann et al., 2010).

Traiter en parallèle deux tâches concurrentes impose un partage de l'attention entre elles, mais l'intensité ou l'efficacité de ce traitement dépendra des ressources attentionnelles disponibles pour chacune. Tant qu'il y a des ressources disponibles, il est possible de réaliser plusieurs tâches simultanément, l'attention étant alors répartie entre ces dernières. Cependant la capacité cognitive de l'être humain étant limitée, si la demande pour l'exécution d'une DT excède cette capacité, les performances de marche se détériorent et le risque de chute augmente en particulier chez les PA et les MP (Kelly et al., 2012).

La quantité des ressources attentionnelles étant limitée, une tâche qui sollicite fortement l'attention, telle une situation complexe de DT, entraînera une forte charge cognitive ou mentale.

1.4 Charge cognitive

La charge cognitive est un concept utilisé dans les domaines de la psychologie, des sciences cognitives et de l'ergonomie cognitive. Elle est surtout impliquée dans des tâches cognitives et, dans une moindre mesure, dans des tâches motrices. Ses définitions sont nombreuses.

1.4.1 Définitions

Initialement le terme de "charge de travail" ("workload") fut employé pour décrire la quantité objective de travail à réaliser, sans tenir compte des capacités et compétences de la personne qui réalise le travail. Le concept de charge mentale fut ensuite introduit afin de prendre celles-ci en considération (Rouse et al., 1993). Gopher et Donchin (1986) suggèrent que la charge mentale de travail serait la différence entre les ressources cognitives demandées par la tâche et les ressources cognitives de l'opérateur disponibles pour répondre à celle-ci. Pour Parasuraman et Caggiano **(**2002), elle fait référence à un état du cerveau composite (*i.e.*, un ensemble d'états cognitifs ou bien la somme de capacités cognitives) lui permettant de réaliser un effort suffisant pour les performances au cours de tâches perceptives, cognitives et motrices. Martin et al., (2013) font correspondre la charge mentale de travail aux ressources cognitives qu'il est nécessaire de mobiliser pour atteindre un objectif visé.

Ainsi, la charge mentale est étroitement liée au niveau et à la complexité d'une tâche et/ou d'une activité donnée d'une part et aux ressources mises en œuvre pour la réaliser d'autre part. Paas et Van Merriënboer (1994) définissent la charge cognitive comme un concept multidimensionnel représentant la charge qu'une tâche impose sur le système cognitif, concept décliné selon trois dimensions : la charge mentale, l'effort mental et la performance. Pour ces auteurs :

- la charge mentale est imposée par la tâche ou les exigences de l'environnement. Cette dimension centrée sur la tâche est indépendante des caractéristiques du sujet. Elle peut être manipulée expérimentalement, en augmentant par exemple la difficulté des tâches.
- l'effort mental fait référence à la quantité de ressources cognitives réellement allouées pour répondre aux exigences de la tâche.

Ainsi, la charge mentale serait plus précisément associée à la perception de la tâche imposée (difficulté de la tâche), alors que l'effort mental serait plutôt vu comme la quantité réelle d'investissement cognitif fourni par l'individu. D'un individu à l'autre, une tâche de difficulté donnée ne provoque pas forcément une charge mentale similaire ; les niveaux de charge ressentis par les individus peuvent fortement varier (Martin et al., 2013). La difficulté de la tâche peut être perçue différemment en fonction de l'expertise de l'individu. Le moment où la charge est ressentie comme étant élevée est d'autant plus éloigné que les capacités individuelles physiques, psychomotrices, perceptives et cognitives sont importantes. Par ailleurs, la réalisation d'une tâche entraîne la mobilisation de ressources cognitives générant un « coût cognitif » traduisant la présence d'un effort mental. Plus la mobilisation des ressources est importante, plus l'effort mental est grand ; lorsque la quantité de ressources cognitives consommées atteint la capacité maximale d'un individu, la performance plafonne ou même décline (Matthews & Campbell, 2009).

Les termes de charge cognitive ou charge mentale continuent de susciter des interrogations et peuvent être utilisés indifféremment par les auteurs ; la caractéristique multifactorielle du concept explique la difficulté pour définir la charge mentale. Tout comme la définition, l'appréciation et la mesure de la charge mentale de travail divisent depuis toujours la communauté des chercheurs.

1.4.2 Evaluation de la charge cognitive.

La charge cognitive peut être évaluée selon trois approches principales : grâce à des mesures physiologiques, ou basées sur la performance, ou encore subjectives.

1.4.2.1 MESURE PHYSIOLOGIQUE PAR SPECTROSCOPIE FONCTIONNELLE DANS LE PROCHE INFRAROUGE (FNIRS)

Les techniques physiologiques reposent sur l'hypothèse que les changements dans le fonctionnement cognitif se reflètent dans le fonctionnement physiologique. Elles peuvent se diviser en deux grandes catégories : les mesures périphériques et les mesures neurologiques. Les mesures périphériques consistent à relever les variations de l'activité physiologique (fréquence cardiaque, activité respiratoire...) et oculaire (dilatation pupillaire, clignements, saccades...). Les mesures neurologiques regroupent toutes les techniques qui permettent de mesurer directement l'activité cérébrale.

Diverses techniques d'imagerie ont été utilisées pour mesurer l'activité cérébrale : l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (IRMf), la tomographie par émission de positons (TEP). Des alternatives à ces techniques ont ensuite émergé, pouvant être utilisées de façon non invasive et en marche réelle : l'électroencéphalographie (EEG) et plus largement la spectroscopie fonctionnelle dans le proche infrarouge (fNIRS).

La spectroscopie fonctionnelle dans le proche infrarouge (fNIRS ou functionnal Near Infra Red Spectroscopy) est une technique non invasive d'imagerie fonctionnelle qui mesure de manière indirecte l'activité du cerveau au moyen de capteurs optiques. Elle permet, comme l'IRMf, d'étudier le couplage neurovasculaire cérébral et repose sur le fait qu'une région cérébrale activée augmente sa consommation d'oxygène et donc le volume et le débit sanguin local (Figure 1). Ainsi, l'augmentation de l'activité neuronale induit une réponse hémodynamique se traduisant par une modification de la quantité d'oxyhémoglobine (HbO_2) et de désoxyhémoglobine (HHb) (Villringer et al., 1993) et plus précisément par une augmentation de la concentration en HbO_2, une diminution de la concentration en HHb et une augmentation de la concentration en hémoglobine totale (Villringer & Chance, 1997). La molécule d'hémoglobine est un chromophore qui absorbe la lumière dans la gamme du proche infrarouge (entre 700 et 900 nm) et son spectre d'absorption est différent selon qu'elle transporte une molécule de dioxygène (HbO_2) ou non (HHb). La lumière est émise par une optode émettrice à la surface du crâne puis récupérée quelques centimètres plus loin par une optode réceptrice (Figure 1). Entre les deux optodes, la lumière subit une forte diffraction par les milieux biologiques et est en partie absorbée par les molécules d'HbO_2 et de HHb. La NIRS dissocie les variations de concentration de l'hémoglobine oxygénée et de l'hémoglobine désoxygénée (Strangman et al., 2002). En mesurant les changements du signal liés à l'absorption, il est donc possible de déterminer si les régions observées sont actives ou non. La fNIRS est plus résistante aux interférences dues aux mouvements que l'imagerie fonctionnelle par résonance magnétique (IRMf) et peut donc être utilisée lors de la marche et dans des conditions écologiques. Son coût est

relativement faible, sa portabilité est grande. Contrairement à l'IRMf, l'analyse ne concerne que la partie la plus superficielle du cerveau (cortex).

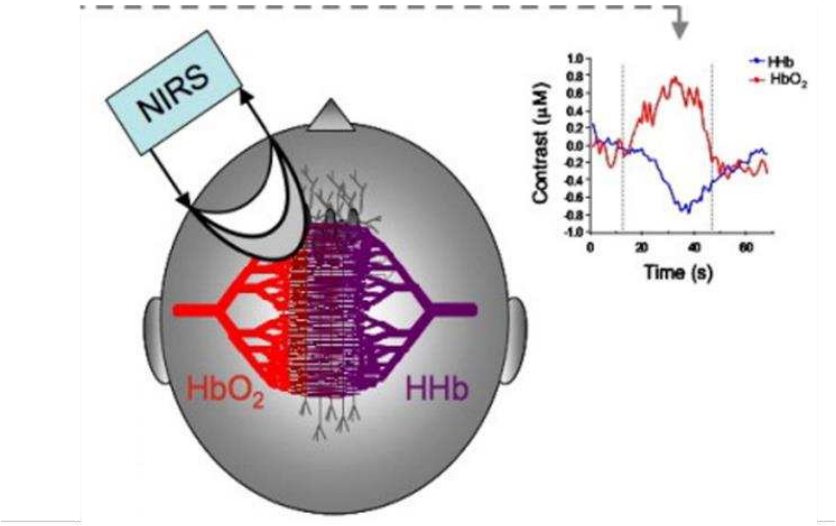


FIGURE 1: SCHEMA DU COUPLAGE NEUROVASCULAIRE ET DE LA REPONSE HEMODYNAMIQUE MESUREE PAR NIRS LORS D'UNE CONTRACTION MUSCULAIRE SOUTENUE. (PERREY S., 2008)

(HbO_2 : oxyhémoglobine, HHb : désoxyhémoglobine)

De très nombreuses études montrent que la fNIRS est capable de détecter les changements dans l'activation corticale cérébrale lors de l'exécution de diverses tâches motrices ou cognitives et pour différentes populations : des adultes jeunes et âgés sains, divers patients (malades de Parkinson…) dans des situations de marche simple ou de DT (Gramigna et al., 2017, Kahya et al., 2019 ; Pelicioni et al., 2019 ; Stuart et al., 2018 ; Vitorio et al., 2017 ; Herold et al., 2017).

1.4.2.2 MESURE SUBJECTIVE

Les mesures subjectives consistent à questionner directement la personne et font appel à l'utilisation d'échelles qualitatives mesurant la charge cognitive ressentie par celle-ci. Ainsi, la charge mentale est mesurée de manière indirecte car elle implique le ressenti d'un effort mental, un certain niveau d'utilisation des ressources cognitives et une certaine perception de la difficulté de la tâche. Cette approche consiste à demander à la personne d'évaluer elle-même sa charge mentale de travail au moment où elle effectue une activité, ou tout de suite après avoir effectué celle-ci. L'évaluation subjective est tout à fait pertinente car elle reflète l'expérience individuelle dans une situation donnée.

Le test de référence le plus largement utilisé dans la littérature est sans nul doute l'échelle multidimensionnelle NASA TLX (National Aeronautics and Space Administration Task Load indeX) (Figure 2), un outil élaboré en langue anglaise dans le domaine de l'aéronautique par la NASA. Elle se compose de six éléments d'évaluation (Hart & Staveland, 1988). En effet, ces auteurs ont proposé de diviser la charge mentale selon les différentes manières dont celle-ci peut être perçue de façon subjective et ils suggèrent six dimensions :

- trois dimensions associées à la tâche : l'exigence mentale, l'exigence physique et l'exigence temporelle,
- deux dimensions associées aux stratégies : la performance et l'effort,
- une dimension spécifique au participant : le niveau de frustration.

Les personnes doivent assigner une cote individuelle à chacune des dimensions sur une échelle allant d'une exigence "très faible" à "très élevée" et comprenant au total 20 intervalles égaux, soit 21 graduations (0 à 20).

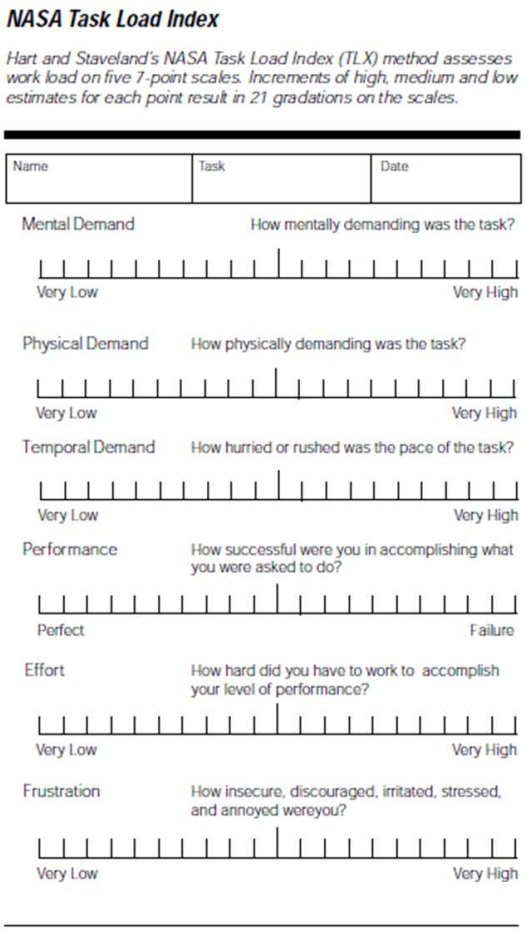


FIGURE 2: ECHELLE NASA TLX. (HART ET STAVELAND 1988)

Quelques études ont limité à une ou deux le nombre de dimensions évaluées, généralement l'exigence mentale et l'exigence physique ou l'exigence mentale seule, lorsque les tâches utilisées étaient moins complexes que celles classiquement évaluées par ce test et qu'il n'existait aucune exigence temporelle dans le protocole (Hoang et al., 2020 ; Lin & Lin, 2016). Knaepen et al. (2015) ont constaté que le score obtenu pour la sous-échelle « exigence mentale » du questionnaire NASA-TLX était très sensible à une augmentation de la charge cognitive pendant la marche en DT chez de jeunes adultes. Quelques rares études ont utilisé une approche combinant mesures neurophysiologiques et mesures subjectives pour évaluer la charge de travail cognitive pendant la marche (Hoang et al., 2020 ; Lin & Lin, 2016 ; Knaepen et al., 2015).

Activité automatique nécessitant une organisation motrice hiérarchisée et synchronisée, la marche dépend de structures neurophysiologiques à l'origine d'interactions complexes entre les systèmes de la motricité rythmique et de contrôle postural dynamique. Parmi ces structures, le CPF joue un rôle primordial car il est non seulement impliqué dans les fonctions exécutives et le contrôle de la marche, mais aussi durant les tâches requérant de l'attention.

2. Neurophysiologie de l'attention et de la marche

2.1 Aspects neurophysiologiques de l'attention

L'attention, correspond à l'ensemble des mécanismes grâce auxquels le cerveau sélectionne une information et en oriente le traitement.

2.1.1 Fonctions de l'attention

Les fonctions de l'attention impliquent l'alerte, l'orientation et l'attention exécutive.

- La fonction d'activation correspond à l'alerte, la vigilance et l'attention soutenue. Par exemple, un sujet sera en état d'alerte après avoir reçu une consigne annonçant l'arrivée d'une tâche à effectuer. On passe à l'état de vigilance si la tâche dure longtemps. Enfin si le flux d'informations est constant et demande un traitement actif continu on parle alors d'attention soutenue.

- Une deuxième fonction correspond à l'orientation de l'attention et à la sélection d'un objet, d'une information pertinente parmi un flux d'informations. Cette fonction permet au cerveau de ne traiter qu'une partie de toutes les stimulations (attention sélective). La sélectivité de l'attention pour une seule catégorie de signaux s'accompagne d'un effet inhibiteur s'exerçant sur les autres modalités sensorielles.

- Enfin, une fonction de contrôle exécutif sélectionne la chaîne de traitements appropriée à une tâche donnée et en contrôle l'exécution. En 1975, Posner et Snyder ont proposé pour la première fois une distinction entre processus automatiques et processus contrôlés. Selon leur modèle, les processus automatiques ont été décrits comme rapides, sans intention et ne demandant pas de ressources attentionnelles. Par contre, les processus contrôlés sont mis en œuvre seulement lors de situations nouvelles ou complexes et ils consomment des ressources attentionnelles.

2.1.2 Réseaux anatomiques

L'attention est basée sur des réseaux anatomiques, elle n'appartient pas à une zone spécifique du cerveau : les différentes zones cérébrales impliquées dans l'attention n'ont pas la même fonction, et une fonction peut dépendre de différentes zones. Trois systèmes attentionnels séparés anatomiquement et fonctionnellement ont été décrits (Posner et al., 2014 ; Fan et al., 2002 ; Corbetta et al., 1993 ; Posner & Petersen, 1990).

-Le système attentionnel postérieur (ou dorsal) correspond à l'orientation attentionnelle. Depuis Posner et al. (1990), différentes études ont montré un rôle du lobe pariétal dans l'orientation attentionnelle. Ce réseau comprend un ensemble de structures bilatérales qui sont les lobules pariétaux postérieurs, les colliculi supérieurs, les noyaux pulvinar, les sillons intra-pariétaux et certaines zones du cervelet (Petersen et al., 1993 ; Corbetta et al., 1993). Le système d'attention dorsal est responsable de la génération d'ensembles attentionnels. Il conserve les informations ascendantes (informations sensorielles) et descendantes (informations motrices). Il permet de préparer la réponse motrice et de l'orienter vers l'objectif (Corbetta & Shulman, 2002).

-Le système attentionnel antérieur (ou ventral) correspond à l'attention sélective. Ce réseau comprend le CPF, le cortex cingulaire antérieur et l'aire motrice supplémentaire (Posner & Petersen, 1990). Il est spécialisé dans la détection de stimuli pertinents sur le plan comportemental, en particulier lorsqu'ils sont saillants ou inattendus (Asplund et al., 2010). Il permet de faire abstraction de certaines informations sensorielles au profit de l'attention soutenue ou inversement de pouvoir se détacher de la tâche si un stimulus lui semble pertinent. Le cerveau présentant une capacité limitée de traitement, l'attention sélective permet d'économiser des traitements cognitifs et de réduire la charge sur les systèmes cognitifs.

-Le système de vigilance est composé de la jonction temporo-pariétale, du cortex frontal insulaire ventral, du thalamus, du *locus cœruleus* et plus particulièrement du CPFdl (Sturm, 2002 ; MacDonald et al., 2000 ; Posner & Petersen, 1990).

2.2 Aspects neurophysiologiques de la marche

Le contrôle cérébral d'un mouvement volontaire nécessite que celui-ci soit réalisé dans un contexte où le cerveau reçoit, stocke, traite et intègre les informations internes (relatives au corps) et externes (relatives au monde extérieur au corps), et ce en temps réel. Le mouvement se réalise donc dans un système qui prend en considération à la fois les contraintes externes qui sont imposées par l'environnement, les contraintes internes (schéma corporel, mobilité articulaire, motivation…) et le répertoire moteur propre de l'individu, notamment acquis par l'expérience.

La marche est traditionnellement considérée comme une tâche automatique régulée par un contrôle de la part de structures sous-corticales, ces dernières nécessitent cependant un contrôle cortical. Les études en neuroimagerie ont montré l'existence de deux voies supraspinales (directe et indirecte) responsables de la marche (Herold et al., 2017 ; Hamacher et al., 2015 ; la Fougère et al., 2010). La voie directe correspond à l'automatisme de la marche et concerne le cortex moteur primaire, le cervelet et la moelle épinière. La voie indirecte contrôle la marche via les fonctions exécutives et implique les cortex préfrontal et prémoteur, l'aire motrice supplémentaire et les GB.

La marche est un processus à la fois volontaire et automatisé nécessitant d'une part le maintien d'un équilibre dynamique, et d'autre part une organisation motrice hiérarchisée et synchronisée.

La locomotion dépend d'une organisation centrale et périphérique se présentant en trois étages : l'étage supra-spinal qui initie et contrôle la locomotion, l'étage spinal qui génère le rythme et l'étage périphérique qui permet d'adapter rapidement le mouvement aux contraintes de l'environnement (Takakusaki, 2017 ; Takakusaki, 2013). Ainsi la marche dépend de trois types de structures : les structures de contrôle supra-segmentaires, les générateurs centraux de patrons et les boucles de régulation d'origine sensorielle.

2.2.1 Les structures de contrôle supra-segmentaires

Les structures supra-segmentaires relayent les stimuli déclencheurs internes ou externes qui ont pour but d'initier ou modifier le programme locomoteur (Figure 3) (Takakusaki, 2017).
Elles regroupent :

- les aires locomotrices supra-spinales qui modulent l'activité des générateurs spinaux de la marche,
- les noyaux gris de la base (striatum ventral) impliqués dans l'initiation de la marche et dans son déroulement,

- le cortex associatif fronto-pariétal intervenant dans la planification de l'action et le choix du programme moteur,
- le cervelet qui participe au contrôle de la marche en plus de son rôle dans le contrôle postural,
- le système limbique pour la motivation.

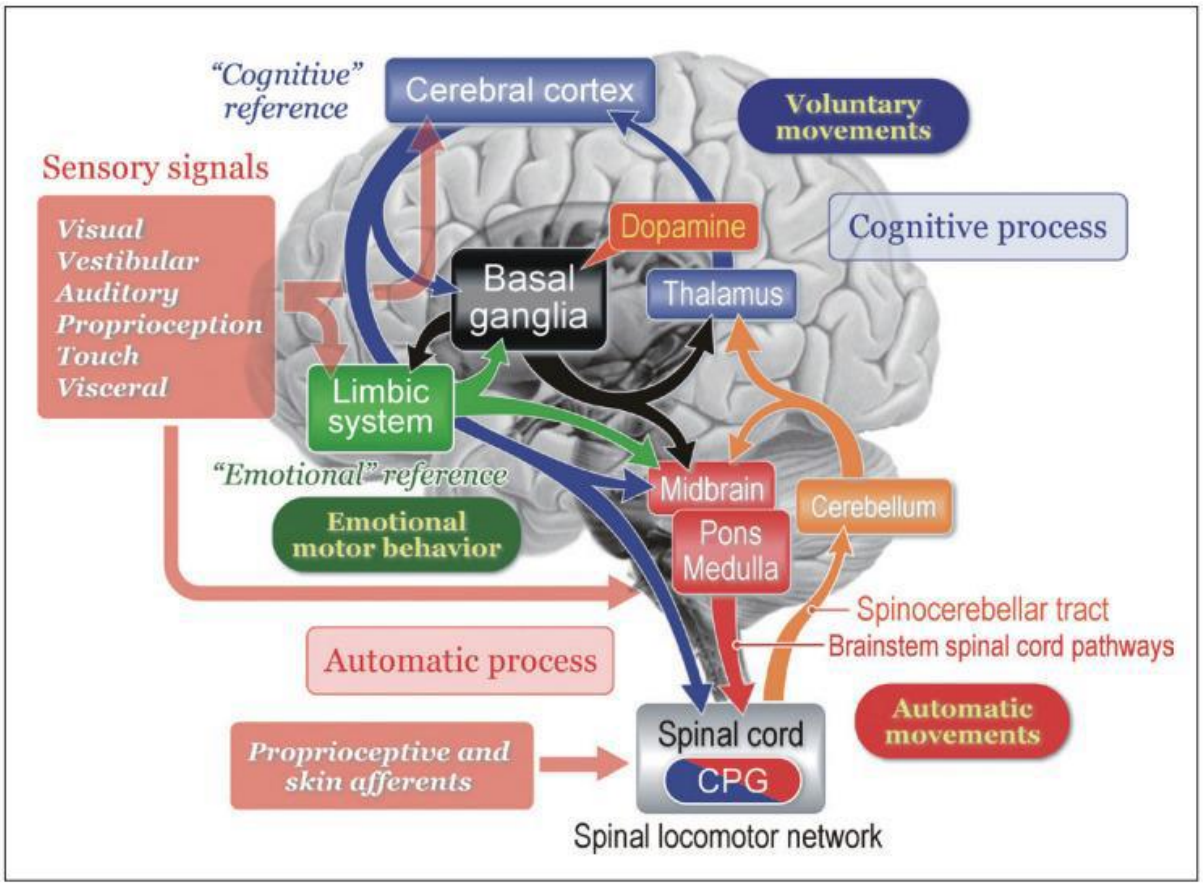


FIGURE 3 : NEUROANATOMIE FONCTIONNELLE DU CONTROLE DE LA POSTURE ET DE LA MARCHE. (TAKAKUSAKI, 2017)

Ces structures supra-segmentaires du système nerveux central contrôlent les générateurs centraux de patron.

2.2.2 Les générateurs centraux de patron

Comme décrit précédemment, la marche est composée de cycles répétitifs. La moelle épinière est responsable de la genèse du patron d'activation des membres ; elle contient des circuits neuronaux qui, lorsqu'ils sont activés, peuvent coordonner les différents muscles pour produire des mouvements locomoteurs. Si le concept de centre locomoteur spinal émergea de l'expérimentation animale, des études cliniques et expérimentales ont également suggéré l'existence de générateurs centraux chez l'homme (Duysens & Van de Crommert, 1998).

Ainsi, le schéma moteur est produit par les générateurs spinaux de la marche situés au niveau du tronc cérébral et de la moelle spinale (Dietz, 2003). Ils sont constitués d'interneurones reliés entre

eux et avec les motoneurones contrôlant les muscles fléchisseurs et extenseurs des membres. Ils assurent ainsi l'activation cyclique et coordonnée des différents muscles pour obtenir une marche efficiente.

2.2.3 Informations afférentes et équilibre postural

Le maintien d'une posture stable est une fonction motrice nécessaire pour se déplacer. L'équilibre postural ou contrôle postural correspond à la coordination de différentes stratégies en réponse à des perturbations de l'équilibre (Takakusaki, 2017). Afin d'assurer cet équilibre, des informations dites afférentes provenant à la fois de l'environnement mais également du corps lui-même sont ainsi indispensables au sujet. De nombreuses afférences sensorielles (proprioception périphérique, sensibilité cutanée, afférences vestibulaires, visuelles et auditives) interviennent dans le contrôle de la marche, permettant une adaptation permanente aux contraintes internes et externes. Le contrôle postural est ainsi assuré par la mise en jeu du système proprioceptif, du système vestibulaire, du système visuel et du cervelet (Massion, 1998).

-La proprioception correspond à la perception consciente de la position et des mouvements du corps dans l'espace mais aussi des différentes parties du corps les unes par rapport aux autres. Elle nous permet de nous déplacer sans penser consciemment à nos actions et à notre environnement. Elle fonctionne grâce à des récepteurs proprioceptifs ou sensoriels. Les récepteurs proprioceptifs musculaires, articulaires et tendineux permettent d'informer de manière permanente le sujet sur la position et le mouvement des différentes parties de son corps. Les récepteurs proprioceptifs cutanés détectent les changements de pression s'exerçant sur la peau au niveau des points d'appui, par exemple au niveau de la voûte plantaire.

-Le système visuel participe à la perception de l'orientation dans l'espace, informant le sujet sur la position et les mouvements de son propre corps dans l'environnement. La vision est la principale source d'informations sur l'environnement, permettant d'anticiper par exemple un changement de direction ou d'éviter un obstacle.

-Le système vestibulaire, situé dans l'oreille interne, constitue le propriocepteur céphalique représentant un véritable référentiel de l'orientation spatiale notamment par rapport à la verticale gravitaire.

L'information provenant de ces systèmes aboutit à une représentation interne non consciente du corps dans l'espace environnant : le schéma corporel. Ce dernier permet un ajustement automatique de nos mouvements à notre environnement spatial (Coslett, 1998 ; Head et Holmes, 1911). Il n'est pas inné et se construit au cours du développement par l'apprentissage sensori-moteur.

En résumé, la marche est une combinaison entre des mouvements automatiques et un contrôle cognitif, nécessitant la mise en jeu d'une suite de processus (Takakusaki, 2017). Le processus automatique de la marche est médié par les voies descendantes du tronc cérébral à la moelle épinière. Mais, marcher en situation réelle fait en plus appel à un processus cognitif de contrôle postural, qui dépend des connaissances du corps propre (schéma corporel, mouvement du corps dans l'espace). Ainsi, les informations afférentes convergent vers le tronc cérébral, le cervelet, le thalamus et le cortex cérébral, et permettent au cortex temporo-pariétal et au cervelet de construire le schéma corporel. Les informations concernant ce dernier sont ensuite transmises aux aires motrices supplémentaires et au cortex prémoteur qui vont générer les programmes moteurs. La programmation motrice se fait à travers le cortex moteur, les GB et le cervelet. De plus, les informations issues du CPF concernant l'intentionnalité ou encore la planification du mouvement facilitent l'exécution des programmes moteurs au niveau des aires motrices supplémentaires et du cortex moteur. Enfin, les programmes moteurs sont envoyés au cortex moteur primaire qui lui-même envoie la commande motrice à la moelle spinale.

Le rôle du cortex cérébral dans le contrôle de la marche est aujourd'hui largement démontré (Hamacher et al., 2015 ; Takakusaki et al., 2008).

2.3 Cortex préfrontal

Au cours de l'évolution, le cerveau et plus particulièrement le néocortex ont subi un grand développement, mais c'est certainement le CPF qui a connu la plus forte expansion chez l'être humain. Le CPF est connecté à plus de structures que n'importe quelle autre région cérébrale ; bien que non directement relié aux aires primaires, il l'est à toutes les aires dites associatives qui lui envoient des informations sensorielles (Cummings, 1995). Il projette non seulement sur ces aires mais également sur les régions motrices et prémotrices et sur les GB, impliqués dans la préparation et l'exécution des mouvements (Bonelli & Cummings, 2007 ; Wood & Grafman, 2003 ; Alexander et al., 1986).

Cette structure occupe donc une position clé pour orchestrer les différentes étapes de l'adaptation comportementale et intervenir à un niveau très élevé de la cognition.

2.3.1 Fonctions cognitives et CPF

La cognition est considérée comme l'ensemble des capacités mentales permettant l'acquisition et le maintien de connaissances. Elle correspond à la faculté de traiter, de transformer et d'emmagasiner des informations pour les réutiliser. Les fonctions cognitives regroupent la mémoire, l'attention, les habiletés visuospatiales mais aussi les fonctions exécutives.

2.3.1.1 FONCTIONS EXECUTIVES

Elles se définissent comme un ensemble de processus permettant à l'individu de réguler de façon intentionnelle sa pensée et ses actes dans le but d'atteindre un objectif fixé (Miyake et al., 2000). Elles incluent des composantes cognitives et comportementales, permettant la réalisation d'actions ciblées et le contrôle des ressources attentionnelles, afin de gérer au mieux les activités de la vie quotidienne. Elles interviennent lorsque les compétences automatiques et routinières ne sont plus en mesure de produire un comportement adapté à la situation, ce qui nécessite alors un contrôle exécutif. Les fonctions exécutives correspondent à un ensemble de processus dont la fonction principale est de faciliter l'adaptation du sujet aux exigences et aux fluctuations soudaines de l'environnement et quand les tâches requièrent la mise en œuvre de processus contrôlés. Elles englobent les notions suivantes : la volonté et l'initiation d'une action, la formulation d'un but, la planification, l'organisation de l'action et la vérification. Trois fonctions exécutives principales sont aujourd'hui reconnues : l'inhibition, la flexibilité cognitive, le maintien et la mise à jour des informations en mémoire de travail (Calso et al., 2016 ; Collette & Salmon, 2014a ; Vaughan & Giovanello, 2010 ; Fisk & Sharp, 2004 ; Miyake et al., 2000). Elles contrôlent les tâches suivantes : sélectionner la bonne information à traiter et ignorer les éléments distracteurs, traiter l'information en mémoire de travail, passer d'une tâche à l'autre, élaborer de nouvelles séquences de comportement, inhiber les réponses incorrectes, se représenter le contexte dans lequel l'information a été traitée afin de décider si la réponse est appropriée ou non.

Marcher dans un environnement écologique implique une adaptation et un contrôle du comportement en fonction de la situation (Yogev-Seligmann et al., 2008). L'association entre les fonctions exécutives et la marche est plus importante lorsque la tâche locomotrice est difficile (ex : présence d'obstacles) (Yogev-Seligmann et al., 2008) ou dans le cas de DT (Holtzer et al., 2006), c'est pourquoi l'intégrité des fonctions exécutives est essentielle pour marcher en sécurité.

2.3.1.2 FONCTIONS EXECUTIVES ET CPF

Les fonctions exécutives sont les principales fonctions sous-tendues par le CPF, notamment au niveau dorsolatéral ; le CPF a pour mission d'exercer le contrôle cognitif proprement dit (Miller & Cohen, 2001). Cependant les substrats cérébraux des processus exécutifs ne sont pas circonscrits au CPF, en effet le fonctionnement exécutif est multifactoriel (Miyake et al., 2000), reposant sur plusieurs processus (inhibition, flexibilité…). Ainsi, il dépend d'un réseau cérébral antéropostérieur largement distribué comprenant d'une part des régions assez spécifiques à un processus particulier, et d'autre part des régions intervenant quel que soit le processus exact mis en jeu ; en outre, les

connexions existantes entre ces régions apparaissent tout aussi importantes (Collette & Salmon, 2014 b).

Le CPF impliqué dans les fonctions exécutives l'est aussi dans le contrôle de la marche, il intervient également lors de l'exécution de DT. Il est généralement reconnu comme étant actif durant les tâches requérant de l'attention (Wood & Grafman, 2003) et représente l'une des régions impliquées dans le processus de priorisation (Dreher & Grafman, 2003 ; MacDonald et al., 2000).

2.3.2 Attention et CPF

Le CPF est généralement reconnu comme étant actif durant les tâches requérant de l'attention (Wood & Grafman, 2003). Il joue un rôle majeur car c'est la seule région où se regroupe l'ensemble des informations sensorielles (Anderson et al., 2010).

Permettant de diriger et maintenir l'attention sur des stimuli pertinents, il joue le rôle de modulateur d'efficacité de l'encodage perceptif. Par exemple, concernant la perception visuelle, il prépare les zones visuelles à recevoir des informations importantes, en plus grande quantité, et à y faire plus attention (Lafontaine & Lippé, 2011). Les études réalisées en IRMf et en fNIRS montrent une activation du lobe fronto-temporal dans les conditions de vigilance par rapport aux tâches de repos (Harrivel et al., 2013 ; Hermann et al., 2008). Les régions bilatérales du CPF s'activent lorsque les sujets doivent garder à l'esprit un objectif principal tout en réalisant d'autres activités simultanément (Koechlin et al., 1999). L'hémisphère droit semble s'activer davantage dans les tâches contrôlant les performances de vigilance (Warm et al., 2009).

2.3.3 Marche simple, marche en DT et CPF

Le CPF est impliqué dans le contrôle de la marche.

2.3.3.1 MARCHE SIMPLE

La marche simple est davantage sous contrôle sous-cortical que cortical (Koenraadt et al., 2014), mais bien qu'automatisée, elle présente un cout cognitif non nul impliquant le CPF (Nóbrega-Sousa et al., 2020). Ce cout, représenté par l'activation du CPF, peut-être majoré par différents facteurs tels que la vitesse, la complexité de la tâche, l'anticipation, la surface de marche, l'âge, les capacités physiques ou encore la pathologie.

A vitesse élevée, les jeunes et les PA ont une plus grande activation du CPF qu'à des vitesses plus faibles (Kim et al., 2017 ; Harada et al., 2009 ; Suzuki et al., 2004). De par le rôle fonctionnel du CPF dans le contrôle et la répartition des ressources cognitives durant la marche (Holtzer et al., 2015), c'est la phase d'accélération au début de la tâche de marche qui semble être la cause des

variations les plus importantes d'activation du CPF liée à la vitesse (Suzuki et al., 2004). Ainsi, l'augmentation dans un premier temps de l'oxygénation du CPF suivie par sa diminution au cours de la marche indiquerait que cette région pourrait être plus active lors de la phase d'accélération (Suzuki et al., 2004). Il apparait donc que le cout de la marche simple n'est pas constant entre la phase d'accélération (contrôle exécutif accru) et la phase de maintien de la vitesse (automatisation accrue).

Une augmentation de la complexité de la tâche, par exemple lorsqu'il s'agit de marcher avec une contrainte de précision ou de franchir des obstacles, provoque aussi une plus forte et durable augmentation de l'activation préfrontale chez des sujets jeunes (Maidan et al., 2018 ; Koenraadt et al., 2014).

La surface de marche peut aussi impacter l'activation cérébrale : la marche sur tapis roulant activerait d'avantage le CPF que la marche sur le sol, illustrant une moindre automatisation. Ce point est sans doute à prendre en considération lorsque l'on souhaite comparer différentes études ou concevoir des protocoles de marche (Pelicioni et al., 2019 ; Herold et al., 2018 ; Clark et al., 2014).

2.3.3.2 MARCHE EN DOUBLE TACHE

L'activation du CPF augmente quand une attention plus soutenue est demandée, c'est le cas de la DT quand la marche est associée à une tâche cognitive. Les capacités de marche en DT chez l'être humain sont au moins en partie sous le contrôle des aires préfrontales corticales (Beauchet & Berrut, 2006), mais d'autres régions corticales et sous-corticales sont également impliquées.

La marche à vitesse normale ne provoque pas d'activation importante du CPF car elle peut être considérée comme une tâche motrice simple chez les jeunes adultes, alors que ce niveau sera plus important lors de DT (Mirelman et al., 2014).

Plusieurs travaux utilisant la fNIRS ont mis en évidence que les régions les plus impliquées dans les tâches de marche « complexe » sur terrains variés, étaient l'aire motrice supplémentaire, le cortex prémoteur et le CPF (Perrey, 2014). Dans une étude où ils ont évalué l'activation corticale, à l'aide de la fNIRS, des régions du cortex moteur primaire, de l'aire motrice supplémentaire et du CPF, lors de DT impliquant une tâche de décompte de 7 en 7, Lu et al. (2015) ont observé que le CPF présentait la plus forte activation.

Diverses études ont montré, chez de jeunes adultes sains, une augmentation de l'activation du CPF lors de DT impliquant la marche et une tâche cognitive telle que parler (Holtzer et al., 2011), réaliser une tâche arithmétique (Pelicioni et al., 2019 ; Lu et al., 2015 ; Mirelman et al., 2014). Ces résultats sont en accord avec l'implication du CPF dans le contrôle et la coordination des ressources attentionnelles lorsqu'une tâche cognitive est ajoutée à une autre tâche.

De plus, la complexité de la tâche cognitive induit une activation plus importante du CPF. Mirelman et al (2014) ont ainsi observé une activation plus élevée lors d'une tâche de décompte de 7 en 7 et une activation modérée pour une tâche consistant à compter simplement, par rapport au niveau obtenu lors de la marche simple ou lors de la seule tâche de décompte de 7 en 7 en station debout (Figure 4).

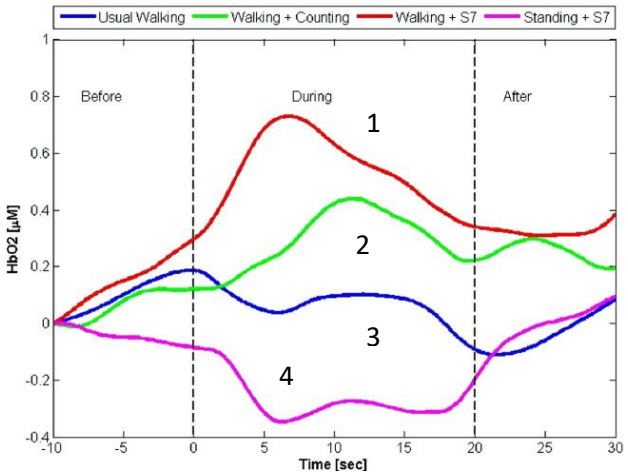


FIGURE 4 : VARIATIONS DES NIVEAUX D'HBO2 DURANT LA REALISATION DE LA TACHE.
Depuis la station debout (before), puis durant la realisation de la tâche (during) et le retour (after) à un état stable de repos (résultats correspondant à une réponse hémodynamique).
TACHES : 1 : MARCHER EN REALISANT DES SOUSTRACTIONS DE 7 EN SERIE ; 2 : MARCHER EN COMPTANT SIMPLEMENT ; 3 : MARCHE SIMPLE ; 4 : RESTER EN STATION DEBOUT EN REALISANT DES SOUSTRACTIONS DE 7 EN SERIE. (MIRELMAN ET AL., 2014)

2.3.4 Particularités du cortex préfrontal dorsolatéral

Situé dans la partie supérieure et latérale du CPF, le CPFdl, comprend les aires 9 et 46 de Brodmann. C'est une région plus particulièrement associée aux fonctions exécutives. Le CPFdl encode entre autres le but de l'action et la séquence de mouvements choisis pour réguler et contrôler le mouvement (Mirelman et al., 2018). Par ailleurs il lui incombe de favoriser la persévérance quand la direction prise parait la bonne, mais aussi de savoir changer de plan quand celui-ci se montre incorrect ; il favorise ainsi la flexibilité mentale.

Les capacités attentionnelles, font également partie des capacités spécifiques du CPFdl ; ainsi, parmi Ses principales fonctions se trouve le contrôle de l'attention. Ce contrôle comprend des processus tels que : le changement de tâche, la capacité d'attention partagée, la préparation à l'action et le contrôle des interférences.

Le CPFdl est aussi impliqué dans la mémoire de travail (Curtis & d'Esposito, 2003 ; Kane & Engle, 2002) ; il a la capacité de récupérer l'information et de la garder active pendant sa manipulation (Baddeley, 2010*)*. La mémoire de travail est définie comme le système permettant à la fois de maintenir en mémoire et de manipuler des informations à court terme ; elle consiste à retenir temporairement et à un haut niveau de disponibilité, une quantité limitée d'informations pouvant être utilisées entre autres pour l'exécution des tâches cognitives (Cowan, 2014). Actuellement, la plupart des modèles proposés pour décrire le fonctionnement de la mémoire de travail attribuent un rôle central à l'attention (Barrouillet & Camos, 2007 ; Cowan, 1999 ; Cowan, 2005).

Le mécanisme permettant à l'attention de maintenir de manière active l'information dans la mémoire de travail est le rafraichissement attentionnel (Barrouillet & Camos, 2007). C'est un mécanisme contrôlé volontairement, qui consiste à réactiver la trace mnésique de l'information (Camos et al., 2018 ; Barouillet & Camos, 2007 ; Barouillet et al., 2004). Raye et al. (2007) ont identifié le CPFdl gauche comme l'une des régions impliquées dans le rafraichissement attentionnel de différents types d'informations (visuelles, verbales, spatiales).

L'adaptation du comportement humain aux situations nouvelles ou complexes dépend des propriétés anatomiques, physiologiques et fonctionnelles du CPF et de ses interactions avec d'autres régions ; l'intégrité de ces zones est essentielle pour préserver la cognition et la mobilité en fin de vie. Les fonctions exécutives et attentionnelles primordiales pour maintenir une bonne performance de marche sont celles qui sont dégradées en premier lieu au cours du vieillissement physiologique et surtout dans certaines pathologies comme la maladie de Parkinson.

3. Vieillissement physiologique et pathologique

Le vieillissement peut se définir comme "l'ensemble des processus physiologiques et psychologiques qui modifient, après la phase de maturité, la structure et les fonctions de l'organisme d'un être vivant sous l'action du temps." (De Jaeger & Cherin, 2011), autrement dit comme l'altération progressive des capacités physiques, sensorielles et cognitives, liée à des pertes de l'intégrité physiologique (López-Otín et al., 2013). Il se caractérise par l'accumulation de divers dommages moléculaires et cellulaires, résultat des effets intriqués de facteurs génétiques, psychologiques et environnementaux auxquels est soumis l'organisme tout au long de sa vie.

Ce phénomène naturel lent et continu donne lieu à de fortes variations inter- et intra-individuelles. Les conséquences du vieillissement peuvent être très importantes chez certains sujets âgés et être minimes, voire absentes, chez d'autres individus du même âge ; ces changements ne sont ni linéaires, ni réguliers, et ne sont pas étroitement associés au nombre des années.

De plus, le vieillissement physiologique doit être distingué du vieillissement pathologique qui est, quant à lui, associé à des pathologies réduisant l'autonomie et la qualité de vie de la personne. Concernant le vieillissement physiologique, les chercheurs distinguent le « vieillissement réussi », qui se caractérise par l'absence de pathologie et une atteinte minime des fonctions physiologiques, du vieillissement usuel qui est exempt de pathologie mais s'accompagne d'un déclin des fonctions organiques et cognitives et d'une moindre faculté d'adaptation.

3.1 Vieillissement physiologique

Les PA sont souvent considérées comme moins performantes que les personnes plus jeunes lorsqu'elles accomplissent des tâches qui sollicitent le fonctionnement de la mémoire, de l'attention, des capacités visuo-spatiales, du langage ou encore des fonctions exécutives (Van der Linden & Hupet 1994). En effet, le vieillissement physiologique induit des changements physiques et cognitifs et altère de manière non uniforme les capacités fonctionnelles et les possibilités d'adaptation des individus.

3.1.1 Vieillissement cérébral physiologique

Le vieillissement entraîne des modifications structurelles et fonctionnelles, le cerveau subit ainsi des changements neuroanatomiques, neurophysiologiques et neurochimiques.

Le volume du cerveau diminue avec l'âge : on estime qu'entre 30 et 90 ans, la perte est en moyenne de 14 % dans le cortex cérébral, de 35 % dans l'hippocampe et de 26 % dans la matière blanche cérébrale (Jernigan et al., 2001).

L'apoptose ou mort neuronale entraîne une réduction du volume de la substance blanche et de la substance grise et de moins bonnes connexions entre les structures cérébrales. Concernant la substance blanche, une augmentation du volume est décrite jusqu'à l'âge de 30–40 ans suivie d'une réduction ; la croissance aux âges précoces est plus rapide que la diminution aux âges avancés (Coupé et al., 2017 ; Walhovd et al., 2011). Par contre, la variation du volume de la substance grise suit un profil différent avec une décroissance tout au long de la vie devenant plus rapide après 80 ans (Coupé et al., 2017). Cette perte de substances s'accompagne d'une atrophie cérébrale qui s'accroît avec l'avancée en âge (Raz et al., 2005 ; Guttmann et al., 1998), notamment dans les régions frontales, pariétales et temporales, alors que les régions occipitales semblent préservées (Raz, 2000). Non seulement les zones corticales sont inégalement touchées, mais les altérations cérébrales se font selon un gradient antéro-postérieur (Pfefferbaum et al., 2005) : le CPF subit plus précocement et de façon plus marquée les effets du vieillissement que les autres régions (Desgranges et al., 2008 ; Raz et al., 2004). Les lobes temporaux semblent également affectés alors que les régions pariétales et occipitales présentent une atrophie moins prononcée (Raz & Rodrigue, 2006 ; Salat et al., 2004). La

diminution de l'intégrité de la substance blanche est particulièrement prononcée dans les régions frontales (Salat et al., 2005) et serait associée à une faible performance dans les tâches de vitesse de traitement, de fonctions exécutives et de mémoire (Salthouse, 1996). La perte de la matière grise est également marquée dans le CPF affectant les fonctions exécutives, la mémoire de travail, les fonctions visuospatiales (Harada et al., 2013).

Outre le volume cérébral, la substance blanche et la substance grise, le vieillissement affecte également les propriétés neurochimiques du cerveau notamment certains systèmes de neuromédiateurs. Après l'âge de 50 ans, on observe, en particulier dans le cortex frontal, une baisse de concentration de certains neurotransmetteurs intracérébraux, tous impliqués dans les fonctions cognitives : l'acétylcholine, le glutamate et la dopamine (Ska & Joanette, 2006 ; Erixon-Lindroth et al., 2005 ; Lemaire & Bherer, 2005 ; Raz et al., 2000), ainsi qu'une diminution du nombre et de la capacité de leurs récepteurs (Bäckman et al., 2010 ; Mishizen et al., 2001).

Le vieillissement entraîne une altération structurelle et fonctionnelle des régions cérébrales impliquées dans les processus cognitifs et s'accompagne en conséquence d'un déclin cognitif.

3.1.2 Vieillissement cognitif

Le vieillissement normal se caractérise par un affaiblissement des fonctions cognitives (Lindenberger et al., 1994; Van der Linden & Hupet, 1994) ; ainsi sont fréquemment touchées la mémoire de travail (Salthouse & Babcock, 1991), l'attention, les habiletés visuospatiales mais aussi les fonctions exécutives (Murman, 2015).

Toutefois ce déclin ne touche pas uniformément tous les domaines de la cognition que ce soit au niveau anatomo-physiologique ou temporel. Dépendant de zones cérébrales distinctes, les fonctions cognitives peuvent être perturbées indépendamment les unes des autres ; si certaines sont affectées au cours du vieillissement, d'autres restent préservées (Harada et al., 2013). De plus, certaines sont altérées avant d'autres, telle la mémoire qui est affectée avant les habiletés visuospatiales (Albert et al., 1987). Il en est de même pour certains systèmes relevant d'une même fonction, comme la mémoire de travail qui est touchée avant les autres systèmes de mémoire (Craik, 1986). La diminution des performances mnésiques concerne essentiellement la mémoire immédiate, les acquisitions anciennes et l'expérience se maintiennent longtemps alors que les capacités attentionnelles, la vitesse d'exécution et l'adaptation aux situations nouvelles se dégradent plus précocement.

En outre, il existe une grande variabilité interindividuelle, le déclin cognitif s'exprime différemment selon les caractéristiques des personnes et plus précisément de leurs réserves cognitives (Stern, 2002). Ainsi, un "haut niveau d'intelligence et d'éducation" (Van Hooren et

al., 2007), une vie active et stimulante tant du point de vue cognitif que physique protégeraient, dans une certaine mesure, les individus des effets négatifs du vieillissement sur le fonctionnement cérébral (Peters, 2006).

Le vieillissement normal conduit à un ralentissement de la vitesse de traitement de l'information, des difficultés à sélectionner les informations pertinentes et écarter les moins appropriées, une diminution des capacités à traiter deux types d'informations à la fois.

3.1.2.1 PROCESSUS COGNITIFS ET VIEILLISSEMENT NORMAL

Vitesse de traitement de l'information

Le déclin cognitif lié au vieillissement normal peut être expliqué en partie par une diminution de la vitesse de traitement (Salthouse, 1996 ; Salthouse, 1988), se traduisant par un temps plus long pour réaliser certaines activités ou résoudre des problèmes. Selon Salthouse (1996), la performance cognitive est dégradée à cause d'une limite de temps restreignant le nombre d'informations pouvant être traitées dans un délai imparti et d'un défaut de capacité de la PA à manipuler plusieurs informations simultanément et gérer plusieurs tâches en même temps.

D'un point de vue anatomique, ce déclin de la vitesse a été principalement attribué à la détérioration de la matière blanche liée à l'âge (Chopra et al., 2018 ; Kuznetsova et al., 2016), expliquant le fait que l'ensemble des fonctions cognitives soit atteint (Salthouse, 1996).
De plus, il a été suggéré que la « déconnexion » corticale due à la perte de fibres de matière blanche pourrait jouer un rôle important dans le déclin des capacités cognitives et des capacités exécutives avec l'âge (O'Sullivan et al., 2001). Ce mécanisme correspond à une réduction de l'efficacité de la communication entre les régions cérébrales, en particulier entre le cortex cérébral et ses afférences normales inter- ou intra-hémisphériques.

Inhibition

L'inhibition est un processus de contrôle et de modulation des comportements, des pensées et des émotions qui vise à bloquer les réponses automatiques ou inappropriées. Le déclin du fonctionnement cognitif pourrait provenir en plus d'un problème affectant le processus d'inhibition (Zacks & Hasher, 1994 ; Hasher & Zacks, 1988). Avec l'âge, il serait donc plus difficile d'ignorer des stimuli non pertinents pour la tâche à réaliser et de les exclure pour mettre à jour les informations (De Beni & Palladino, 2004). Autrement dit, l'atteinte de ce processus limiterait d'une part la capacité des PA à empêcher l'entrée en mémoire de travail d'informations non pertinentes, et d'autre part la capacité à désactiver les informations qui ne sont plus nécessaires ou utiles aux traitements en cours.

Il a aussi été montré que l'inhibition contrôlée serait plus sensible aux effets de l'âge que l'inhibition automatique (Postal et Mathey, 2007), ainsi les PA présenteraient une altération des processus inhibiteurs contrôlés, c'est-à-dire intentionnels, alors que les processus inhibiteurs automatiques seraient préservés (Collette & Salmon, 2014a).

Flexibilité mentale

La flexibilité mentale, c'est-à-dire la capacité à s'adapter à des situations imprévues et à passer d'une activité à l'autre, serait aussi touchée par le vieillissement. Les PA présenteraient des difficultés à modifier leurs habitudes, à s'adapter à des conditions nouvelles, autrement dit à "désengager leurs ressources attentionnelles d'un endroit pour les réengager dans un autre endroit" (Lemaire & Bherer, 2005). Le coût cognitif correspondant est plus important dans cette population que chez les sujets plus jeunes (Salthouse et al., 1998). Cependant les PA rencontreraient plus de difficultés à maintenir et manipuler en mémoire de travail deux tâches différentes qu'à alterner entre ces deux tâches (Wasylyshyn et al., 2011). Ainsi le déficit concernerait davantage le maintien en mémoire de plusieurs tâches, que la capacité à alterner plusieurs tâches.

Ces processus (vitesse de traitement, inhibition, flexibilité mentale) ne sont pas caractéristiques d'une seule fonction, mais contribuent au fonctionnement de plusieurs de ces fonctions cognitives (Park & Reuter-Lorenz, 2009).

3.1.2.2 FONCTIONS COGNITIVES ET VIEILLISSEMENT NORMAL

Mémoire de travail

La mémoire de travail, système de maintien d'informations dans un état d'accessibilité élevé en vue de réaliser une tâche cognitive donnée, autrement dit système permettant simultanément de stocker et traiter de l'information, fait partie des fonctions cognitives dont les performances déclinent avec l'avancée en âge (Rajah & D'Esposito, 2005 ; Van der Linden et al. 1998 ; Salthouse 1996 ; Salthouse et Babcock 1991) et ce dès 50 ans (Mattay et al., 2006). Ainsi, chez les PA, la nécessité de simultanément stocker et manipuler une information excéderait la capacité ou les ressources de leur mémoire de travail.

En plus de la mémoire de travail, le vieillissement cérébral physiologique semble affecter aussi les capacités attentionnelles et la capacité de concentration.

Attention

Des altérations du fonctionnement attentionnel, dues au vieillissement normal, ont été rapportées par plusieurs études (Adam et al., 2002).

L'attention sélective, qui permet de sélectionner de façon efficace et rapide les informations pertinentes pour la tâche en cours tout en inhibant les informations inutiles, est moins efficace chez les sujets âgés (Spieler et al., 1996 ; Hahn & Kramer, 1995). En vieillissant, il devient de plus en plus difficile de ne pas se laisser distraire par les informations non pertinentes. En outre, il est à remarquer que l'attention visuelle semble plus sensible aux altérations liées à l'âge que les autres modalités sensorielles (auditive notamment) (Guerreiro et al., 2012 et Guerreiro et al., 2010).

Les capacités d'attention divisée reflètent l'aptitude à partager l'attention et les ressources attentionnelles entre deux tâches concurrentes réalisées simultanément. Elles sembleraient également altérées avec l'âge (Verhaeghen et al., 2003), et ce serait en partie due à une réduction des ressources attentionnelles chez les sujets âgés.

L'attention soutenue ou vigilance, qui est la capacité à maintenir l'attention sur une source de stimulation ou une tâche donnée, constitue une composante fondamentale des capacités cognitives normales. En effet, sans cette capacité, de nombreuses autres fonctions cognitives seraient compromises. L'attention soutenue a fait l'objet de nombreuses études s'intéressant entre autres aux effets du vieillissement normal. Mais les résultats ne sont actuellement pas cohérents car ils mettent en évidence, chez les PA en bonne santé, soit une altération, soit une préservation, voire une amélioration par rapport aux jeunes, selon l'approche expérimentale utilisée (Robison et al., 2022 ; Vallesi et al., 2021). Par exemple lors d'une tâche go/no go, les adultes âgés étaient plus lents que les jeunes lors des essais go, mais plus précis lors des essais no-go. Ces résultats sont compatibles avec un déficit de vitesse de traitement lié à l'âge, mais aussi avec une stratégie de réponse plus conservatrice et contrôlée chez les personnes âgées (Vallesi et al., 2021). Alors que les PA semblent prioriser la précision plutôt que la vitesse, les jeunes adultes pourraient adopter un comportement plus automatique, donnant la priorité à une plus grande vitesse de réponse les rendant plus sujets aux erreurs (Vallesi et al. 2021 ; Staub et al., 2015 ; Carriere et al., 2010). L'absence apparente de consensus concernant la définition de l'attention soutenue et la manière de l'étudier est probablement le principal facteur explicatif de ces divergences (Robison et al., 2022 ; Vallesi et al. 2021 ; Staub et al., 2013).

Le déclin des capacités de la mémoire de travail et des processus attentionnels vont influer sur le fonctionnement exécutif.

Fonctions exécutives

Le vieillissement cognitif est associé à une diminution des capacités exécutives c'est à dire des capacités d'adaptation aux variations de l'environnement (West, 1996 ; Baltes, 1993). Dans la mesure où le cortex frontal est le premier à être affecté par l'âge, les fonctions exécutives sont probablement les premières fonctions cognitives à décliner (Gunning-Dixon & Raz, 2003).

Cependant, les différentes fonctions exécutives ne subissent pas les effets de l'âge de manière uniforme (Etienne et al., 2008) ; il existe une hétérogénéité inter- et intra-individuelle. L'une des explications réside dans le fait que pour une fonction certains processus pourraient être altérés et d'autres préservés (Collette & Salmon, 2014a). De plus, les processus contrôlés seraient plus sensibles aux effets de l'âge que les processus automatiques (Collette et al., 2009).

Le déclin exécutif pourrait aussi être lié à une atteinte des ressources de traitement disponibles pour effectuer une tâche cognitive. Leur quantité diminuerait avec l'âge, ce qui altérerait les performances des PA.

Cependant, avec l'âge, le cerveau est capable de se réorganiser différemment pour pallier les effets néfastes du vieillissement grâce à la neuroplasticité.

3.1.2.3 MECANISMES DE COMPENSATION COGNITIVE CHEZ LES PERSONNES AGEES

La neuroplasticité correspond à la capacité du cerveau à modifier sa structure, à créer, défaire, ou réorganiser des réseaux de neurones et les connexions de ces neurones. Elle a également une fonction adaptative en cas d'altération du système nerveux, comme c'est le cas dans le vieillissement ou l'apparition de maladies neurologiques ou neuro-évolutives. Elle a pu être mise en évidence grâce aux techniques de neuroimagerie fonctionnelle révélant des suractivations et sous-activations de certaines zones cérébrales ainsi que des déplacements de l'activation avec apparition de nouvelles zones activées chez les PA. Ainsi, trois profils (patterns) d'activation ont été observés chez les ces dernières :

- une activité cérébrale équivalente à celle des jeunes adultes signant un fonctionnement cérébral relativement préservé ; cependant le niveau de performance peut être diminué, indiquant une utilisation moins efficace des ressources neuronales.
- une atténuation de l'activité cérébrale évoquant une dégradation du fonctionnement cérébral surtout si elle s'accompagne d'une baisse des performances comportementales. Ces sous activations sont le plus souvent associées à des performances cognitives altérées (Spreng et al., 2010).
- une augmentation de l'activité cérébrale par rapport aux jeunes adultes observée dans de nombreuses études impliquant des tâches de mémoire de travail, épisodique ou encore des tâches

exécutives (Cabeza et al., 2004 ; Langenecker & Nielson, 2003 ; Morcom et al., 2003). La suractivation peut refléter deux types de compensation : soit les PA atteignent un niveau de performance équivalent à celui des jeunes, la compensation est dite « réussie », soit ils présentent des performances inférieures, on parle alors de « tentative de compensation » (Reuter-Lorenz & Park, 2010).

Les modifications de l'activité cérébrale observées chez ces personnes par rapport aux jeunes adultes, lors de la réalisation de tâches cognitives, traduisent le fait que les sujets âgés compensent les diminutions de l'activité neuronale dans une région spécifique en mobilisant des ressources additionnelles pour réaliser la tâche (Dennis & Cabeza, 2008).

Modèle Post Anterior Schift in Aging (PASA)

Les suractivations sont le plus souvent observées au niveau des régions préfrontales ; elles ont été mises en évidence pour, entre autres, la perception, la mémoire de travail, la mémoire épisodique, le contrôle exécutif. Les études de neuroimagerie fonctionnelle ont montré une diminution de l'activité occipitale liée à l'âge, associée à une augmentation de l'activité frontale ; ce déplacement de l'activité cérébrale de l'arrière vers l'avant est représenté par le modèle PASA. Décrit pour la première fois par Grady et al., en 1994, le modèle PASA a été retrouvé dans plusieurs fonctions cognitives dont l'attention (Cabeza et al., 2004 ; Madden et al., 2002), le traitement visuospatial (Meulenbroek et al., 2004 ; Nyberg et al., 2003), la mémoire de travail (Grossman et al., 2002 ; Rypma & D'Esposito, 2000)… Il a été attribué à une compensation fonctionnelle, les PA vont recruter des régions cérébrales antérieures dans le but de compenser le déclin des régions plus postérieures (Davis et al., 2008). De plus, ces auteurs ont démontré que ce déplacement du recrutement lié à l'âge se produit indépendamment de la tâche et de la difficulté. Les régions frontales seraient ainsi paradoxalement à la fois celles qui subissent le plus fortement les effets du vieillissement et celles qui présentent des suractivations pour compenser les déficits dus à l'âge, ce qui traduit le besoin des PA de recruter davantage de ressources cognitives pour maintenir un niveau optimal de fonctionnement (Angel & Isingrini, 2015).

Les PA peuvent présenter des activations cérébrales supplémentaires, non seulement dans les mêmes régions que les jeunes adultes, mais aussi dans des aires non recrutées par ceux-ci (Reuter-Lorenz & Park, 2010 ; Park & Reuter-Lorenz, 2009). Par exemple, elles peuvent présenter une activation bilatérale plus grande dans des tâches qui sont très latéralisées chez les jeunes, c'est le cas des tâches de mémoire de travail spatiale et verbale.

Modèle Hemispheric Asymetry Reduction in Older Adult (HAROLD)

De nombreuses études ont mis en évidence des activations supplémentaires chez les adultes âgés dans des régions préfrontales controlatérales aux sites classiquement activés par les jeunes et ont montré qu'une activation bilatérale des hémisphères cérébraux était associée à une amélioration de la performance cognitive (Stebbins et al., 2002 ; Reuter-Lorenz et al., 2000). Cette réduction de l'asymétrie hémisphérique des séniors a été conceptualisée dans le modèle HAROLD (Cabeza, 2002). L'implication des deux hémisphères chez les personnes âgées aiderait à contrer les déficits neurocognitifs liés à l'âge (Reuter-Lorenz & Park, 2010 ; Reuter-Lorentz et al., 2000). Cette activité bilatérale correspondrait à un mécanisme compensatoire ou refléterait un processus de dédifférenciation (Cabeza, 2002).

Le modèle HAROLD peut s'expliquer au travers d'une première hypothèse, celle de la dédifférenciation qui correspondrait à une moins bonne capacité à recruter les régions cérébrales spécifiques nécessaires à la réalisation de la tâche (Cabeza, 2002). D'un point de vue cérébral, la dédifférenciation au cours du vieillissement se traduirait par une perte de spécificité neuronale (Park et al., 2012) et la conséquence en serait un recrutement plus généralisé et une utilisation de réseaux plus diffus et moins spécifiques. Ainsi, on assisterait à une réorganisation partielle du fonctionnement exécutif avec le recours à des ressources communes, moins ciblées et donc moins efficaces pour les différentes tâches exécutives (Collette et Salmon, 2014b).

La seconde hypothèse reposerait sur une compensation : les PA, possédant moins de ressources pour la réalisation d'une tâche, feraient appel à des ressources supplémentaires en faisant intervenir le second hémisphère. Cette hypothèse correspond à une adaptation au vieillissement et elle a été proposée à partir d'observations faites par Weissman et Banich (2000) à partir de tâches attentionnelles : lorsque la demande est minimale, un seul hémisphère cérébral est activé et quand la tâche se complexifie, la demande en ressources augmente et les deux hémisphères s'activent. Ainsi, le cerveau s'adapte et requiert la contribution de plusieurs zones si des ressources supplémentaires sont nécessaires.

Ces deux hypothèses ne sont pas contradictoires. Cette activation bilatérale chez les adultes âgés a également été observée dans des régions autres que préfrontales, notamment au niveau pariétal (Huang et al., 2012). Cependant Le modèle HAROLD n'est pas systématiquement corroboré par toutes les études (Marsolais et al., 2015).

Modèle Compensation Utilization Of Neural Circuits Hypothesis (CRUNCH)

Pour compléter le modèle HAROLD, Reuter-Lorenz et Cappell (2008) ont proposé le modèle CRUNCH reposant sur l'hypothèse de l'utilisation compensatoire des circuits neuronaux. Ce modèle a pour but d'expliquer pourquoi le vieillissement se caractérise parfois par des sous-activations et dans

d'autres cas par des suractivations cérébrales. Il met en avant le fait que le niveau ou l'étendue de l'activité cérébrale peuvent changer en réponse à l'intensité de demande de la tâche.

Au cours de la réalisation d'une tâche cognitive, l'activation cérébrale augmenterait avec la difficulté de la tâche et donc avec la quantité de ressources nécessaire. Même pour une tâche de faible degré de difficulté, les adultes âgés auraient besoin de déployer davantage de ressources cognitives pour atteindre le même niveau de performance que les jeunes, ce qui se traduirait par une suractivation. Mais les PA, disposant de moins de ressources que les jeunes, atteindraient plus rapidement leurs limites. Ainsi, au-delà d'un certain seuil de difficulté, ils ne possèderaient plus assez de ressources cognitives pour compenser leur difficulté, ce qui se traduirait par des sous-activations cérébrales et des performances cognitives déficitaires.

Selon le modèle CRUNCH, la suractivation est considérée comme un mécanisme compensatoire permettant de maintenir des performances cognitives relativement préservées malgré les changements cognitifs liés à l'âge. A mesure que les individus vieillissent et connaissent un déclin cognitif, ils mobilisent des régions cérébrales supplémentaires et des circuits neuronaux qui ne le sont pas chez les jeunes adultes. En d'autres termes, l'hypothèse de ce modèle propose que lorsque certaines régions cérébrales deviennent moins efficaces ou connaissent un déclin, d'autres régions sont mobilisées pour assumer la charge cognitive de la tâche et soutenir des performances fonctionnelles. Ce recrutement neuronal peut se faire au niveau des zones périphériques aux régions activées chez les jeunes adultes, dans l'hémisphère opposé ou encore dans le CPF, notamment dorsolatéral.

L'hypothèse du modèle CRUNCH a été confirmée par différents travaux scientifiques utilisant essentiellement des tâches de mémoire de travail (Cappell et al., 2010 ; Carp et al., 2010 ; Schneider-Garces et al., 2010 ; Mattay et al., 2006).

Les modèles HAROLD et CRUNCH tentent d'expliquer, bien que différemment, l'adaptabilité et la plasticité neuronale face au vieillissement : le premier se restreint aux changements dans l'asymétrie hémisphérique et le second est plus général ; ils ne sont pas contradictoires mais complémentaires.

Modèle Scaffolding Theory of Aging and Cognition (STAC)

Le modèle STAC développé par Park et Reuter-Lorenz (2009) prend en compte à la fois les altérations cognitives et les modifications structurelles et fonctionnelles survenant tout au long de la vie, en combinaison avec les expériences de l'individu. Selon ce modèle, le cerveau est capable de construire des réseaux secondaires qui vont soutenir comme un "échafaudage" (*scaffold* en anglais)

les réseaux devenus moins efficients en utilisant les mécanismes de neuroplasticité. La PA pourra s'appuyer sur cette organisation pour faire face à une pression cognitive forte (Park & Reuter-Lorenz, 2009), ce qui se traduira par une suractivation cérébrale. Ce réseau de suppléance représente un support additionnel pour maintenir la performance et compenser les déficits conséquences de la dégradation physiologique des réseaux neuronaux liée à l'âge. Les adultes âgés auraient par conséquent la capacité de recourir à des réseaux cérébraux alternatifs mais essentiellement dans le cadre d'opérations cognitives basiques, peu coûteuses au niveau attentionnel, en accord avec le modèle CRUNCH (Reuter-Lorenz & Lustig, 2005).

Ainsi, la création de nouveaux réseaux ou leur réorganisation viennent compenser la dégradation d'autres réseaux (Cramer et al., 2011). Cependant, ce phénomène d'échafaudage a ses limites puisque le cerveau aura plus de difficulté à former de nouveaux réseaux avec l'avancée en âge (Burke & Barnes, 2006). Le besoin de soutien supplémentaire progresse plus rapidement que la création de réseaux suppléants ; par conséquent, il arrivera un moment où une PA ne sera plus en mesure de compenser les déficits neurophysiologiques.

Le modèle STAC suggère que la capacité du cerveau à déployer de nouveaux réseaux compensatoires serait aussi modulée par les expériences de vie ; les personnes possédant une réserve cognitive élevée présenteraient un déclin cognitif moins marqué et résisteraient mieux aux effets délétères du vieillissement (Reuter-Lorenz & Park, 2010). La notion de réserve cognitive a été proposée par Stern en 2002, celle-ci dépendrait entre autres du style de vie de l'individu, de son niveau d'activité physique, ou encore de son niveau d'étude.

En résumé, aucun modèle n'est meilleur l'un que l'autre pour expliquer les stratégies de compensation chez les PA et ils peuvent être considérés comme complémentaires. Si le vieillissement se caractérise par des déficits cognitifs, associés à des altérations cérébrales, ces modèles soulignent une adaptation du cerveau qui modifie ses stratégies et son fonctionnement afin de compenser au moins partiellement les déficits neurocognitifs liés à l'âge. Les méthodes de neuroimagerie fonctionnelle ont permis de mettre en évidence cette réorganisation au cours du vieillissement. Cependant, ces modèles suggèrent aussi 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. Même si ces modèles établissent clairement l'existence de mécanismes de neuroplasticité au cours du vieillissement, il semble qu'il existerait une forte variabilité inter-individuelle (niveau d'étude, style de vie, activité physique, facteurs génétiques…) (Van Hooren et al., 2007 ; Peters, 2006 ; Stern, 2002). Ces facteurs individuels contribuent à la

capacité de réserve de l'individu et pourraient être associés à une plus grande capacité de réorganisation neurofonctionnelle chez les adultes âgés, comme le suggère le modèle STAC.

Le vieillissement physiologique se caractérise ainsi par des déclins fonctionnels et cognitifs qui vont affecter la marche tant au niveau du système neuromusculaire que cognitif.

3.1.3 Vieillissement et marche

3.1.3.1 DECLIN DES FONCTIONS NEUROMUSCULAIRES ET DE L'EQUILIBRE

Au cours de l'avancée en âge le muscle subit des changements au niveau de sa structure musculaire et de ses propriétés contractiles. Le vieillissement affecte les fonctions neuromusculaires (McGibbon, 2003) entraînant une diminution de la masse musculaire et en conséquence de la force musculaire (Perry et al., 2007) et une réduction de l'amplitude des mouvements du membre inférieur (Kang & Dingwell, 2008 ; Rolland & Vellas, 2009). Le vieillissement affecte aussi l'équilibre car il est non seulement responsable d'une détérioration des fonctions neuromusculaires, mais aussi d'une baisse de la vision et des capacités proprioceptives (Skinner et al., 1984), d'une atteinte de l'oreille interne (presbyvestibulie) et du cortex cérébral.

Pour compenser ces effets du vieillissement, les personnes âgées tendent à modifier leurs paramètres de marche.

3.1.3.2 DEGRADATION DES PARAMETRES DE MARCHE

Avec l'avancée en âge, une marche plus précautionneuse est adoptée, caractérisée par une réduction de la vitesse de marche, de la cadence, de la longueur du pas, de la longueur de la foulée et une augmentation du temps de double appui, de la durée du pas et de la foulée (Herssens et al., 2018). Ces auteurs notent que par ailleurs la variabilité de la marche, la largeur du pas et les pourcentages des phases du cycle de marche restent relativement stables. Ces changements biomécaniques sont en fait des stratégies compensatoires adoptées par les PA face à la diminution des ressources cognitives, des capacités neuromusculaires et des fonctions exécutives (Hamasaki et al., 2018 ; Hausdorff et al., 2008).

Le critère le plus souvent cité pour caractériser la réduction des capacités motrices chez le sujet âgé réside dans la diminution de la vitesse de marche qui peut trouver son origine dans différentes causes. Elle peut être la conséquence de la réduction de la longueur du pas et de la foulée qui peut elle-même être le résultat d'une moindre propulsion du corps (Uematsu et al., 2014). Elle peut provenir d'une altération de l'équilibre (Schultz, 1995) entrainant une marche plus prudente. De plus, Rosano et al. (2011) ont montré que l'atrophie cérébrale au niveau du CPF était

liée à la réduction de la vitesse de marche qui serait, elle-même, à mettre en relation avec l'atteinte de la vitesse de traitement de l'information. La diminution de la quantité de matière grise ralentit la transmission des informations concernant l'environnement dans lequel la personne évolue. Beursken et Bock (2012) précisent que c'est notamment la vitesse de traitement visuel qui contribuerait à la réduction de la vitesse de marche.

Les paramètres spatio-temporels et cinématiques de la marche, altérés lors de la marche simple chez les PA, le seront davantage en situation de DT.

3.1.3.3 SITUATION DE DT

Les sujets âgés non seulement marchent plus lentement mais ils ont aussi plus de difficultés à réaliser une DT (Al-Yahya et al., 2011 ; Holtzer et al., 2011 ; Yogev-Seligmann et al., 2010 ; Yogev-Seligmann et al., 2008 ; Holtzer et al., 2006 ; Woollacott & Shumway-Cook, 2002). Leurs performances de marche sont davantage altérées lors de la DT, comparativement à celle de jeunes adultes, même à des stades débutants du vieillissement (Pothier et al., 2015). La réduction de la vitesse de marche en condition de DT, plus marquée chez les PA que chez les jeunes adultes, prouve que la marche n'est pas entièrement automatique (Woollacott & Shumway-Cook, 2002). Même si ce ralentissement de la marche est cohérent avec la diminution de la capacité physique survenant avec l'âge, de nombreuses études ont démontré qu'il peut aussi s'expliquer par des déficits liés au vieillissement au niveau de l'attention et des fonctions exécutives (Shumway-Cook et al. 1997). La tâche secondaire est également fréquemment altérée chez les PA avec ou sans troubles cognitifs, soulignant ainsi la difficulté pour ces personnes à partager l'attention entre la marche et une tâche secondaire (Pothier et al., 2015). Ainsi, si l'individu dispose de moins de ressources cognitives et de fonctions exécutives, les interférences en DT seront plus importantes et entraîneront des altérations plus fortes des performances cognitives et motrices (Bonetti et al. 2019 ; Hausdorff et al. 2008). Cependant, les interférences en DT et les altérations des performances motrices et cognitives dépendent non seulement du type et de la complexité des tâches motrices et cognitives, mais aussi du niveau cognitif et fonctionnel du participant (Goh et al. 2021).

Plusieurs études (Smith et al., 2016 ; Al-Yahya et al., 2011 ; Hollman et al., 2007) ont montré que les PA ont, en général, une vitesse de marche et une cadence plus faibles, une longueur de foulée plus courte et une plus grande instabilité posturale que de jeunes adultes. Cependant, bien que l'on note une certaine détérioration de la performance de la tâche cognitive, détérioration qui augmente avec l'âge, la stabilité de la marche n'est généralement pas affectée par la DT dans un premier temps (Springer et al., 2006 ; Gérin-Lajoie et al., 2005 ; Schrodt et al., 2004 ; Abernethy et al., 2002 ; Li et al., 2001). Bloem et al (2001) rapportent que les jeunes adultes et à un certain degré les

PA avec une bonne santé cognitive donnent priorité à la stabilité de la marche lors de la réalisation d'une DT. Elles concentrent volontairement leur attention sur la stabilité pendant la marche au détriment de la tâche secondaire (Yogev-Seligmann et al., 2012). La stratégie inconsciente "posture-first" est l'un des moyens d'éviter les dangers et de prévenir les chutes lors de la marche (Shumway-Cook et Woollacott, 2000). Mais si certaines études (Schrodt et al., 2004 ; Abernethy et al., 2002) ont montré que les PA optent pour une stratégie de type "posture-first" en situation de DT, d'autres auteurs (Hall et al., 2011 ; Verghese et al., 2007 ; Hollman et al., 2007) ont observé qu'au contraire, Elles ont tendance à privilégier le maintien des capacités cognitives au détriment de l'équilibre postural, soit une stratégie "posture-second". Elles se concentrent alors davantage sur la tâche cognitive que sur leur performance de marche. Ainsi la focalisation de l'attention durant la DT est complexe car dépendant de plusieurs facteurs : la nature de la DT, les consignes données par l'expérimentateur et la priorité donnée à la tâche motrice ou cognitive par le participant (Shumway-Cook et al., 1997).

3.1.3.4 ACTIVATION DU CPF

Lors de la marche simple, il a été en général observé une plus grande activation préfrontale chez les PA que chez les plus jeunes (Hoang et al., 2022 ; Hawkins et al., 2018 ; Stuart et al., 2018 ; Mirelman et al., 2017). Le vieillissement provoquerait une augmentation graduelle de l'activité préfrontale (Nóbrega-Sousa et al., 2020). En outre, l'augmentation de la variabilité de la marche est associée à une activité préfrontale plus élevée (Hoang et al., 2022 ; Mirelman et al., 2017). L'augmentation de l'activation du CPF est le reflet d'un mécanisme compensatoire pour pallier à la perte de l'automaticité de la marche ; les PA mobilisent plus de ressources attentionnelles en sollicitant davantage leurs ressources cognitives que les jeunes adultes (Hoang et al., 2022 ; Mirelman et al., 2017). Mais ce mécanisme compensatoire atteint ses limites quand la fonction exécutive réduit son efficacité et on observe alors des troubles de la marche (Nóbrega-Sousa et al., 2020). Ces auteurs ont montré que l'activité du CPF et les performances de marche évoluent selon l'âge. Ils ont observé en particulier qu'à partir de 70 ans les mécanismes compensatoires, se traduisant par l'augmentation de l'activité préfrontale, atteignent leurs limites ; parallèlement apparaissent des troubles de la marche et des fonctions exécutives (Figure 5). Ainsi l'augmentation de l'activité corticale préfrontale a été proposée comme un signe préclinique de troubles de la marche et de risque de chutes chez les personnes âgées (Verghese et al., 2017).

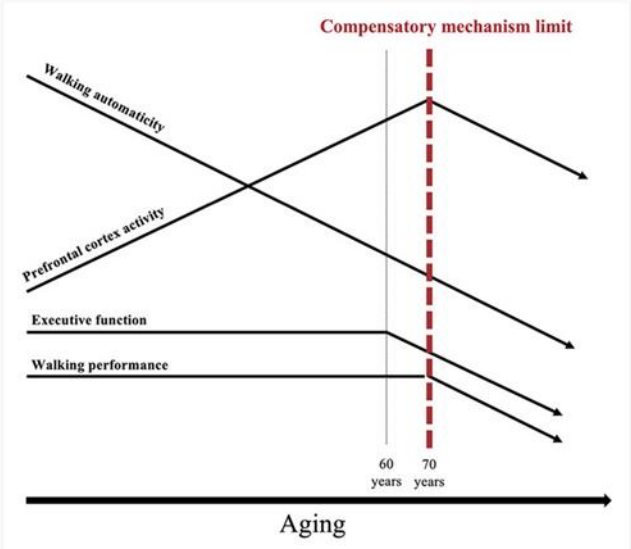


FIGURE 5 : EFFETS DU VIEILLISSEMENT SUR L'AUTOMATICITE DE LA MARCHE, L'ACTIVITE DU CPF, LES FONCTIONS EXECUTIVES ET LA PERFORMANCE DE MARCHE. (NOBREGA-SOUSA ET AL., 2020)

Si l'on compare l'activation préfrontale chez les PA en bonne santé cognitive en condition de DT par rapport à la marche simple, la grande majorité des études rapportent une augmentation de l'activation préfrontale ; de plus l'accroissement de la difficulté de la tâche cognitive est responsable d'une activation plus importante (Udina et al., 2020 ; Pelicioni et al., 2019).

Si l'on compare l'activation préfrontale chez les PA à celle de jeunes adultes pendant la DT, les études montrent des résultats contradictoires. Quelques-unes observent une plus grande activation pouvant être expliquée par la mise en œuvre de mécanismes compensatoires impliquant davantage de ressources cognitives (Mirelman et al., 2017). Plusieurs études ne notent aucune différence, voire une plus faible activité préfrontale (Hoang et al., 2022 ; Hawkins et al., 2018 ; Takeuchi et al., 2016 ; Beurskens et al., 2014 ; Holtzer et al., 2011).

Ces résultats divergents peuvent s'expliquer par les caractéristiques, différant d'une étude à l'autre, de la population âgée étudiée (âge, capacités motrices et cognitives), de la nature des protocoles utilisés (marche sur tapis roulant ou en condition de laboratoire ou en milieu écologique, nature et difficulté de la tâche concomitante à la marche).

L'activation préfrontale dépend aussi de la capacité physique du sujet. Il a été montré que, lors de marche rapide sur tapis roulant, elle était majorée chez des PA ayant une faible capacité de marche en comparaison de celles ayant une capacité de marche élevée (Harada et al., 2009). Chez ces sujets âgés à faible capacité physique, une hyperactivation préfrontale compensatrice essaye de pallier un contrôle cognitif et moteur réduit lors de la tâche de marche rapide (Harada et al., 2009).

Cela souligne sans doute l'intérêt de maintenir une bonne capacité physique malgré l'avancée en âge ; la pratique régulière d'activités physiques pourrait constituer une méthode de contre-mesure efficace pour lutter contre les effets délétères du vieillissement sur les performances cognitives et motrices.

Le vieillissement non pathologique s'accompagne d'une série de changements au niveau du fonctionnement cérébral se caractérisant par des déficits cognitifs qui seront encore davantage prononcés avec la survenue d'une maladie neuro-évolutive. 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 comme la maladie de Parkinson.

3.2 Vieillissement pathologique : maladie de Parkinson

Maladie neuro-dégénérative la plus fréquente après la maladie d'Alzheimer, la MP débute vers l'âge de 60 ans en moyenne ; la proportion des malades augmente avec l'âge de la population, atteignant environ 2% des personnes de plus de 65 ans (Poewe et al., 2017). C'est une maladie chronique dont l'évolution est lente et progressive ; elle débute 5 à 10 ans avant l'apparition des premiers symptômes cliniques**.**

3.2.1 Généralités

3.2.1.1 DEFINITION

La MP idiopathique est un syndrome extrapyramidal chronique et dégénératif consistant en une destructio**n** progressive des neurones dopaminergiques dans la substance noire (*locus niger*), entraînant une diminution de la production de dopamine qui est un neurotransmetteur jouant un rôle clef dans la régulation des fonctions motrices. Cette pathologie concerne les noyaux gris centraux, appelés ganglions de la base (GB), qui est une région impliquée dans l'initiation et le contrôle du mouvement mais également dans des fonctions émotionnelles et cognitives (Bartels & Leenders, 2009).

Ainsi, la MP est avant tout une maladie qui touche les fonctions motrices et ce sont principalement trois symptômes moteurs, appelés triade parkinsonienne, qui la caractérisent.

3.2.1.2 SYMPTOMES

Les symptômes sont nombreux mais les plus caractéristiques sont les troubles moteurs de la triade parkinsonienne : tremblements de repos, bradykinésie-akinésie et rigidité (Postuma et al., 2015 ; Bartels & Leenders, 2009).

- Signe initial dans 60 à 70% des cas, les tremblements de repos sont des mouvements oscillatoires de muscles agonistes et antagonistes. Ils apparaissent généralement dès que la partie du corps concernée cesse de bouger et touchent le plus souvent les extrémités de membres (pied, main) de façon unilatérale ou asymétrique. Ils disparaissent pendant les mouvements volontaires et le sommeil**.** Ils peuvent être accentués lors de stress, de fatigue ou d'effort de concentration tel le calcul mental**.**

- La bradykinésie est le ralentissement du mouvement avec diminution de la vitesse et de l'amplitude, au niveau du membre supérieur et/ou du membre inférieur, et l'akinésie correspond à une difficulté à initier un mouvement. Le patient se déplace plus difficilement, multiplie les petits pas**,** ralentit la marche. Il présente aussi une perte du ballant du bras, de la micrographie, une atteinte de la voix qui devient plus monotone et perd en intensité. L'apparition de ces symptômes est très variable et peut être influencée par le stress, les émotions, différents stimuli (visuels, auditifs...).

- La rigidité, provoquée par une augmentation anormale du tonus musculaire, contribue à la difficulté d'exécution des mouvements. Elle peut toucher aussi bien l'ensemble du corps que des parties plus localisées, elle est généralement asymétrique au niveau des bras, du dos ou des jambes. Le geste n'est plus fluide et devient saccadé.

A côté de ces troubles moteurs, la MP se manifeste par divers autres symptômes non moteurs pouvant survenir avant les signes moteurs (Postuma & Berg, 2019) mais présents dans les stades les plus tardifs. Ils comprennent la fatigue, les troubles du sommeil et de la vigilance, la perte de l'odorat, les troubles sensitifs, les douleurs. Un déclin cognitif peut également être présent sous forme de troubles mnésiques, déficit d'attention, syndrome dysexécutif ou encore démence. Des troubles dysautonomiques tels qu'hypotension orthostatique, troubles digestifs, constipation, troubles mictionnels, hypersialorrhée (sécrétion salivaire normale mais diminution des mouvements automatiques de déglutition) peuvent également être observés (Mendoza-Velásquez et al., 2019 ; Coon et al., 2018). Sur le plan psychique, la dépression et l'anxiété sont fréquentes. Ces signes non moteurs participent aux difficultés rencontrées dans la prise en charge de la maladie.

La MP présente un tableau clinique de symptômes moteurs et non moteurs, qui vont évoluer tout au long de différents stades.

3.2.1.3 EVOLUTION

La MP idiopathique évolue sur plusieurs phases, la durée de chacune étant variable d'un patient à l'autre (Poewe et al., 2017). Des échelles d'évaluation permettent de suivre l'avancement de la maladie et d'adapter au mieux la prise en charge : les plus communes sont l'échelle UPDRS (Unifed Parkinson's Disease Rating Scale) (Annexe I) et l'échelle de Hoehn et Yahr (Annexe II)

- La phase *présymptomatique,* dont le départ et la durée sont mal définis, correspond au processus de perte neuronale ; la MP resterait asymptomatique jusqu'à ce que 50 à 70% des neurones dopaminergiques soient détruits.

- La phase *diagnostique* s'étend de l'apparition des premiers signes moteurs de la maladie jusqu'au diagnostic officiel.

- Puis la phase *initiale* correspond au début du traitement médical dopaminergique. Le malade se trouve en phase dite « lune de miel », car grâce au traitement il conserve un bon contrôle moteur et mène une vie à peu près normale (stades I et II de Hoehn et Yahr). La dopathérapie permet de compenser efficacement le déficit en dopamine les premières années, mais ce bénéfice s'estompe progressivement.

- Après une durée moyenne de 3 à 5 ans, une phase de *complications motrices* liées au traitement dopaminergique apparait car son efficacité diminue et fluctue tout au long de la journée. Cette étape se caractérise principalement par des fluctuations motrices avec une alternance au cours de la journée de périodes de bonne mobilité (ON) et de mobilité réduite (OFF). Les signes non moteurs deviennent plus fréquents et contribuent à l'altération de la qualité de vie (stades III et IV de Hoehn et Yahr).

- Puis, le malade atteint la phase *tardive* qui est marquée par la perte d'autonomie. Le traitement dopaminergique devient inefficace, les symptômes moteurs s'aggravent entraînant des troubles de la marche, de la posture, ou de l'équilibre, les phénomènes de festination et de « freezing » font leur apparition. La festination correspond à une accélération brutale de la fréquence des mouvements accompagnée d'une diminution de leur amplitude. Le « freezing » est une suspension brutale et involontaire de la marche, les pieds restent fixés au sol, le patient est incapable de poursuivre l'activité de marche ou de l'initier. Il peut être considéré comme un trouble du contrôle rythmique des mouvements et serait lié à une inhibition ou à un défaut d'exécution des programmes moteurs automatiques (Nutt et al., 2011). Corrélés aux troubles de l'équilibre, à la réduction de la durée des périodes « ON », et aux troubles posturaux typiques de la MP, ces

phénomènes augmentent considérablement le risque de chute. Le niveau d'autonomie du patient est alors fortement détérioré.

-Au *dernier stade*, la marche devient impossible. Les troubles cognitifs et comportementaux évoluent également, pouvant conduire peu à peu le patient vers la démence.

3.2.2 Aspects neuropathologiques et neurophysiologiques

3.2.2.1 LES CORPS DE LEWY

La MP est caractérisée par la formation d'inclusions sphériques, les corps de Lewy, dont le constituant primaire est l'α-synucléine (Spillantini et al., 1997). Cette dernière est une protéine principalement neuronale, présente chez l'individu sain, mais qui à l'état pathologique subit un changement conformationnel induisant un processus d'agrégation et la formation de ces inclusions (Conway et al., 2000a ; Conway et al., 2000b). Sa présence en excès serait toxique pour les neurones dopaminergiques ce qui entraînerait leur mort par apoptose ; la perte neuronale touche les trois noyaux pigmentés du tronc cérébral et en particulier la substance noire (Dickson et al., 2009 ; Greffard et al. 2006).

Le développement des corps de Lewy présenterait une progression ascendante (Braak *et al.*, 2003 ; Goedert *et al.*, 2013 ; Del Tredici and Braak, 2016). Il débuterait dans le noyau dorsal du nerf vague et la zone réticulée intermédiaire dans le bulbe, continuerait dans le *locus coeruleus* et la substance noire au niveau mésencéphalique ; la phase symptomatique débute alors avec l'apparition des premiers symptômes moteurs de la triade parkinsonienne. Puis le système limbique est touché (hypothalamus, noyaux limbiques du thalamus…) et enfin le cortex avec une progression centripète, de sa périphérie vers le sillon central. Sont alors atteints entre autres les aires associatives sensorielles et le néocortex préfrontal, avec apparition des troubles cognitifs et des chutes, le cortex prémoteur et le cortex sensitivomoteur primaire.

3.2.2.2 LES GANGLIONS DE LA BASE (GB)

La MP est associée à une perte d'automaticité des mouvements due à un dysfonctionnement des GB qui participent à la programmation et au contrôle des mouvements mais ils jouent aussi un rôle dans des fonctions émotionnelles et cognitives.

Les GB sont au nombre de quatre :

- le striatum (composé du noyau caudé, du putamen, du striatum ventral),
- le pallidum (*globus pallidus* divisé en un segment externe GPe et un interne GPi),
- le noyau subthalamique,

- la substance noire.

La plupart de leurs neurones produisent un neurotransmetteur inhibiteur le GABA, ils sont GABAergiques. La substance noire présente une partie réticulaire (*pars reticulata*, SNr) possédant des neurones GABAergiques et une partie compacte (*pars compacta*, SNc) qui contient des neurones dopaminergiques. Le striatum possède en plus des interneurones cholinergiques.

De manière très schématique, les GB sont impliqués dans une boucle complexe qui les lie à différentes aires corticales : l'information en provenance des aires frontales, préfrontales et pariétales du cortex est principalement reçue par le striatum puis traverse les GB et retournent au cortex via le thalamus.

L'organisation des GB repose sur deux concepts :

- une organisation intrinsèque aux GB caractérisée par une voie directe et une voie indirecte ;
- une organisation en circuits parallèles distincts reliant différentes zones du cortex à ces GB.

<u>Organisation intrinsèque des GB</u> (Figure 6)

Le striatum qui reçoit l'information en provenance des aires corticales est composé de neurones GABAergiques dits :

-de la voie directe (voie striatonigrale), qui expriment des récepteurs dopaminergiques de type D1 et qui projettent sur GPi et SNr ;

- de la voie indirecte (voie striatopallidale), qui expriment des récepteurs de type D2 et qui projettent sur GPe qui influence à son tour le noyau subthalamique.

Les projections des neurones dopaminergiques de la SNc en direction de la portion dorsale du striatum (noyau caudé-putamen) forment la voie nigrostriée.

Le noyau subthalamique constitue une composante de la voie indirecte mais il est aussi la seconde voie d'entrée directe des informations corticales, on parle de voie « hyperdirecte ». A travers lui les informations corticales vont agir sur GPi et SNr.

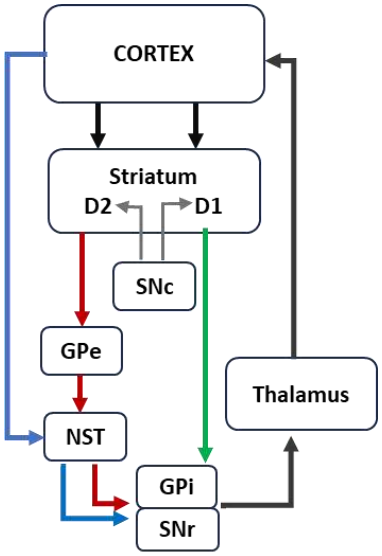


FIGURE 6: SCHEMA DES VOIES DIRECTE ET INDIRECTE DES GANGLIONS DE LA BASE.

La voie directe est représentée en vert, la voie indirecte en rouge et la voie hyperdirecte en bleu. D1 et D2 : récepteurs dopaminergiques D1 et D2 ; GPe : *globus pallidus* externe ; GPi : *globus pallidus* interne ; NST : noyau subthalamique ; SNc : substance noire *pars compacta* ; SNr : substance noire *pars reticulata*

Organisation en circuits parallèles

Le rôle des ganglions de la base a longtemps été limité au contrôle moteur, en effet ils interviennent dans la régulation des mouvements, permettent d'initier et d'ajuster le tonus d'un programme moteur et d'inhiber les mouvements indésirables (Figure 7).

La voie directe exerce une action facilitatrice du mouvement par désinhibition du thalamus via l'inhibition de GPi, elle est dominante si le niveau de dopamine est suffisamment élevé. Le thalamus projette ensuite sur le cortex moteur qui déclenche le mouvement.

La voie indirecte qui diminue les mouvements permet d'inhiber un mouvement indésirable. A cette fin, le putamen du striatum bloque l'inhibition du GPe sur le noyau subthalamique. Ce dernier exerce un effet excitateur normal sur les structures GPi et SNr. Le thalamus étant alors inhibé, l'information motrice ne sera pas transmise au cortex

Ces mécanismes permettent une gestion fine de l'activation de la voie motrice principale en favorisant (voie directe) ou en inhibant (voie indirecte) le mouvement. (Obeso et al., 2008).

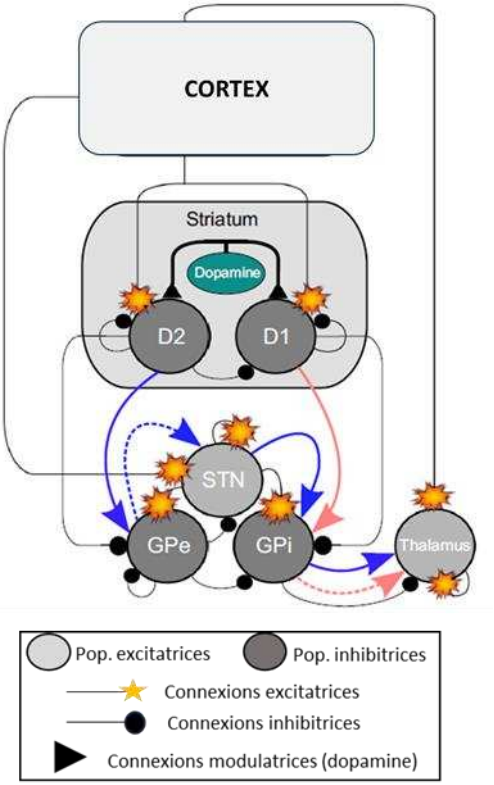


FIGURE 7 : SCHEMA DES CONNECTIONS DE REGULATION ENTRE LES STRUCTURES NEURONALES DES GANGLIONS DE LA BASE.

La voie directe est représentée par les flèches rouges, la voie indirecte par les flèches bleues. Les populations inhibitrices sont représentées par des ronds gris foncé et excitatrices par des ronds gris clair. Les connexions inhibitrices sont représentées par des traits se terminant par des cercles et les excitatrices par des traits se terminant par des étincelles. Les traits se terminant par des triangles correspondent à l'effet modulateur de la dopamine. Les lignes en pointillés signent un flux réduit du signal, conséquence de la régulation de la dopamine.

D1 et D2 : récepteurs dopaminergiques D1 et D2 ; GPe : *globus pallidus* externe ; GPi : *globus pallidus* interne ; STN : noyau subthalamique ; SNc : substance noire *pars compacta* ; SNr : substance noire *pars reticulata* (Navarro-Lopez et al., 2020).

Puis en 1986, Alexander et al. définirent un nouveau modèle basé sur l'existence de plusieurs boucles parallèles entre le cortex et les GB suggérant leur implication dans la motivation et les fonctions cognitives en amont de l'exécution motrice. Les voies de sortie de ces ganglions se projettent sur le cortex moteur mais aussi sur le CPF impliqué dans le traitement des informations cognitives (Middleton et Strick, 2002). Il existe aussi des projections vers les cortex pariétal et temporal (Middleton et Strick, 1996).

Ganglions de la base et Maladie de Parkinson

A l'état normal, la substance noire compacte intervient en facilitant la voie directe et en inhibant la voie indirecte. Dans la MP, la dégénérescence des neurones de la SNc entraîne une sous-production de dopamine dont la quantité devient insuffisante dans le striatum, conduisant à une dérégulation de la voie indirecte et un emballement de l'activité neuronale du noyau subthalamique (Obeso et al., 2008). Le GPi et la SNr ne sont plus soumis à l'inhibition de la voie directe (non stimulation des récepteurs D1). La conséquence majeure qui en découle est la surinhinbition du thalamus moteur et en conséquence la dépression de la voie thalamo-corticale entraînant un effet suppresseur sur la production de mouvements (hypokinésie) (Figure 8).

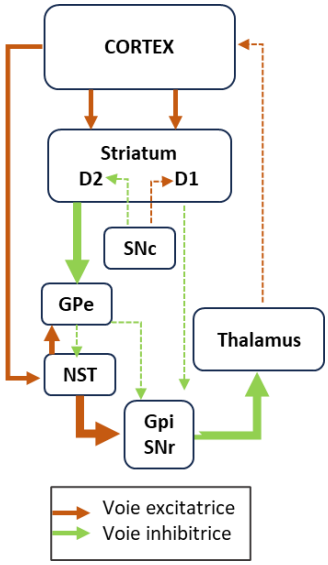


FIGURE 8 : SCHEMA DE L'ORGANISATION ANATOMO-FONCTIONNELLE DES GANGLIONS DE LA BASE DANS LA MALADIE DE PARKINSON.

Flèche large : hyperactivité ; flèche en pointillés : hypoactivité ; flèche verte : voie inhibitrice ; flèche marron : voie excitatrice. D1 et D2 : récepteurs dopaminergiques D1 et D2 ; GPe : *globus pallidus* externe ; GPi : *globus pallidus* interne ; NST : noyau subthalamique ; SNc : substance noire *pars compacta* ; SNr : substance noire *pars reticulata*

De plus, la dopamine joue un rôle de renforçateur positif pour l'apprentissage procédural, la formation d'automatismes et pour l'adaptation comportementale face à de nouvelles situations ; ainsi les GB jouent un rôle pivot dans l'apprentissage, l'exécution de comportements routiniers, la sélection de l'action et son adaptation au contexte cognitif et émotionnel (Kim et Hikosaka 2015 ; Graybiel, 2008 ; Hikosaka *et al.*, 1999). Chez les MP, l'altération du système dopaminergique induit une altération des processus d'apprentissage, produit aussi une perte progressive de l'utilisation des automatismes découlant de ces apprentissages ainsi que la possibilité de réaliser deux actions

simultanées (Pessiglione et al., 2003). Ainsi la marche qui est un mécanisme automatique découlant d'un apprentissage nécessitera une attention soutenue de la part des MP. Ces personnes ont un déclin plus prononcé des fonctions exécutives.

3.2.3 Troubles cognitifs

Cette pathologie est non seulement caractérisée par des troubles de la marche et une perte de l'automaticité de celle-ci (Baltadjieva et al., 2006), mais aussi par des troubles cognitifs en particulier de l'attention et des fonctions exécutives (Dirnberger & Jahanshahi, 2013 ; Kudlicka et al., 2011 ; Emre, 2003 ; Dubois et al., 1997). La maladie n'entraîne pas de déclin cognitif global mais les MP présentent des troubles cognitifs spécifiques. Ainsi sont touchés : l'attention, les fonctions exécutives, la mémoire, la vitesse de traitement de l'information, les fonctions visuospatiales et l'apprentissage. Ils peuvent se manifester à un stade précoce (Elgh et al.,2009) et s'aggraver au cours de la maladie, jusqu'à la démence dans les formes avancées (Lee et al., 2014 ; Gasca-Salas et al., 2014 ; Broeders et al., 2013). La progression des troubles cognitifs correspond à une altération de plus en plus marquée des connexions cérébrales, en particulier des circuits impliquant les régions frontales qui interviennent fortement dans ces fonctions exécutives.

Parmi les troubles cognitifs, sont présents :

- les troubles visuospatiaux accentuant la sévérité des troubles de la marche ; ils sont liés à des modifications structurelles et fonctionnelles des régions postérieures du cortex (Garcia-Diaz et al., 2018 ; Armstrong, 2015),

- un ralentissement cognitif, dès les stades précoces, avec une augmentation du temps de réponse surtout pour des tâches complexes, ou lors de prise de décision (Cooper et al., 1994),

- une atteinte de la mémoire et plus particulièrement de la mémoire de travail qui est touchée dès les stades précoces ; elle intervient dans les situations de planification, de prise de décision et requiert beaucoup de ressources attentionnelles.

Cependant les troubles cognitifs concernent plus particulièrement l'attention et les fonctions exécutives.

3.2.3.1 ATTEINTE DE L'ATTENTION ET DES FONCTIONS EXECUTIVES

Si les capacités d'attention soutenue, de vigilance et d'alerte sont préservées, par contre celles d'attention sélective (orientation et sélection) sont détériorées. En effet les MP ont des difficultés à focaliser leurs ressources attentionnelles sur l'information pertinente et à inhiber les stimuli distracteurs. L'attention divisée est aussi atteinte, se traduisant par une altération des performances lors de la DT. Mais c'est surtout la composante exécutive de l'attention qui est touchée (Dujardin et

al., 2013). Si les processus automatiques ne demandent pas de ressources attentionnelles, par contre, les processus contrôlés, mis en œuvre lors de situation nouvelles ou complexes, consomment des ressources attentionnelles (Posner & Snyder, 1975).

Les fonctions exécutives sont atteintes précocement dans la MP, s'aggravent avec l'évolution de la maladie, pouvant aller jusqu'à la démence. Le syndrome dysexécutif se traduit par une plus grande sensibilité à l'interférence, des difficultés à s'adapter au changement, à intégrer plusieurs sources d'information et à alterner entre des schémas d'action (manque de flexibilité cognitive) (Dujardin 2020 ; Dirnberger & Jahanshahi 2013). Les ressources cognitives étant limitées, lors de processus contrôlés il est indispensable que les ressources attentionnelles soient affectées aux différentes informations à traiter, ce que les MP ont des difficultés à gérer. De plus, intégrant difficilement les informations en provenance de plusieurs sources, les MP ont tendance à traiter les informations de manière séquentielle et non en parallèle (Koerts et al., 2011).

3.2.3.2 PHYSIOPATHOLOGIE DES TROUBLES COGNITIFS

Les troubles cognitifs résultent principalement de la perte des neurones dopaminergiques responsable du dysfonctionnement de la voie associative nigro-striato-thalamo-corticale (Owen, 2004). La déplétion dopaminergique touche les régions associatives du CPF et altère ainsi les fonctions exécutives. Aux stades précoces de la MP, seule la région dorsale du striatum est touchée, région impliquée dans le circuit associatif préfrontal dorsolatéral ; il en résulte un dysfonctionnement du CPF principalement dans sa région dorsale (Cools et Robbins 2004). La région ventrale du striatum est atteinte progressivement avec l'évolution de la maladie. Le syndrome dysexécutif résulterait également d'une atteinte de la voie dopaminergique mésocorticale ainsi que d'autres systèmes neuromodulateurs : cholinergique (Bohnen et al., 2006), sérotoninergique (Huot et al., 2011) et noradrénergique (Kehagia et al., 2013 ; McGaughy et al., 2008).

Ces systèmes seraient impliqués dans les troubles visuospatiaux pour le système cholinergique qui est aussi impliqué avec le système noradrénergique dans les troubles attentionnels et mnésiques (Kehagia et al., 2013 ; Bohnen et al., 2006 ; Uc et al., 2005).

Les troubles cognitifs en plus des troubles moteurs ont pour conséquence un plus grand risque de chute.

3.2.4 Marche

Parmi les troubles axiaux, en plus des troubles de la parole, de la déglutition et de la respiration, les MP présentent des troubles de la marche et de l'équilibre (instabilité posturale,

freezing, chutes). Ils sont d'apparition plus tardive, peu influencés par le traitement médicamenteux et s'aggravent avec la progression de la maladie (Mirelman et al., 2019).

Les individus à fort risque de chute peuvent adopter une focalisation plus interne de l'attention comme stratégie protectrice, surtout quand la stabilité de la marche est en jeu. Afin d'éviter la chute, ces personnes augmentent le contrôle conscient de leurs mouvements, ce qui, paradoxalement, est un facteur de perturbation de l'automatisme de la marche augmentant à son tour la probabilité de chute (Wong et al., 2008). Cette attention accrue portée à leurs propres mouvements, qui autrement seraient plus automatisés et nécessiteraient moins de contrôle attentionnel, entraîne une diminution des performances de marche (Wulf, 2013 ; Wong et al., 2008 ; Young et al., 2015).

Les mouvements étant lents et limités, les paramètres spatiotemporels de la locomotion sont perturbés et se caractérisent par une réduction de la longueur du pas en premier lieu, puis de la vitesse, une augmentation du temps de double appui et de la variabilité de la marche (Hausdorff, 2009 ; Mirelman et al., 2019 ; Morris et al., 1994a). Plusieurs auteurs indiquent que les MP présentent surtout un trouble de la régulation interne de la longueur du pas, compensé par une augmentation relative de la cadence ; le contrôle de la cadence resterait intact (Moreau et al., 2010 ; Morris et al., 1994a, 1994b, 1996). On note aussi une altération des mouvements automatiques, une diminution du ballant des bras et des troubles de la préparation du mouvement : initiation, ajustements posturaux, planification des mouvements complexes ; l'arrêt et le demi-tour sont réalisés avec difficulté. A terme, l'évolution de la pathologie occasionne des troubles épisodiques tels que la festination et le freezing accompagnés de chutes (Nutt et al., 2011).

Le freezing apparaît non seulement au cours du déplacement, mais aussi à l'initiation de la marche, après le lever d'une chaise ou du lit, lors d'un demi-tour ainsi que dans des situations de stress ou dans des environnements particuliers tels les espaces confinés, les portes étroites (Bloem et al., 2004 ; Giladi & Nieuwboer, 2008 ; Nutt et al., 2011). Les épisodes de freezing sont souvent précédés par une phase de petits pas accélérés soit une augmentation de la cadence avec diminution de la longueur du pas et de la vitesse (Nieuwboer et al., 2001). Il peut être considéré comme un trouble du contrôle rythmique des mouvements et serait lié à un défaut d'exécution de programmes moteurs automatiques (Nutt et al., 2011). Il résulterait d'un découplage fonctionnel entre les GB et le réseau du contrôle cognitif et en particulier l'aire motrice supplémentaire qui intervient dans la planification et l'initiation du mouvement (Shine et al., 2013 ; Chee et al., 2009 ; Jacobs et al., 2009). Le freezing peut être aussi déclenché par un stimulus visuel ou auditif. Plusieurs mécanismes peuvent

en être à l'origine : la création d'un patron de marche anormal (hypokinésie avec réalisation de pas de plus en plus petits), l'altération de l'automaticité, un dysfonctionnement perceptif, un couplage anormal entre posture et marche, un dysfonctionnement exécutif (Nutt et al., 2011 ; Heremans et al., 2013). Tout cela proviendrait d'anomalies structurelles et fonctionnelles au niveau du tronc cérébral, du cervelet, des ganglions de la base et des régions corticales (Bharti et al., 2019).
Le freezing apparaît souvent lors de la réalisation d'une DT motrice ou cognitive.

Si lors de la marche simple les MP montrent déjà des performances détériorées comparativement à des PA saines, durant la DT ils souffrent d'une accumulation d'effets, les déficits cognitifs et moteurs restreignent la capacité à marcher et à réaliser une autre tâche. Chez les MP, la marche est moins automatique, ce qui entraîne une augmentation des coûts de la DT (Yogev-Seligmann et al., 2008). Quand les ressources attentionnelles des MP sont allouées à plus d'une tâche, les troubles de la marche (diminution de la vitesse, de la longueur des foulées, augmentation du temps de double appui) sont amplifiés (Yogev et al., 2005 ; Morris et al., 1996 ; Bond & Morris, 2000, Camicioli et al., 1998). C'est en particulier le cas lors de la réalisation des DT qui font appel à une tâche cognitive de type arithmétique (série de soustractions) (O'Shea et al., 2002 ; Hausdorff et al., 2003 ; Galletly & Brauer, 2005 ; Yogev et al., 2005 ; Plotnik et al., 2011 ; Maidan et al., 2016a ; Nieuwhof et al., 2016). La priorisation appropriée, présente chez les adultes sains, est en opposition avec la réponse des patients à la DT ; les MP utilisent de manière inappropriée la stratégie "posture second" et exacerbent inutilement leur risque de chute (Bloem et al., 2001). La détérioration des paramètres de marche est plus marquée chez les MP présentant un plus haut risque de chute, résultat entre autres de la détérioration des fonctions exécutives (Plotnik et al., 2011). Cependant lorsque la tâche cognitive devient plus difficile (soustraction de 7 vs soustraction de 3), ces auteurs n'observent que très peu de détérioration supplémentaire de la marche chez ces MP alors qu'elle est bien visible chez les MP à moindre risque de chute. Par ailleurs, dans des conditions de DT, une augmentation de la variabilité de la marche par rapport aux conditions de marche simple est observée, ainsi la DT diminue la capacité des patients à maintenir la stabilité de marche (Raffegeau et al., 2019 ; Hausdorff, 2007 ; Yogev et al., 2005 ; Hausdorff et al., 2003). Yogev et al. (2005), à la vue de leurs observations quant à la détérioration de l'automaticité et de la capacité à maintenir un rythme stable de marche chez les MP, considèrent la régulation de la rythmicité et de la variabilité de marche comme un mécanisme automatique en conditions physiologiques mais réclamant de l'attention chez les MP. A des stades plus avancés de la maladie, la DT est un facteur classique responsable du freezing ; les MP présentent alors une dégradation encore plus importante de la marche avec une longueur de foulée plus courte associée à une diminution de la vitesse et une

augmentation du risque de chute (de Souza Fortaleza et al., 2017 ; Fasano et al., 2017 ; Heinzel et al., 2016 ; Camicioli et al., 1998).

Ainsi, ce n'est qu'à un stade avancé de la maladie que les problèmes de coordination et d'équilibre se manifestent. Les chutes sont provoquées principalement par l'instabilité posturale et les troubles de la marche (en particulier le freezing). Mais elles peuvent aussi provenir d'une hypotension orthostatique (après le lever), d'un trouble central de l'intégration proprioceptive du schéma corporel, de réponses posturales compensatrices trop lentes ou trop limitées (Grimbergen et al., 2004). L'instabilité posturale est un symptôme important de la MP provenant de troubles de l'orientation du rachis, la posture devient voûtée, et de troubles du contrôle postural avec la perte de réflexes de correction de la posture (Tiffreau et al., 2011). Les MP ont des difficultés à maintenir l'équilibre, ils ont tendance à basculer en avant ou en arrière ; les chutes vers l'arrière sont généralement dues à une instabilité posturale et vers l'avant aux épisodes de freezing.

Les troubles du contrôle postural résultent de l'anomalie conjointe de deux systèmes neuro-fonctionnels interdépendants : le système dopaminergique et le système cholinergique. L'instabilité posturale est souvent résistante aux traitements dopaminergiques suggérant l'implication d'autres systèmes notamment le système cholinergique. Si la dénervation dopaminergique est une condition nécessaire et suffisante au développement de la MP, certains patients présentent en plus une dysfonction cholinergique cérébrale. La dysfonction cholinergique peut être thalamique ou néocorticale. Les chutes seraient associées à une dysfonction cholinergique thalamique (Bohnen et al., 2012 ; Bohnen & Albin, 2009 ; Bohnen et al., 2009) et la réduction de la vitesse de marche, le freezing à une dysfonction cholinergique néocorticale (Bohnen et al., 2014 ; Bohnen et al., 2013 ; Bohnen et al., 2012 ; Rochester et al., 2012 ; Bohnen et al., 2009).

3.2.5 Activation du CPF

Avec l'âge et surtout la maladie, le contrôle moteur devient plus médian corticalement pour pallier ou compenser le dysfonctionnement des circuits automatiques sous-corticaux (Stuart et al., 2018). Les MP montrent un dysfonctionnement de la voie locomotrice directe accompagné d'une activation compensatoire de la voie indirecte. Plusieurs études attribuent l'augmentation d'activation du CPF à ce mécanisme compensatoire (Maidan et al., 2017 ; Holtzer et al., 2016 ; Kelly et al., 2012 ; Yogev-Seligmann et al., 2008). Cependant, par rapport aux PA, les MP ont besoin d'une plus grande activation du CPF pour maintenir le contrôle postural (Mahoney, 2016).

Concernant la marche à vitesse confortable, plusieurs études montrent une augmentation de cette activation que ce soit par rapport à la station debout ou par rapport à des sujets âgés sains (Maidan et al., 2017 ; Maidan et al., 2015) que ce soit en période « ON » ou « OFF » (Orcioli-Silva et

al., 2021 ; Maidan et al., 2016b). Ainsi, la simple marche met en jeu des ressources attentionnelles bien plus élevées chez les MP que chez les sujets normaux.

Durant la phase « ON » les MP montrent, comme les séniors sains, une augmentation de l'activation du CPF avec la difficulté de la tâche locomotrice alors que ce n'est plus le cas en phase « OFF » (Lin et al., 2021). Durant les périodes « OFF » la capacité d'activation du PFC devient insuffisante pour faire face aux tâches complexes de marche telles que la DT ou la marche avec évitement d'obstacles (Orcioli-Silva et al., 2020). La cause en revendrait à l'insuffisance en dopamine entraînant une inhibition excessive du thalamus moteur et en conséquence la dépression de la voie entre le thalamus et le cortex frontal. Les situations de DT sont responsables d'une augmentation accrue de cette activation par rapport à la station de repos (Al-Yahya et al., 2019 ; Nieuwhof et al., 2016). Cependant, par rapport aux conditions de marche simple, si chez les PA en bonne santé, la DT entraîne une activation plus importante du CPF, il n'en est pas de même pour les MP (Maidan et al., 2016a). Les auteurs considèrent que la marche simple requiert déjà une charge attentionnelle importante qui ne peut être augmentée davantage. Les MP déploieraient déjà des ressources exécutives de manière importante pendant la marche simple et ne seraient plus en mesure d'augmenter encore leur activité cérébrale lors de situation de DT. Ce défaut de réserve cognitive pourrait représenter un risque de chute notamment lors de DT ou de déplacement complexe.

Feng et al. (2023) ont observé que, par rapport aux MP sans freezing, les MP présentant des épisodes de freezing montrent une moindre activation du PFC durant la marche, indiquant chez eux une moindre capacité compensatoire. Par ailleurs, l'augmentation de l'activation corticale associée aux épisodes de freezing lors de DT sous entendrait que sa survenue pourrait résulter d'une augmentation de la demande de la tâche cognitive (Vandenbossche et al., 2011 ; Lewis & Barker, 2009).

3.2.6 Traitements

Le panel de traitements de la MP est très varié : traitements pharmacologiques, chirurgicaux, physiothérapie. La prise en charge thérapeutique est adaptée au stade d'évolution de la maladie, aux symptômes et à l'âge du patient. Les thérapeutiques médicamenteuses ou chirurgicales visent à pallier le déficit en dopamine et le dysfonctionnement de la voie nigro-striée.

3.2.6.1 TRAITEMENTS PHARMACOLOGIQUES

Ils sont symptomatiques et non curatifs et visent à pallier le déficit en dopamine. Ils ont une action sur les symptômes moteurs mais n'agissent pas sur les symptômes non moteurs ni sur la progression de la maladie. Le traitement médicamenteux est institué précocement dans la prise en charge du patient et est très efficace au début de la maladie mais avec le temps son bénéfice s'amenuise et les effets secondaires se développent.

Plusieurs stratégies médicamenteuses existent :

- Les précurseurs de la dopamine vont accroitre le taux de dopamine. La L-Dopa est le traitement de référence de la MP, elle est décarboxylée en dopamine par l'intermédiaire de la dopa-décarboxylase au niveau cérébral et stockée dans les neurones. Malheureusement, après une durée moyenne de 5 ans le traitement devient moins efficace, l'état moteur du patient suit l'évolution de la concentration plasmatique en L-dopa et des fluctuations motrices apparaissent avec une alternance au cours de la journée de périodes de bonne mobilité (ON) et de mobilité réduite (OFF). Avec l'évolution de la maladie, ces fluctuations motrices s'intensifient et deviennent plus imprévisibles.

- Les agonistes dopaminergiques stimulent les récepteurs correspondants. Ce sont des analogues structuraux de la dopamine, qui ne subissent pas de modification chimique et agissent directement sur les récepteurs dopaminergiques. Bien que leur efficacité soit moindre que celle de la L-dopa, ils ont une demi-vie supérieure et l'apparition des complications motrices est plus tardive.

- Les inhibiteurs de la monoamine oxydase de type B (IMAO-B) réduisent le catabolisme de la dopamine en empêchent l'action de cette enzyme responsable de la dégradation de la dopamine. Ils sont principalement utilisés au début de la maladie pour prolonger l'effet thérapeutique de la L-dopa.

- Les anticholinergiques de synthèse corrigent un déséquilibre striatal entre le système dopaminergique et cholinergique.

Quand l'équilibre thérapeutique ne peut être obtenu ainsi, le recours à d'autres types de traitements peut être nécessaire pour rétablir la stimulation dopaminergique continue : l'administration continue de médicaments dopaminergiques à l'aide de dispositifs médicaux ou la stimulation intracérébrale.

3.2.6.2 TRAITEMENT CHIRURGICAL

La technique de stimulation cérébrale profonde est actuellement le traitement chirurgical de référence en particulier lors de complications dues aux traitements dopaminergiques (Fox et al., 2018). Le principe consiste en l'implantation d'électrodes au niveau des noyaux sous-thalamiques ou du globus pallidus interne (ganglions de la base) afin de moduler leur activité.

Ce traitement est limité à un certain type de patients correspondant à plusieurs critères de sélection précis. Le patient doit, entre autres, être atteint d'une MP idiopathique depuis au moins 5 ans, posséder un état physiologique satisfaisant afin de supporter l'intervention (elle est préférentiellement pratiquée chez les moins de 70 ans), présenter des fonctions cognitives globales préservées…

Cette technique est réversible et permet l'ajustement des paramètres pour répondre à la progression de la maladie (McConnell et al., 2012), cependant ce traitement demeure purement symptomatique et il ne modifie pas l'évolution naturelle de la maladie.

3.2.6.3 REEDUCATION FONCTIONNELLE

La rééducation fonctionnelle tient une place importante dans l'arsenal thérapeutique, c'est un complément indispensable au traitement médicamenteux. Elle est utilisée afin de maintenir en priorité les capacités motrices des MP (Okun, 2017 ; Tomlinson et al., 2013). Les stratégies rééducatives pratiquées sont personnalisées et adaptées au stade d'évolution de la maladie.

Dès la période initiale de la maladie, l'activité physique est recommandée, elle va stimuler la plasticité cérébrale et la production de dopamine (Petzinger et al., 2010). Il peut s'agir d'activité physique au quotidien, d'activités sportives (marche rapide, vélo, danse…).

Les MP sont incités à utiliser en plus des stratégies de compensation pour surmonter les troubles de la marche (Ginis et al., 2017 ; Abbruzzese et al., 2016 ; Rocha et al., 2014 ; Spaulding et al., 2013 ; Morris et al., 2010). En effet, la MP étant associée à une perte d'automaticité due à un dysfonctionnement des GB (Mirelman et al., 2019), le passage du processus automatique au contrôle cognitif offre une voie compensatoire alternative pour l'exécution des mouvements (Morris et al., 2010; Abbruzzese et al., 2016). Des exercices rééducatifs basés sur ces stratégies ont pour but d'augmenter la force musculaire, le rythme et l'amplitude des mouvements.

Les indices externes (indiçage) et les stratégies de mouvement cognitif (focalisation de l'attention sur un mouvement spécifique) reposent sur des mécanismes de compensation (Yogev-Seligmann et al., 2022). Ces derniers sont encore mal compris, mais ils impliquent des ressources cognitives comme l'attention, de manière plus intense pour les stratégies cognitives de mouvement que pour les stratégies de signaux externes (Yogev-Seligmann et al., 2022; Morris et al., 2010 ; Rochester et al., 2007 ; Morris et al., 2005). Le stimulus externe remplacerait le signal d'initiation endogène déficient chez le MP et pourrait faciliter la préparation et l'initiation motrice par des

circuits évitant les GB et l'aire motrice supplémentaire : circuit direct cortex prémoteur-noyau sous-thalamique (Sarma et al., 2012), cérebello-cortical (Majsak et al., 1998 ; Glickstein & Stein, 1991).

Un certain nombre d'études ont montré que la mise en œuvre de ces stratégies permettait d'améliorer les performances de marche : augmentation de la vitesse, de la longueur du pas, diminution de la variabilité et réduction des épisodes de freezing (Nieuwboer, 2008). Plusieurs études rapportent que les MP peuvent augmenter la longueur de la foulée avec des stimulus surtout visuels (Morris et al., 1996 ; Morris et al., 1994b). Lewis et al. (2000) ont observé une amélioration de la longueur de la foulée et de la vitesse en utilisant des marques sur le sol. Les indiçages auditifs ont plus particulièrement pour but de réguler la cadence trop élevée chez ces patients, en leur demandant de faire correspondre le rythme de leurs pas à celui des battements d'un métronome ou aux temps d'une musique fortement rythmée (Ghai et al., 2018). Hausdorff et al. (2007) montrent que la focalisation externe de l'attention sur le rythme d'un métronome améliore la longueur de la foulée, la vitesse chez les MP en créant un mouvement plus automatisé. De plus, lorsque ces patients parcourent une distance de 100 m avec une cadence correspondant à 110% de leur cadence de confort, les effets bénéfiques sur les paramètres de marche persistent pendant 2 à 15 minutes. Ces observations ouvrent la possibilité d'une plasticité des réseaux contrôlant la rythmicité et l'usage potentiel qui peut en être fait pour améliorer la mobilité et réduire le risque de chute. En outre, le programme de réhabilitation motrice (LSVT Big) issu du programme de réhabilitation de la voix (Lee Silverman Voice Treatment LOUD = LSVT LOUD), basé sur l'augmentation de l'amplitude du mouvement, permet de rendre non seulement le geste plus ample mais aussi de réduire la bradykinésie, l'hypokinésie et d'améliorer la précision (Fox et al., 2012).

Par ailleurs, les déficits d'attention partagée sont largement rapportés dans le contexte du paradigme de la DT, de même que leurs conséquences négatives pour la marche et le risque de chute (Yogev-seligmann et al., 2008). Des entrainements spécifiques basés sur la réalisation de DT (marche et tâche cognitive) peuvent être proposés aux MP.

Afin de faciliter l'acte moteur il est aussi possible de faire appel à l'imagerie mentale préalablement à la réalisation du geste. Ainsi, Abraham et al. (2018) ont montré une amélioration de la marche, de l'équilibre mais aussi de l'humeur des MP. Cette pratique mentale consiste en une répétition interne de mouvements sans aucun mouvement physique. Elle agirait en améliorant l'efficacité des mécanismes corticaux pour compenser les troubles de l'automaticité de la marche. Elle pourrait être un complément aux autres stratégies de rééducation motrice.

Bien que l'utilisation de ces stratégies soit recommandée, il existe peu d'études pour aider le processus de décision clinique dans le choix de la plus pertinente pour le patient afin d'améliorer les

paramètres de la marche (Yogev-Seligmann et al., 2022). Actuellement, les décisions cliniques semblent basées sur l'état cognitif du patient et la facilité de mise en œuvre de l'exercice rééducatif.

Affiner la compréhension des mécanismes qui influencent la marche semble être une étape importante afin de pouvoir mener des actions efficaces de rééducation de prévention des chutes efficaces mais aussi la rééduquer.

Partie II : Expérimentation

1. Problématique et objectifs du travail expérimental

Les PA à faible capacité physique et/ou cognitive et les MP présentent des risques importants de chute. La diminution de la stabilité n'est pas seulement liée à une dégradation des capacités physiques puisque des facteurs comme la focalisation de l'attention peuvent être impliqués. Les performances motrices comme la marche peuvent être influencées d'une part par l'orientation de l'attention et d'autre part par le partage de l'attention. La focalisation de l'attention a des répercussions sur les performances, une focalisation externe entrainant de meilleurs résultats qu'une focalisation interne y compris chez les PA et les MP. La focalisation externe favoriserait un mode de contrôle plus automatique que la focalisation interne, cette dernière ayant un coût attentionnel élevé. Par ailleurs, l'attention inclut la notion d'attention partagée ou divisée. Les régions du CPF sont impliquées dans les fonctions exécutives et le contrôle de la marche. Une augmentation de leur activation est observée lorsqu'il est demandé soit une attention plus soutenue dans une tâche de marche, soit une attention divisée lors de l'exécution de la DT.

Le vieillissement entraîne des changements de structure en particulier dans les aires préfrontales, régions associées aux fonctions exécutives et à l'attention. Il fait évoluer le contrôle de la marche d'un mode automatique vers un mode plus contrôlé au niveau cortical, entraînant une détérioration des performances de marche. Cependant, chez les adultes âgés en bonne santé lors d'une situation de DT, la qualité de la tâche décline mais pas la stabilité. Il a été observé une plus grande activation préfrontale chez les PA par rapport aux plus jeunes, lors de la marche simple et pendant la DT, car ces sujets mobilisent plus de ressources attentionnelles, probable reflet d'un mécanisme compensatoire. Chez les personnes plus âgées de moins bonne santé cognitive et les MP, ce mécanisme atteint ses limites et on observe alors des troubles de la marche et une augmentation du risque de chute. La marche est moins automatique et la détérioration de ses paramètres est plus marquée chez les MP présentant un plus haut risque de chute. Si chez les personnes âgées en bonne santé, la DT entraîne une activation plus importante du CPF par rapport aux conditions de marche simple, il n'en est pas de même pour les MP. La marche simple requiert déjà une charge attentionnelle importante qui ne peut pas être augmentée davantage ; ce défaut de réserve cognitive pourrait majorer le risque de chute.

A notre connaissance, seule une étude en cours (Vitorio et al, 2022), s'intéresse à l'effet de l'orientation de l'attention interne et externe sur les paramètres de marche et les variations hémodynamiques. Ce travail de thèse vise à mieux appréhender les effets de l'orientation de

l'attention sur les paramètres de marche tout en observant les ressources exécutives allouées à chaque tâche au travers de l'évaluation de l'activation du CPFdl. Afin de mieux comprendre les mécanismes cognitivo-moteurs mis en jeu, deux études et une étude préliminaire ont ainsi été menées auprès de jeunes adultes en bonne santé, chez des PA en bonne santé et chez des MP.

En comparaison d'une situation de marche simple, nous nous attendons à observer :

- une dégradation des paramètres de marche associée à une augmentation de l'activation du CPF dans les situations de marche avec attention interne et d'attention divisée.
- une amélioration des paramètres de marche associée à une absence d'activation du CPF dans les situations de marche avec attention externe.

Mieux saisir les mécanismes influençant la marche dans le cadre du vieillissement et de la MP permettrait de mieux détecter les personnes à risque de chute mais aussi de proposer des méthodes de rééducation plus pertinentes.

2. Méthodologie générale

L'objectif de notre travail était de déterminer et de comparer les effets de différentes situations attentionnelles (interne, externe et divisée) au cours de la marche principalement sur les paramètres de marche, mais aussi sur la réponse hémodynamique au niveau du CPFdl et sur la charge mentale chez de jeunes adultes sains, des PA et des MP.

Ces études ont été approuvées par le Comité de Protection des Personnes Ouest (Etude 1 référence : 21.01.05 / SI CNRIPH 20.12.09.46238 ; Etude 2 et 3 références : 21.00874.000006-MS01 - 2021-A01633-38).

2.1 Population

En l'absence de données disponibles permettant de connaitre la valeur moyenne et la dispersion des réponses, il n'était pas possible de calculer un effectif théorique avec certitude. La plupart des études fNIRS utilisent de petits effectifs de l'ordre d'une dizaine de personnes. Compte tenu du risque de données non exploitables, nous avons inclus en première intention trente personnes dans le but de traiter les données d'au moins vingt sujets. Si cet objectif a été atteint pour les deux groupes jeunes et PA, nous avons rencontré plus de difficultés concernant le recrutement des MP, groupe pour lequel l'effectif a été de treize malades. Chaque participant avait donné son consentement éclairé et écrit.

Préalablement au test expérimental, tous les participants ont été soumis à deux questionnaires portant l'un sur leur niveau d'études (Annexe III) et l'autre sur leur niveau de pratique d'activité physique (Annexe IV).

Pour les groupes PA et les MP, des questionnaires supplémentaires ont été renseignés :

- Questionnaire de Santé subjective : à la question "comment est votre état de santé général ?", les notes suivantes sont attribuées en fonction de la réponse : 1 très bon, 2 bon, 3 moyen, 4 mauvais et 5 très mauvais.
- Questionnaire MOCA (Montréal Cognitive Assessment) (Annexe V)
- Questionnaire GDS (Echelle Gériatrique de Dépression) (Annexe VI)

2.2 Situations attentionnelles et parcours

Chaque volontaire a été soumis à quatre situations attentionnelles (autres termes utilisés : conditions ou tâches) en réalisant quatre essais (pour les PA et MP) ou cinq (pour les jeunes adultes) pour chacune des tâches de marche :

- MS : marche simple sans consignes d'attention,
- MI : marche avec orientation interne de l'attention,
- ME : marche avec orientation externe (lignes sur le sol),
- MD : marche avec attention divisée ou partagée.

Deux parcours ont été utilisés et matérialisés sur une passerelle (Figure 9).
Le parcours 1 (Figure 10) présentait deux marques, perpendiculaires à la direction de la marche, qui constituaient la ligne de départ et la ligne d'arrivée. Un marqueur était placé à 1 m après la ligne de départ et un autre à 1 m avant la ligne d'arrivée. Nous avons enregistré les variations hémodynamiques entre ces deux marqueurs afin de ne pas prendre en considération les variations d'activation du CPF dues à l'initiation de la marche et à l'anticipation de l'arrêt de la marche.
Deux autres marques ont été placées au milieu du parcours pour identifier les 10 m centraux où les paramètres de marche ont été relevés.
Le parcours 2 (Figure 10) était constitué, en plus de ces marques, de deux lignes parallèles situées au centre de la passerelle et distantes de 50 cm, entre lesquelles le volontaire avançait. Ce parcours était réservé à la tâche ME.



FIGURES 9 : PASSERELLE SUR LAQUELLE ONT ETE MATERIALISES LES 2 PARCOURS.
(A : PARCOURS 1 POUR MS, MI ET MD) (B : PARCOURS 2 AVEC 2 LIGNES PARALLELES POUR ME)

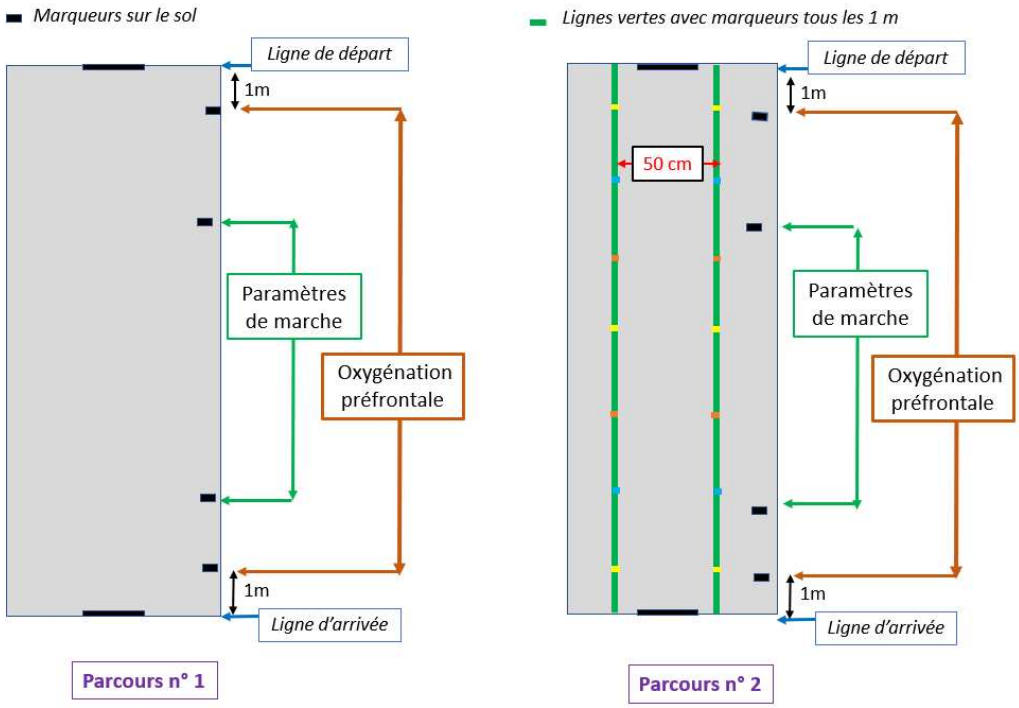


FIGURE 30 : SCHEMA DES DEUX PARCOURS.

2.3 Matériel et mesures des critères d'évaluation

Les critères d'évaluation étaient les suivants :

- les paramètres spatio-temporels de marche (vitesse, longueur de la foulée, cadence et durée de double appui),

- les variations hémodynamiques au niveau du CPFdl grâce à la mesure des modifications de concentration d'HbO_2 et de HHb par fNIRS,

- la perception de la charge mentale.

2.3.1 Mesures des paramètres de marche

Afin de mesurer les paramètres de marche, nous avons utilisé le système des semelles connectées FeetMe® Monitor (Figure 11). Ce dispositif collecte et analyse les données en temps réel et les transmet au logiciel de visualisation FeetMe® Evaluation. Cette application mobile permet non seulement de visualiser en temps réel les paramètres spatio-temporels de marche, mais aussi de suivre la variabilité des mesures recueillies au cours d'un test de marche, de comparer des tests de marche entre eux et avec des valeurs de référence et de conserver l'historique des tests. Les données recueillies par l'application ont été exportées dans Excel pour leur traitement. Ce traitement a consisté à effectuer la moyenne des paramètres obtenus sur les 10 m de mesure.



FIGURE 41 : SEMELLES CONNECTEES FEETME® MONITOR.

2.3.2 Evaluation des variations hémodynamiques : fNIRS

2.3.2.1 SYSTEME FNIRS

La mesure des variations hémodynamiques au niveau du CPFdl ont été effectuées grâce à un dispositif NIRS sans fil multicanaux (Octamon+, Artinis Medical System, Pays-Bas) (Figure 12).



FIGURE 12 : SYSTEME OCTAMON+ (SOCIETE ARTINIS).

Il comporte 8 optodes sources (émetteurs) et 2 optodes réceptrices (capteurs). Les optodes sont placées sur le casque qui est adapté pour couvrir la région du CPFdl. Les longueurs d'ondes utilisées étaient de 760 et 850 nm, et la fréquence d'échantillonnage du signal de 10 Hz. L'enregistrement a été réalisé en continu au cours de l'acquisition selon le design de l'étude. Un trigger a été employé pour marquer le début et la fin de chaque essai. Les fichiers ont été obtenus en format «.oxy4 ».

Le schéma de montage varie en fonction des études. Nous avons réalisé un schéma à 8 canaux longs (séparation émetteur-récepteur de 3 cm) pour l'étude 1 (Figure 13) et un montage à 8 canaux dont deux courts (séparation de 1 cm) pour les études 2 et 3 (Figure 14). L'utilisation de canaux à séparation courte (1cm) permet de mieux distinguer les « bruits physiologiques » du signal cortical d'intérêt.

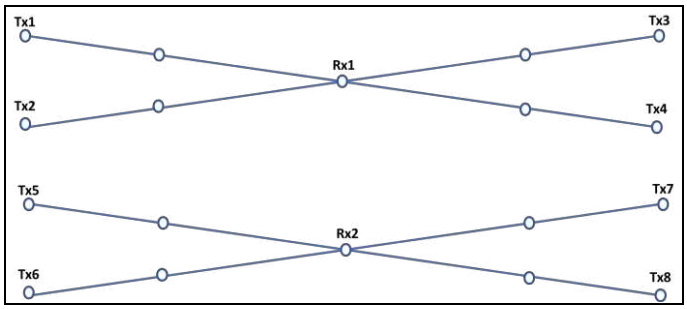


FIGURE 53 : REPRESENTATION DES DIFFERENTS CANAUX DE L'ETUDE 1.
(T : OPTODE EMETTRICE ; R : OPTODE RECEPTRICE)

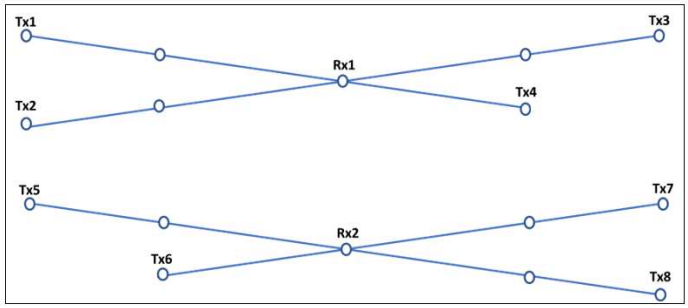


FIGURE 14 : REPRESENTATION DES DIFFERENTS CANAUX DES ETUDES 2 ET 3.
(T : OPTODE EMETTRICE ; R : OPTODE RECEPTRICE)

Pour la localisation spatiale et le positionnement des optodes NIRS, un repérage anatomique précis a été réalisé à l'aide d'un système Fastrak Polhemus 3D.

2.3.2.2 ANALYSE DU SIGNAL

Le signal en format «.oxy4 » a été converti en un signal « .nirs » en utilisant le logiciel MATLAB. Pour les étapes ultérieures, un ensemble de scripts MATLAB Open Source, appelé HOMER 2, a été utilisé dans l'analyse des données NIRS.

Le signal brut a été converti en densité optique puis en niveau de concentration de HbO_2 et de HHb par l'intermédiaire de la loi de Beer Lambert modifiée. Lors de la conversion de la densité optique en

concentration de HbO_2 et de HHb, nous avons pris en compte le DPF (Differential Path length Factor). C'est un facteur de correction utilisé dans la loi modifiée de Beer-Lambert, dépendant de la longueur d'onde, de l'âge… Les DPF utilisés dans nos études étaient de 5,9 pour les jeunes adultes et de 6,6 pour les PA et les MP.

Afin d'éliminer les artefacts de mouvements (spike, shift, offset), un filtre passe bande a été appliqué. Ce filtre permet de supprimer les valeurs au-dessus et en dessous d'une certaine fréquence et ainsi d'éliminer certains artéfacts de mouvements présents dans le signal ainsi que les fréquences périodiques du corps humain comme le rythme cardiaque. Les valeurs de ce filtre ne sont pas fixes ; il est souvent recommandé des valeurs entre 0,02 et 0,5 Hz (Khan et al., 2020 ; Herold et al., 2017). C'est l'analyse visuelle du signal qui constitue le contrôle qualité du signal et donc la largeur du filtre passe bande. Nous avons utilisé dans nos trois études un filtre entre 0,01 et 0,5 Hz.

Les artefacts de mouvements sont regroupés en deux familles : le premier groupe est constitué des artéfacts de mouvements produits par la marche et/ou par les mouvements de la tête et le second groupe comprend les mouvements réalisés de manière involontaire par le sujet tels que des mouvements de main.

Nous avons supprimé du signal ces artefacts afin de ne conserver que les variations hémodynamiques en lien avec l'objectif de notre étude, c'est-à-dire l'impact de l'orientation de l'attention pendant la marche sur le CPF.

Pour nettoyer le signal, il existe plusieurs filtres qui sont appliqués sur l'ensemble du signal. Dans notre étude, nous avons utilisé deux méthodes différentes :

- Les ondelettes (étude 1) réalisant une analyse du signal à différentes échelles de temps et de fréquence. Elles permettent de repérer les modifications hémodynamiques cycliques en lien notamment avec les bruits physiologiques ou des artefacts de mouvements réguliers comme ceux produits par la marche. Cette méthode isole de manière précise les variations hémodynamiques ponctuelles en lien avec la réalisation d'une action précise.
- Le traitement par analyse de composantes principales (ACP) dans les études 2 et 3. Cette méthode permet de décomposer le signal en composantes principales, qui contiennent graduellement le plus d'informations. Ainsi, les premières composantes contiennent des composantes du signal ayant un fort écart-type et les autres composantes en contiennent moins. Sur ce principe, on peut supprimer les premières composantes et reconstruire le signal, qui aura ainsi un écart type plus faible, c'est-à-dire qui contiendra moins de bruit.

Dans les études 2 et 3, nous avons retiré les zones entre les tâches et essais afin de limiter les artefacts de mouvements dus au demi-tour ou au passage assis/debout réalisé entre chaque condition. Ce système permet de limiter les grands artefacts de mouvements et donc d'affiner la

précision des filtres employés. La fonction « hmrDeconvTB_SS3rd » a également été utilisée afin d'enlever les données recueillies par les canaux courts. Ces derniers détectent les signaux issus des couches superficielles de la tête, comme le cuir chevelu et le crâne. La fonction utilisée permet de soustraire ces données du signal recueilli par les canaux longs et ainsi améliorer la précision des variations hémodynamiques collectées.

Une fois le signal nettoyé, un moyennage des conditions identiques a été effectué. La valeur de chaque condition a été obtenue en moyennant la valeur du signal de chaque canal lors des différents essais. Les variations (ΔHbO_2 et ΔHHb) ont été obtenues en soustrayant la valeur moyenne du signal, obtenue pour chaque condition de marche, à la valeur du signal pris au repos sur les cinq secondes précédant la tâche, constituant la base line.

Une moyenne de ΔHbO_2 et ΔHHb des quatre canaux correspondant à chacun des deux hémisphères a ensuite été calculée pour obtenir ΔHbO_2 et ΔHHb moyen dans chaque hémisphère.

Le traitement du signal ne peut s'effectuer que par rapport à une durée.

- Dans l'étude 1, le temps retenu pour l'analyse du signal correspondait au temps de marche sur 30 m pour chaque participant. Les résultats des variations hémodynamiques correspondaient ainsi aux modifications hémodynamiques enregistrées sur toute la longueur du parcours.
- Dans les études 2 et 3, nous avons fait le choix d'analyser les 20 premières secondes de marche du fait des grandes différences de temps mis par les sujets entre la marche simple et la marche avec attention divisée, pour parcourir les 20 m.

2.3.3 La charge mentale

Pour évaluer la perception de la charge mentale à l'issue de chaque tâche, nous avons employé le test de référence NASA-TLX (Hart & Staveland, 1988). Dans le cas de notre expérimentation, nous n'avons retenu que deux des dimensions de l'échelle NASA-TLX : l'exigence mentale et l'exigence physique (Figure 15). Les participants ont dû assigner une note entre 0 et 20 à chacune des dimensions sur une échelle allant d'une exigence "très faible" à "très élevée".

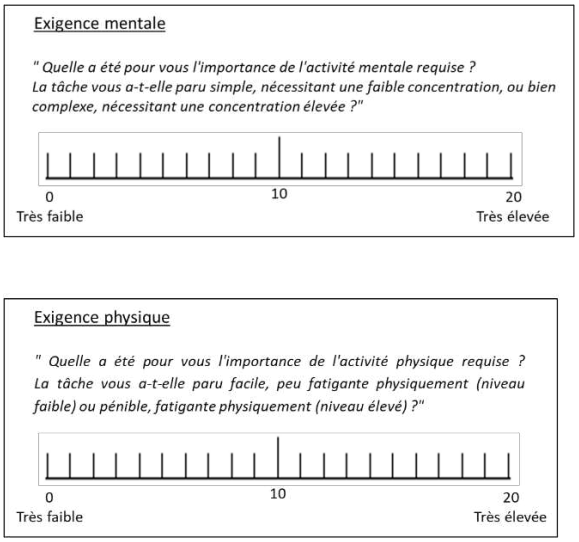


FIGURE 15 : EVALUATION DE LA CHARGE MENTALE A PARTIR DES DEUX SOUS-ECHELLES : EXIGENCE MENTALE ET EXIGENCE PHYSIQUE DU NASA-TLX.

2.4 Déroulement de l'étude

L'étude 1 est une étude descriptive monocentrique, et la 2 une étude comparative monocentrique.

Avant le début du test expérimental, pour chaque participant, l'ordre de passage des tâches (MS, MI, ME et MD) a été déterminé aléatoirement par tirage au sort en utilisant sur Excel les fonctions : =ALEA() et =ALEA.ENTRE.BORNES().

Puis le déroulement du test a été le suivant :

- en préambule : les explications générales ont été données,
- un essai préliminaire de la marche avec attention interne a été effectué sur quelques mètres afin de s'assurer que le volontaire avait bien compris la consigne correspondante,
- mise en place de l'équipement du participant : semelles connectées et casque de fNIRS,
- les consignes propres à chaque tâche (cf ci-dessous) ont été indiquées juste avant le début de celle-ci,
- réalisation des quatre (étude 2 et 3) ou cinq (étude 1) essais de la première tâche,
- puis de façon identique : consignes suivies des 4 ou 5 essais pour chacune des trois autres tâches selon l'ordre défini préalablement,
- à la fin de chaque tâche de marche, le score de charge mentale a été indiqué par le volontaire.

Pour chaque situation de marche les consignes suivantes ont été données :

- Marche simple sans consignes d'attention (MS), réalisée en l'absence de tout stimulus visuel ou sonore, sur le parcours 1 (Figure 10). Il a été demandé à la personne de marcher comme à son habitude en regardant devant soi jusqu'à la ligne d'arrivée, en essayant de ne penser à rien.
- Marche avec orientation interne (MI), réalisée en l'absence de tout stimulus visuel ou sonore sur le parcours 1. Le participant devait se concentrer sur les mouvements réalisés par ses pieds. La personne devait prendre conscience de la sensation proprioceptive ressentie lors du contact du talon avec le sol puis du déroulement du pied. Afin de s'assurer en amont de la bonne compréhension de cette consigne par le participant, un entrainement les yeux fermés puis les yeux ouverts a été proposé sur quelques mètres en préambule des tests.
- Marche avec orientation externe (ME) réalisée sur le parcours 2 (2 lignes vertes). En absence de tout autre stimulus visuel ou sonore, le participant devait marcher en se concentrant uniquement sur les deux lignes matérialisées sur le sol. Il devait regarder suffisamment loin devant lui pour ne pas fléchir le cou et garder dans son champ visuel central les deux lignes au sol.
- Marche avec attention divisée (MD). Elle a consisté en la réalisation d'une tâche arithmétique sur le parcours 1. Le participant devait réaliser une suite de soustractions de 7 à partir d'un nombre à trois chiffres (nombre différant pour chacun des essais). Le choix s'est porté sur cette tâche cognitive complexe car elle a été utilisée dans plusieurs études à la fois chez de jeunes adultes, des PA et chez des MP (Nieuwhof et al., 2016, Lu et al., 2015, Mirelman et al., 2014, Yogev et al., 2005). Les paramètres enregistrés ont été le nombre de soustractions effectuées (résultat énoncé à haute voix par le volontaire) durant le temps de la marche d'une part et le nombre de réponses justes, ce qui a permis de calculer le pourcentage de réponses correctes. Chaque réponse était jugée juste ou fausse par rapport au dernier résultat donné par le participant.

Dans toutes les situations, il a été demandé au participant de :

- marcher à vitesse normale de confort,
- regarder devant lui afin de limiter les mouvements de tête,
- franchir la ligne d'arrivée sans ralentir avant.

2.5 Analyse statistique

Pour l'analyse des résultats nous avons fait deux types de statistiques. Les statistiques descriptives sont présentées sous la forme de moyenne ± écart type. Pour les analyses inférentielles, nous avons vérifié la normalité par le test de Shapiro-Wilk. La distribution était considérée comme normale lorsque p>0,05. Lorsque la répartition était normale une ANOVA à mesures répétées a été utilisée avec un test *post hoc* de Scheffe. Dans le cas contraire un équivalent non-paramétrique, le test de Friedman, a été employé avec un test *post hoc* de Durbin-Conover. Un test-*t* de Student pour échantillons indépendants a été utilisé pour comparer nos populations ; si la répartition n'était pas normale, son équivalent non-paramétrique, le test de Mann-Whitney, a été employé. Afin de déterminer si une activation du CPF se produisait, nous avons comparé ΔHbO_2 et ΔHHb à la valeur de zéro en utilisant un test *t* de Student (cela revient à comparer HbO_2 lors de la tâche à la valeur de la baseline). Concernant le calcul des matrices de corrélation, un test de Spearman a été utilisé. Le niveau de significativité retenu pour l'ensemble des études était p<0,05. Les représentions des résultats statistiques sur les graphiques correspondent aux normes suivantes : *p<0.05 ; **p<0,01 ; *** p<0,001. Sur la représentation graphique en boite à moustache, la croix correspond à la moyenne et le trait horizontal à la médiane. Le carré ou la boite représente les données comprises entre le 1er et le 3ème quartile, c'est-à-dire la moitié des données centrales. La barre verticale située au-dessus de la boite s'étend du 3ème quartile à la plus grande valeur qui n'est pas considérée comme atypique. La barre verticale située en-dessous de la boite s'étend du 1er quartile à la valeur minimale qui n'est pas considérée comme atypique.

Cette méthodologie générale a été appliquée à tous les sujets. Dans chacune des études ci-après, seules seront décrites les caractéristiques spécifiques du protocole suivi pour chaque groupe de participants.

3. Etude 1 : La personne jeune saine

3.1 Matériel et méthode

3.1.1 Critères de la population

Les 25 sujets analysés dans cette étude étaient des volontaires sains, âgés de 18 à 30 ans, sans pathologie neurologique, rhumatologique ou cardiologique connue. L'échantillon se composait de 20 femmes et 5 hommes âgés de de 22,7 ± 2,5 ans.

La cohorte présentait un niveau de diplôme de niveau 5,7 (± 1,1) correspondant à bac + 2 (Annexe III). Le score d'activité physique était de 22,6 ± 5,6 plaçant le groupe dans la catégorie des actifs (Annexe IV).

3.1.2 Méthode

Les participants ont réalisé cinq essais pour chaque condition de marche, chacun à 30 secondes d'intervalle (Figure 16). Un temps de repos de trois minutes en station debout a été respecté entre chaque condition de marche (Figure 17).

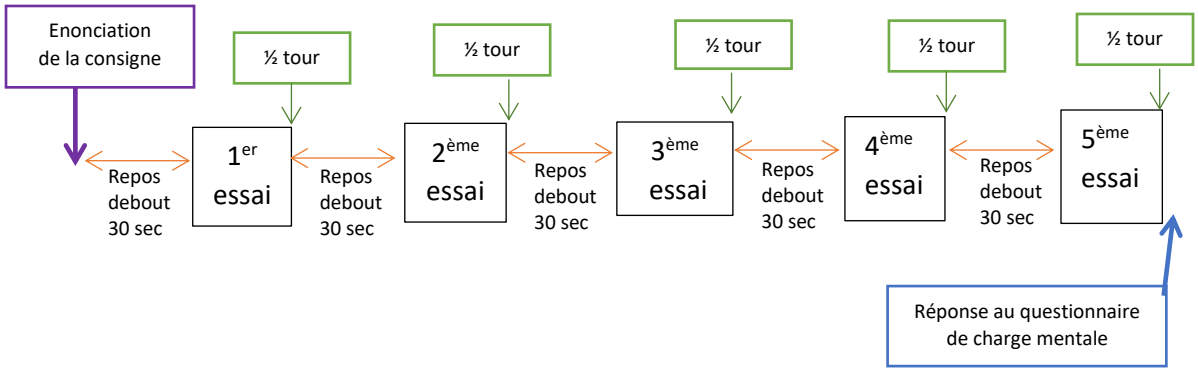


FIGURE 16 : SCHEMA DU DEROULE D'UNE TACHE.

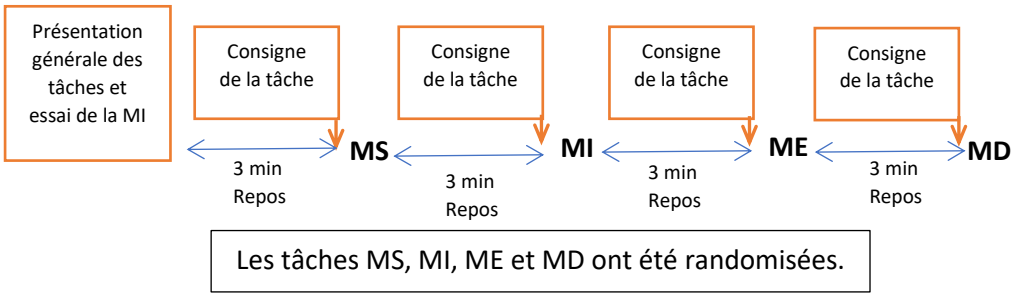


FIGURE 17 : SCHEMA DU DEROULE DES 4 TACHES.

Les évaluations des différents critères (Figure 18) ont été réalisées sur une distance de :

- 30 m pour les variations hémodynamiques par fNIRS (soit un mètre après la ligne de départ jusqu'à un mètre avant la ligne d'arrivée) afin d'éviter les phases d'accélération et de décélération,

- 10 m pour les paramètres de marche (semelles) soit entre 11 et 21 m après la ligne de départ.

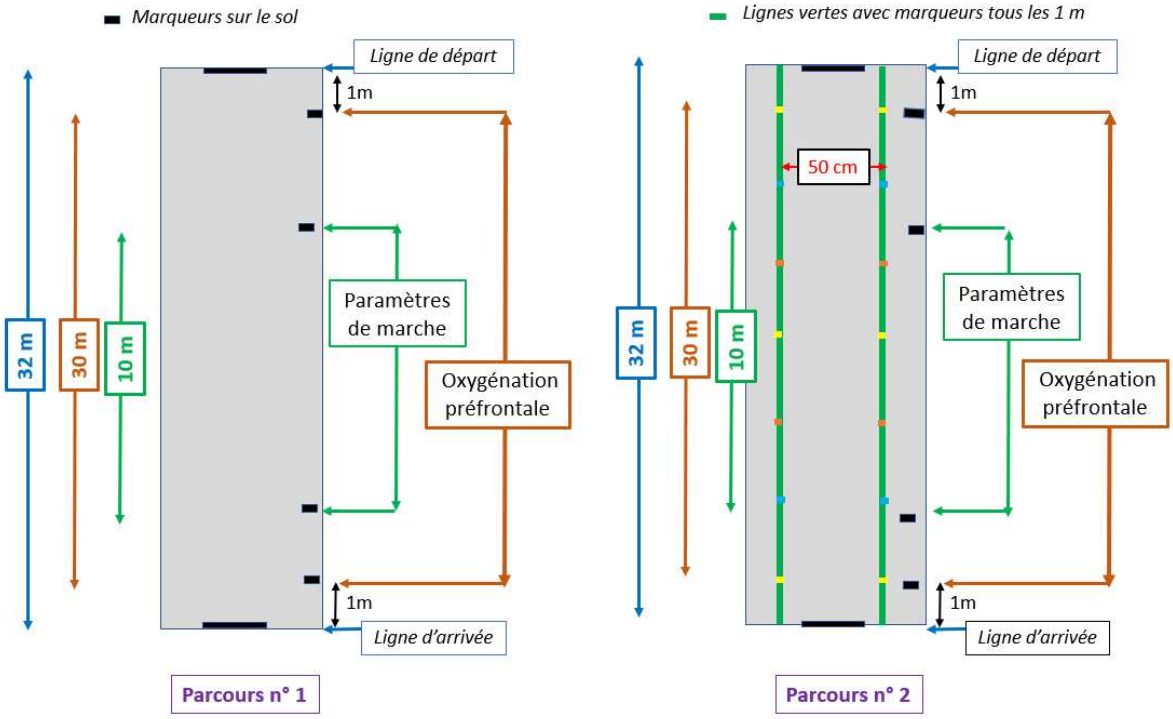


FIGURE 18 : SCHEMA DES PARCOURS DE MARCHE POUR LES JEUNES ADULTES.

3.2 Résultats

3.2.1 Tâche arithmétique

Les participants devaient donner le maximum de réponses justes sur toute la longueur du parcours. Dans cette étude nous ne cherchions pas à étudier la performance des participants en DT.

Comme nous souhaitions comparer les tâches d'attention interne et externe à une marche simple et à une DT nous devions nous assurer du bon respect de la consigne. C'est pourquoi nous avons quand même recensé les réponses des participants.

Nous avons obtenu un nombre de réponses de 6,8 ± 2,9 par essai avec un minimum à 3 réponses et un maximum à 13,6 (Tableau 2). Un taux de 86,6 ± 16,0% de réponses correctes a été observé.

	Essai 1	Essai 2	Essai 3	Essai 4	Essai 5
Nombre total de réponses	6,0 ±3,8	6,6 ± 3	7,1 ± 2,8	7,1 ± 2,9	7,1 ±3,3
Nombre de réponses correctes	5,1 ± 3,7	5,7 ± 3,3	6,4 ± 3,1	6,6 ± 3,3	6,4 ± 3,8
% réponses correctes /nombre total	84,7%	87,2%	90,5%	92,7%	89,3%

TABLEAU 2 : NOMBRE TOTAL DE REPONSES ET NOMBRE DE REPONSES CORRECTES POUR CHAQUE ESSAI DE LA MARCHE AVEC ATTENTION DIVISEE CHEZ LES JEUNES ADULTES.

Nous pouvons observer une augmentation significative du nombre de réponses entre l'essai 1 et les trois derniers (essai 1 *vs* essai 3 : $p<0,01$; essai 1 *vs* essai 4 : $p<0,01$; essai 1 *vs* essai 5 : $p=0,001$). Nous remarquons une augmentation significative du nombre de réponses correctes entre l'essai 1 et les suivants (essai 1 *vs* essai 2 : $p<0,05$; essai 1 *vs* essai 3 : $p<0,01$; essai 1 *vs* essai 4 : $p<0,001$; essai 1 *vs* essai 5 $p<0,001$).

3.2.2 Paramètres de marche

Les paramètres de marche étudiés dans les quatre situations attentionnelles étaient la vitesse (cm/sec), la cadence (pas/min), la longueur de la foulée (cm) et le pourcentage de temps de double appui (% du cycle de marche). Une ANOVA à mesures répétées à un facteur avec le test *post-hoc* de Scheffe a été réalisée pour la vitesse, la cadence et la longueur de la foulée. Un test de Friedman, puis un test *post-hoc* de Durbin-Conover ont été appliqués pour le temps de double appui. Les résultats sont présentés dans le Tableau 3.

Paramètres de marche	MS	ME	MI	MD	Comparaison	Valeur de p
Vitesse (cm/sec)	131,5 ± 22,9	130,7 ±20,1	120 ± 24,4	111.5 ± 26,2	MS > MI, MD ME > MI, MD MI> MD MS = ME	< 0,001 < 0,001 < 0,01 0,771
Cadence (pas/min)	111,4 ± 11,3	111,8 ± 10,1	103,1± 12,4	102.6 ± 13,8	MS > MI, MD ME > MI, MD MS = ME MI = MD	< 0,001 < 0,001 0,776 0,758
Longueur de la foulée (cm)	140,1 ± 15,3	140,5 ± 15,9	139,4 ± 17,8	129,4 ± 18,7	MS, ME > MD MI > MD MS = ME = MI	< 0,001 < 0,001 > 0,615
Temps de double appui (% cycle de marche)	27,2 ± 2,6	27,3 ± 2,7	26,3 ± 2,8	27,1 ± 2,4	MS, ME > MI MD > MI	< 0,001 < 0,01

TABLEAU 3 : PARAMETRES DE MARCHE ET RESULTATS STATISTIQUES POUR LES QUATRE CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES JEUNES ADULTES.
MS : marche simple ; ME : marche avec attention externe ;
MI : marche avec attention interne ; MD : marche avec attention divisée

Les jeunes adultes ne montraient aucune modification significative des paramètres de marche entre la marche simple et la marche avec attention externe.

Lors de la marche avec attention interne, nous avons observé une diminution significative de la vitesse, de la cadence et du temps de double appui par rapport à la marche simple et la marche avec attention externe.

Lors de la marche avec attention divisée nous notons une dégradation de la vitesse et de la longueur de la foulée par rapport aux trois autres types de marche. La cadence diminuait par rapport à la marche simple et par rapport à la marche avec attention externe. Il n'y a pas de différence significative au niveau de la cadence entre la DT et la situation de marche avec attention interne.

<u>La vitesse de marche :</u>

Les résultats obtenus pour les cinq essais sont indiqués dans le tableau 4. Les statistiques inférentielles ont été réalisées avec une ANOVA à mesures répétées à un facteur avec un test *post-hoc* de Scheffe.

Tâche	Vitesse (cm/sec)					Comparaison	Coefficient de variation (%)
	Essai 1	Essai 2	Essai 3	Essai 4	Essai 5		
MS	130,5 ± 23,2	131,1 ±23,6	131,0 ± 23,6	132,3 ± 24,9	132,7 ± 23,6		2,98 ±2,90
ME	126,8 ± 19,4	130,4 ± 19,6	132,0 ± 21,7	131,3 ± 21,3	132,8 ± 22,2	essai 1 < essai 3 ($p<0,01$) essai 1 < essai 4 ($p<0,05$) essai 1 < essai 5 ($p<0,05$)	3,19 ±1,57
MI	115,4 ± 24,9	118,6 ± 26,1	121,2 ± 25,1	122,6 ± 24,4	122,4 ± 25,5	essai 1 < essai 3 ($p<0,01$) essai 1 < essai 4 ($p<0,01$) essai 1 < essai 5 ($p<0,01$)	4,11 ±2,30
MD	106,4 ± 27,2	111,6 ± 27,5	112,5 ±26,9	113,5 ± 25,7	112,7 ± 27,4	essai 1 < essai 3 ($p<0,05$) essai 1 < essai 5 ($p<0,05$)	4,91 ±3,00

TABLEAU 4: VITESSE DE MARCHE POUR LES CINQ ESSAIS DE CHACUNE DES QUATRE CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES JEUNES ADULTES.

Lorsque nous comparons statistiquement les résultats obtenus aux différents essais, nous n'avons observé aucune différence significative entre les cinq passages essais lors de la marche simple et une augmentation de la vitesse entre l'essai 1 et les trois derniers lors des trois autres situations attentionnelles.

Nous avons comparé les coefficients de variation de la vitesse lors des cinq essais pour les quatre situations attentionnelles grâce à un test de Friedman avec un test *post-hoc* de Durbin-Conover. Nous avons observé une différence significative entre MD et MS ($p<0,01$) et entre MD et ME ($p<0,01$), la vitesse lors de la marche avec attention divisée ayant la variabilité la plus importante.

Longueur de la foulée :

Les résultats obtenus pour les cinq essais sont indiqués dans le tableau 5. Les statistiques inférentielles ont été réalisées avec une ANOVA à mesures répétées à un facteur avec un test *post-hoc* de Scheffe pour MS et MD et un test de Friedman avec un test *post-hoc* de Durbin -Conover pour ME et MI.

Tâche	Longueur de la foulée (cm)					Comparaison	Coefficient de variation (%)
	Essai 1	Essai 2	Essai 3	Essai 4	Essai 5		
MS	139,8 ± 15,7	139,6 ± 16,3	139,4 ±15,5	139,6 ±17,1	141,2 ±15,6		3,1 (±1,6)
ME	136,7 ± 13,7	139,4 ± 13,9	140,0 ± 14,6	139,6 ± 15,0	146,6 ± 34,6	essai 1 < essai 2 ($p<0,001$) essai 1 < essai 3 ($p<0,001$) essai 1 < essai 4 ($p<0,001$) essai 1 < essai 5 ($p<0,001$)	3,7 (±7,4)
MI	136,5 ± 16,9	137,5 ± 17,5	138,9 ±16,4	145,2 ± 34,1	139,0 ± 16,3	essai 1 < essai 3 ($p<0,01$) essai 1 < essai 4 ($p<0,01$) essai 1 < essai 5 ($p<0,05$)	3,8 (±7,1)
MD	126,0 ± 19,3	129,9 ± 18,5	130,2 ± 18,9	130,7 ±18,3	130,0 ± 19,2	essai 1 < essai 2 ($p<0,05$) essai 1 < essai 4 ($p<0,05$) essai 1 < essai 5 ($p<0,05$)	3,0 (±1,7)

TABLEAU 5 : LONGUEUR DE LA FOULEE POUR LES CINQ ESSAIS DE CHACUNE DES QUATRE CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES JEUNES ADULTES.

Lorsque nous comparons statistiquement les résultats obtenus aux différents essais nous observons :

- Lors de la marche simple : aucune différence significative entre les cinq essais.
- Lors de la marche avec attention externe : une augmentation significative de la longueur de la foulée entre l'essai 1 et les quatre suivants.
- Lors de la marche avec attention interne : une augmentation significative de la longueur de la foulée entre l'essai 1 et les trois derniers.
- Lors de la marche en attention divisée : une augmentation significative de la longueur de la foulée entre l'essai 1 et l'essai 2, l'essai 4 et l'essai 5.

Lorsque nous comparons les coefficients de variation de la longueur de la foulée lors des cinq essais pour les quatre situations attentionnelles par un test de Friedman avec un test *post-hoc* de Durbin-Conover, nous observons une différence significative entre MS et ME ($p<0,01$).

Cadence :

Les résultats obtenus pour les cinq essais sont indiqués dans le tableau 6. Les statistiques inférentielles ont été réalisées avec une ANOVA à mesures répétées à 1 facteur avec un test *post-hoc* de Scheffe pour MS, ME et MI et un test de Friedman avec un test *post-hoc* de Durbin -Conover pour MD.

Tâche	Cadence (pas/min)					Comparaison	Coefficient de variation (%)
	Essai 1	Essai 2	Essai 3	Essai 4	Essai 5		
MS	111,5 ± 11,0	112,2 ± 10,4	111,6 ± 11,2	112,0 ± 12,6	112,8 ± 10,8		1,7 (± 2,4)
ME	110,9 ± 10,2	112,0 ± 9,5	112,6 ± 10,2	111,8 ± 11,2	112,7 ± 10,0	essai 1 < essai 3 (p<0,05)	1,7 (± 1,6)
MI	100,5 ± 12,4	102,3 ± 13,2	103,4 ± 12,4	104,7 ± 12,3	104,6 ± 12,6	essai 1 < essai 3 (p<0,05) essai 1 < essai 4 (p<0,01) essai 1 < essai 5 (p<0,01)	2,6 (± 1,6)
MD	100,1 ± 13,2	101,6 ± 14,5	102,5 ± 13,4	102,9 ± 13,3	102,7 ± 3,3	essai 1 < essai 3 (p<0,05) essai 1 < essai 4 (p<0,01) essai 1 < essai 5 (p<0,01)	2,6 (± 2,1)

TABLEAU 6 : CADENCE POUR LES CINQ ESSAIS DE CHACUNE DES QUATRE CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES JEUNES ADULTES

Lorsque nous comparons statistiquement les résultats obtenus aux différents essais nous observons :

- Lors de la marche simple : aucune différence significative entre les cinq essais.
- Lors de la marche avec attention externe : une augmentation significative de la cadence entre l'essai 1 et l'essai 3.
- Lors de la marche avec attention interne et lors de la marche en attention divisée : une augmentation significative de la cadence entre l'essai 1 et les trois derniers.

Si nous comparons les coefficients de variation de la cadence lors des cinq essais pour les quatre situations attentionnelles par un test de Friedman avec un test *post-hoc* de Durbin-Conover, nous observons une différence significative entre : MS et MI ($p<0,01$), MS et MD ($p<0,01$), ME et MI ($p<0,05$), ME et MD ($p<0,05$). La variabilité de la cadence était significativement plus importante en MI et en MD par rapport à MS et ME.

<u>Pourcentage de temps de double appui :</u>

Si nous comparons à l'aide d'un test de Friedman les différents passages pour chacune des tâches, nous n'observons aucune différence significative (MS $p=0,780$; ME $p=0,312$; MI $p=0,222$; MD $p=0.176$).

Tâche	Coefficient de variation (%)
MS	2,2 ±3,6
ME	2,5 ±2,4
MI	2,5 ±2,8
MD	2,35 ±3,0

TABLEAU 7 : COEFFICIENT DE VARIATION DU TEMPS DE DOUBLE APPUI POUR CHACUNE DES QUATRE CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES JEUNES ADULTES

La comparaison des coefficients de variation du pourcentage de temps de double appui lors des cinq essais (tableau 7) pour les quatre situations attentionnelles a été effectué par un test de Friedman et ne montrait aucune différence significative entre les tâches (p=0,805).

Un test de matrice de corrélation de Spearman a été effectué entre nos différents paramètres de marche. Nous retrouvons un lien de corrélation positif entre la vitesse, la cadence et la longueur de la foulée.

Dans nos quatre conditions de marche :

- Une augmentation de la longueur de la foulée était associée à une augmentation de la vitesse (MS p<0,001, Rho=0,867 ; ME p<0,001, Rho=0,675 ; MI p<0,001, Rho=0,818 ; MD p<0,001, Rho=0,923).
- Une augmentation de la vitesse était associée à une augmentation de la cadence (MS : p<0,001, Rho=0,755 ; ME : p<0,001, Rho=0,734 ; MI : p<0,001, Rho=0,827 ; MD : p<0,001, Rho=0,832)

Nous retrouvons un lien entre la longueur de la foulée et la cadence dans les conditions de MI (p<0,05 Rho=0,445) et MD (p<0,001 Rho=0,631).

3.2.3 Variations hémodynamiques du cortex préfrontal dorsolatéral.

Les variations hémodynamiques au niveau du CPFdl ont été recueillies sur les 30 m parcourus par les sujets soit 1 m après l'initiation de la marche et 1m avant la fin. La fNIRS permet d'analyser les variations de concentration en oxy- et désoxy-hémoglobine en réalisant une moyenne de chaque bloc. La technique ne permet pas d'analyser chaque passage de manière individuelle.

Nous nous sommes intéressés à ces variations dans les lobes préfrontaux gauche et droit pour chaque tâche de marche par rapport à la station debout. Un test *t* de Student pour un échantillon dépendant a été réalisé pour relever les variations significatives (Tableau 8).

Tâche	Δ HbO_2 CPFdl droit	Comparaison à zéro	Δ HbO_2 CPFdl gauche	Comparaison à zéro	Δ HHb CPFdl droit	Comparaison à zéro	Δ HHb CPFdl gauche	Comparaison à zéro
MS	0,42 ± 0,69	p<0,001	0,58 ± 0,68	p<0,001	-0,14 ± 0,19	p<0,001	-0,14 ±0,27	p<0,001
ME	0,55 ±0,77	p<0,001	0,69 ±0,75	p<0,001	-0,10 ± 0,22	p<0,001	-0,09 ± 0,28	p<0,001
MI	0,52 ±0,70	p<0,001	0,66 ± 0,71	p<0,001	-0,12 ±0,17	p<0,001	-0,13 ± 0,23	p<0,001
MD	0,50 ±0,52	p<0,001	0,68 ± 0,63	p<0,001	-0,14 ± 0,17	p<0,001	-0,15 ± 0,24	p<0,001

TABLEAU 8 : VARIATIONS DE LA CONCENTRATION EN OXYHEMOGLOBINE (Δ HbO_2) ET DESOXYHEMOGLOBINE (Δ HHB) (µMOL/L) AU NIVEAU DU CPFDL DROIT ET GAUCHE POUR CHACUNE DES TACHES CHEZ LES JEUNES ADULTES.

Pour chaque tâche, nous avons observé que ΔHbO_2 était significativement supérieure à zéro et ΔHHb était significativement inférieure à zéro. Cela traduit une augmentation de HbO_2 et une réduction de HHb significatives dans les lobes préfrontaux lors de chaque tâche en comparaison de la baseline. Ces résultats indiquent une activation au niveau du CPFdl dans chacune des conditions de marche par rapport à la station debout.

Nous n'avons pas observé de différence significative entre les différentes tâches pour ΔHbO_2 ni dans le CPFdl droit (p=0,11), ni dans le gauche (p=0,30).

ΔHHb était significativement plus faible en MS qu'en ME dans le lobe préfrontal droit (p<0,01) et le gauche (p<0,05). La MS activerait donc plus le CPFdl que la ME.

Lorsque nous comparons, par une ANOVA à mesures répétées à un facteur avec un test *post-hoc* de Scheffe, ΔHbO_2 au niveau du CPFdl droit à ΔHbO_2 du CDFdl gauche, nous remarquons une différence significative pour chacune des tâches (Figure 19). Ainsi, pour chaque condition de marche, le CPFdl gauche s'activait plus que le droit.

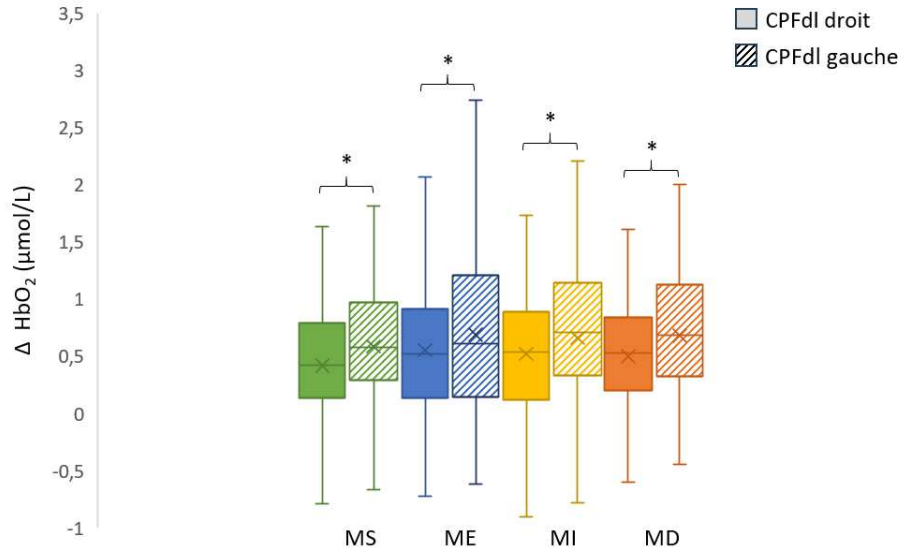


FIGURE 19 : VARIATION DE CONCENTRATION EN OXYHEMOGLOBINE (ΔHbO_2) DANS LE CPFDL DROIT ET GAUCHE POUR CHACUNE DES TACHES CHEZ LES JEUNES ADULTES.

Un test de matrice de corrélation de Spearman a été effectué entre les différentes variations hémodynamiques. Nous obtenons un lien de corrélation positif entre ΔHbO_2 au niveau du lobe préfrontal droit et ΔHbO_2 au niveau du lobe préfrontal gauche dans nos quatre conditions de marche (MS : $p<0,001$, $Rho=0,601$; ME : $p<0,001$, $Rho=0,643$; MI : $p<0,001$, $Rho=0,683$; MD : $p<0,001$, $Rho=0,373$). Ainsi le niveau d'activation du CPFdl droit était associée au niveau d'activation du CPFdl gauche.

Nous remarquons ce même résultat entre le CPFdl droit et le CPFdl gauche pour ΔHHb en MS ($p<0,001$, $Rho=0,346$), en MI ($p=0,002$, $Rho=0,301$) et en MD ($p=0,001$, $Rho=0,323$). Nous retrouvons cette tendance en ME ($p=0,054$ $Rho=0,193$).

3.2.4 Perception de la charge mentale

En utilisant les deux sous-échelles du questionnaire NASA-TLX, nous avons pu relever la perception, de la part du sujet, de l'exigence physique et de l'exigence mentale pour chaque condition de marche (Tableau 9).

Tâche	MS		ME		MI		MD	
Exigence	Mentale	Physique	Mentale	Physique	Mentale	Physique	Mentale	Physique
	3,7 ± 3,8	1,5 ± 1,8	4,8 ± 3,6	1,6 ± 1,8	6,5 ± 3,7	2,4 ± 2,2	15,4 ± 3,5	3,4 ± 4,1
Minimum	0	0	0	0	0	0	9	0
Maximum	14	7	12	7	12	8	20	18

TABLEAU 9 : PERCEPTION DE L'EXIGENCE MENTALE ET DE L'EXIGENCE PHYSIQUE (NASA-TLX) POUR CHACUNE DES TACHES CHEZ LES JEUNES ADULTES

Concernant l'exigence mentale (Figure 20), la comparaison entre les différentes situations attentionnelles a été réalisée par un test de Friedman avec un test *post-hoc* de Durbin-Conover. Les personnes n'ont pas perçu de différence significative entre la MS et la ME (p=0.555). Elles ont en revanche perçu comme plus difficiles la MI (p<0,001) et la MD (p<0,001) par rapport à la MS et par rapport à la ME (MI p<0,01 ; MD p<0,001). La MD a été perçue comme étant la tâche la plus exigeante (MD > MI, p<0,001).

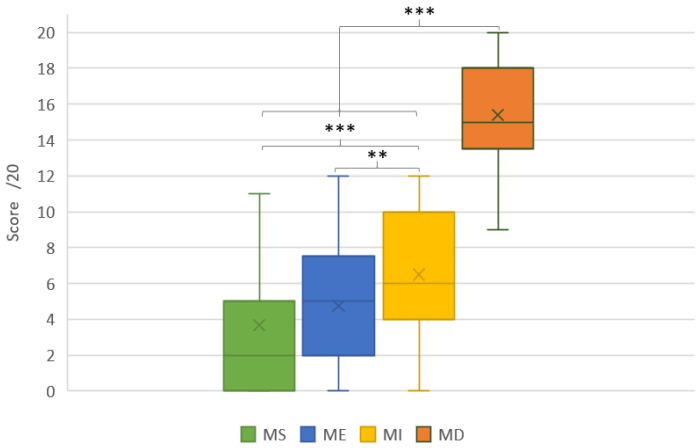


FIGURE 20: SCORE DE L'EXIGENCE MENTALE POUR CHACUNE DES TACHES CHEZ LES JEUNES ADULTES.

Concernant l'exigence physique (Figure 21), la comparaison entre les différentes situations attentionnelles a été réalisée par un test de Friedman avec un test *post-hoc* de Durbin-Conover. Nous n'avons pas observé de différence significative dans la perception de l'exigence physique entre les situations de MS et ME (p=0,764), ni entre MI et MD (p=0,092). En revanche la marche en double tâche était perçue comme physiquement plus exigeante que la marche simple (p<0.001) et que la marche avec attention externe (p=0.001). La marche avec attention interne était plus exigeante physiquement que la marche simple (p<0,05).

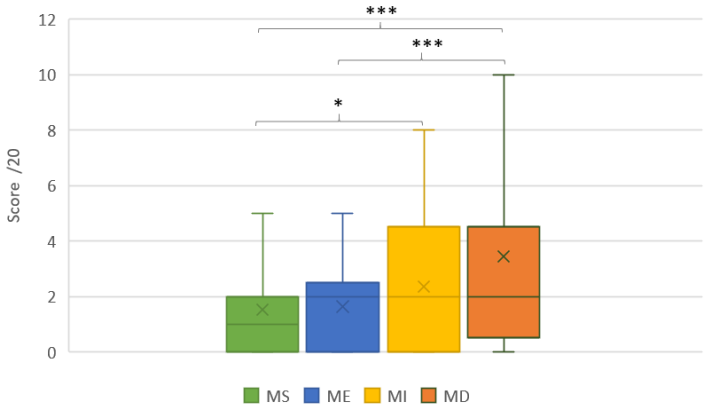


FIGURE 6 : SCORE DE L'EXIGENCE PHYSIQUE POUR CHACUNE DES TACHES CHEZ LES JEUNES ADULTES.

Nous avons ensuite effectué un test de Spearman pour vérifier un potentiel lien entre la perception de l'exigence physique et celle de l'exigence mentale. Les scores obtenus pour la MS et la MD ne montrent pas de corrélation significative (MS : p=0,051; MD : p=0,129). En revanche pour les situations ME et MI, une augmentation du score de l'exigence mentale était associée à une augmentation du score de l'exigence physique (ME : p<0,05, Rho=0,421 ; MI : p<0,01, Rho=0,558).

3.2.5 Synthèse des résultats

Concernant les paramètres de marche étudiés, il n'existe pas de différence significative entre les conditions de MS et ME.

En situation de DT, nous observons une dégradation d'une part de la vitesse et de la longueur de la foulée par rapport aux trois autres conditions, et d'autre part de la cadence par rapport à MS et ME mais pas par rapport MI.

En situation de marche avec attention interne, nous obtenons une réduction de la vitesse et de la cadence par rapport à MS et ME. De plus, on remarque que la marche avec attention interne diminuait le temps de double appui par rapport aux trois autres conditions.

Dans chacune des conditions de marche où l'orientation de l'attention a été imposée, nous trouvons une différence significative de résultats entre le premier essai et les trois derniers essais, pour la vitesse, la cadence et la longueur de la foulée.

Le CPFdl s'activait lors de la marche par rapport à la station debout. Le CPFdl gauche s'activait plus que le droit dans chaque condition de marche. Il n'y avait pas d'effet de la tâche sur les variations de concentration en HbO_2.

Quant à la charge mentale, la condition de MD était perçue comme étant la plus exigeante physiquement et mentalement.

Nous n'avons pas observé de différence significative dans les variations HbO_2 entre nos quatre conditions de marche, mais les jeunes adultes en bonne santé dégradaient leur vitesse et leur cadence en MI et en MD. La MD était perçue comme étant la plus exigeante physiquement et mentalement et c'est bien cette condition qui dégradait le plus la vitesse, la cadence et la longueur de la foulée par rapport à la marche simple.

3.3 Discussion

L'objectif de notre travail était de déterminer les effets de quatre conditions attentionnelles sur les paramètres de marche, l'activation du CPFdl et la charge mentale perçue.

Une première observation importante de notre étude réside dans l'existence d'une activation significative, par rapport à la station debout du départ, pour chacune des situations attentionnelles. Elle se caractérise par une spécialisation hémisphérique, avec une activation supérieure du CPFdl gauche par rapport au droit.

De plus nous avons pu relever une habituation à la tâche au cours des différents passages.

Par ailleurs, dans les cas de focalisation interne et d'attention divisée, situations conduisant à une augmentation de la demande en ressources cognitives, nous avons constaté la présence d'un effet délétère sur les paramètres de marche.

Enfin, nous n'avons pas relevé de variation significative d'activation du CPFdl pour MI et MD par rapport à la condition de MS, alors que l'on note une augmentation de la charge mentale perçue.

3.3.1 La spécialisation hémisphérique

Pour chacune des tâches, nous avons observé un schéma d'activation significativement supérieure dans le CPFdl gauche par rapport au droit (Figure 19).

Certaines études ont déjà fait état d'une activation plus forte dans le CPFdl gauche pendant une double tâche (marche et soustractions en série) (Lu et al., 2015 ; Hill et al., 2013). Chez les jeunes adultes, Takeuchi et al. (2016) ont suggéré que le CPF gauche inhibait les actions inappropriées et que le CPF droit stabilisait la performance de marche pendant les DT.

Le CPFdl est une région typiquement associée aux fonctions exécutives, y compris la mémoire de travail et l'attention sélective (Friedman & Robbins, 2022 ; Curtis & D'Esposito, 2003). La mémoire de travail est la rétention d'une quantité limitée d'informations temporairement maintenues dans un état de disponibilité accrue et cette capacité dépend fortement du CPFdl (Kane & Engle, 2002). Le mécanisme qui permet à l'attention de maintenir activement l'information dans la mémoire de travail est le rafraîchissement attentionnel, un mécanisme rapide qui consiste à réactiver la trace mnésique de l'information (Camos et al., 2018). Le CPFdl gauche est l'une des régions impliquées dans le rafraîchissement attentionnel de différents types d'informations (visuelles, auditives, verbales, spatiales) (Raye et al., 2007). Dans notre étude, la focalisation de l'attention est imposée par les instructions données avant chaque tâche de marche et ces instructions doivent être gardées en mémoire pendant l'exécution de la tâche à l'aide de la mémoire de travail. Le CPF gauche est également associé au contrôle volontaire de l'orientation de l'attention (Corbetta & Shulman, 2002).

3.3.2 Habituation à la tâche

Dans les situations où l'attention est orientée, un effet d'habituation ou familiarisation du sujet à la tâche se caractérise par l'augmentation de la longueur de la foulée, de la vitesse et de la cadence de marche, entre le premier essai et les suivants. De plus ce même phénomène est aussi présent pour la tâche arithmétique pour laquelle le nombre de réponses d'une part et le nombre de réponses correctes d'autre part augmentent entre le premier essai et les suivants, le pourcentage de réponses correctes par rapport au nombre total de réponses restant logiquement constant.

3.3.3 Effets de l'orientation de l'attention

3.3.3.1 L'ATTENTION DIVISEE

Par rapport aux trois autres situations attentionnelles, la MD est la condition perçue comme étant la plus exigeante sur le plan physique et mental. C'est également la tâche où les paramètres de marche se dégradent le plus et celle qui possède le taux moyen de variation de HbO_2 le plus important par rapport à la station debout.

Les paramètres de marche

La DT implique des demandes concurrentes de ressources cognitives et physiques. Conformément aux études précédentes (Lin & Lin, 2016 ; Lu et al., 2015 ; Mirelman et al, 2014 ; Yogev-Seligmann et al., 2012, Yogev-Seligmann et al., 2010 ; Yogev-Seligmann et al., 2008), nos participants ont été enclins à se concentrer sur la tâche arithmétique au détriment de la marche. Plusieurs études ont montré qu'une augmentation de la charge cognitive de travail pendant la marche pouvait avoir des conséquences négatives sur ses paramètres (Schaefer et al., 2015 ; Al-Yahya et al., 2011). Les tâches cognitives semblent partager des réseaux neuronaux complexes qui relient différentes régions du cerveau qui sont liées à celles du contrôle de la marche (Al-Yahya et al., 2011).
La demande de la tâche arithmétique était suffisamment élevée pour interférer avec ces réseaux et donc perturber la marche ; en effet, des tâches plus difficiles et plus exigeantes conduisent à des performances motrices moindres (Lu et al, 2015 ; Barrouillet & Camos, 2007).

Variations hémodynamiques du CPFdl

L'activation du CPF est généralement plus importante pendant la marche avec attention divisée par rapport à la marche simple. Contrairement à nos attentes, nous n'avons pas retrouvé d'effet de la double tâche sur les variations hémodynamiques du CPFdl, effet cependant décrit dans plusieurs études (Baek et al., 2023 ; Lu et al., 2015 ; Mirelman et al., 2014). Plusieurs raisons peuvent expliquer nos résultats :

1) Nos participants semblent avoir « sacrifié leur démarche » pour éviter une demande excessive de ressources cognitives, entrainant une augmentation non significative de l'activation du CPF. En comparant les résultats de nos paramètres de marche avec ceux d'autres études utilisant la même tâche arithmétique dans des conditions identiques de marche (Baek et al., 2023 ; Lu et al., 2015 ; Mirelman et al., 2014), nous avons remarqué que nos sujets dégradaient leurs performances de marche de manière plus importante (Tableau 10).

% DT/MS	Mirelman et al 2014	Lu et al 2015	Baek et al 2023	Notre présente étude
Vitesse	91.2%	91.2%	98.4%	**84.8%**
Longueur de la foulée	95.9%	94.7%	97.7%	**92.4%**
Cadence	/	96.2%	97.6%	**92.1%**

TABLEAU 10: COMPARAISON DE LA DEGRADATION DES PERFORMANCES DE MARCHE, EN CONDITION DE DT PAR RAPPORT A LA MARCHE SIMPLE, ENTRE NOTRE ETUDE ET DES ETUDES UTILISANT LES MEMES CONDITIONS DE DT.

L'hypothèse retenue est que nos sujets agissaient ainsi afin de ne pas augmenter la demande en ressources cognitives dans une situation où la performance n'est pas recherchée. En effet les consignes données avant le début de la MD n'impliquent ni de marcher vite, ni de donner le plus de réponses possibles. On peut se demander si les jeunes n'ont pas priorisé la tâche cognitive même si les consignes n'imposaient aucune priorisation. Ces résultats sont en adéquation avec la théorie de la compétition pour les ressources (Woollacott & Shumway-Cook, 2002).

2) Certaines études (Lu et al., 2015 ; Mirelman et al., 2014) ont rapporté une activation du CPF pour la marche en DT mais pas lors de la marche simple. A l'inverse, nos résultats montrent une activation significative du CPFdl, par rapport à la station debout, non seulement pour les trois tâches avec orientation imposée de l'attention (ME, MI et MD), mais aussi en MS. Cela pourrait en partie expliquer l'absence de différence significative d'activation de la DT par rapport à MS. L'activation préfrontale lors de la marche simple de notre étude doit être mise en parallèle avec la perception de la charge mentale. En effet, les participants ont attribué pour l'exigence mentale perçue durant la marche simple, un score supérieur à 0 (Tableau 9). L'explication de l'existence d'un tel score semble résider dans le fait que la plupart de nos participants ont indiqué qu'essayer de ne penser à rien nécessitait un certain effort mental. On peut alors se demander pourquoi nous ne notons pas d'activation significative du CPF lors de la DT par rapport à la MS, puisque la perception de la charge

mentale au travers de l'exigence mentale (Figure 20) et physique (Figure 21) était significativement supérieure. L'explication de ces résultats résideraient dans le fait que nous avons utilisé une approche physiologique (fNIRS) d'une part et une approche subjective (perception de la charge mentale) d'autre part. L'activation significative retrouvée lors de la MS pourrait s'expliquer par le fait que la fNIRS évalue seulement l'effort mental, c'est-à-dire la quantité de ressources cognitives allouées pour répondre aux exigences de la tâche. D'un autre côté, la perception de la charge mentale tiendrait compte non seulement du ressenti d'un effort mental, mais en plus de la difficulté de la tâche (Paas & Van Merriënboer, 1994). Cette difficulté est généralement perçue de manière importante pour la DT en raison de la tâche arithmétique.

3) Différentes stratégies d'activation entre les régions cérébrales liées aux fonctions exécutives pourraient être utilisées en réponse à une demande particulière de ressources cognitives (Lin & Lin, 2016). L'implication des régions cérébrales peut varier d'un individu à l'autre (Stuart et al., 2019 ; Hoshi et al., 2003). Diverses études ont montré l'implication du CPFdl, du CPF ventrolatéral, du CPF rostral et du cortex orbitofrontal dans la performance de double tâche (Baek et al., 2003). Hoshi et al (2003) ont rapporté que le CPFdl et principalement le CPF ventral sont activés pendant l'exécution d'une tâche de n-back chez les jeunes adultes. Le CPF ventrolatéral est impliqué dans l'organisation active de séquences de réponses basées sur la récupération consciente et explicite d'informations, ce qui peut être le cas pour la tâche arithmétique choisie dans notre étude. La position de nos optodes limitée au CFFdl ne nous a pas permis d'examiner l'activation de ces autres zones.

4) Nous avons précédemment évoqué l'existence d'une habituation à la tâche arithmétique se traduisant par l'augmentation du nombre total de réponses et du nombre de réponses correctes entre le premier essai et les suivants. Ainsi, le niveau d'utilisation des ressources du PFC pour la double tâche diminuerait avec la familiarisation à la tâche (Hawkins et al., 2018). Des études ont montré que l'activation corticale et en particulier du CPFdl était maximale au cours du premier et/ou du deuxième essai et qu'elle s'atténuait au fil des passages consécutifs (Baeck et al, 2023 ; Stuart et al., 2019 ; Hawkins et al., 2018). Ces observations indiquent une adaptation à la tâche et une plus grande automaticité au cours des passages (Khoe et al., 2020 ; Lage et al., 2015) et en conséquence une atténuation de la charge cognitive initiale. D'autres études ont démontré que la variation de la charge cognitive entraînait parallèlement une variation d'activation du CPF (Li et al., 2018 ; Fraser et al., 2016). Dans notre étude, nous avons réalisé le moyennage des cinq essais d'une tâche pour obtenir la variation en concentration de HbO_2 et de HHb ; le traitement des données fNIRS ne permettait pas d'évaluer la variation hémodynamique pour chaque passage et en particulier pour le premier.

Ainsi, plusieurs hypothèses peuvent nous permettre d'expliquer l'absence de différence significative d'activation du CPFdl lors de l'attention divisée par rapport à la marche sans consignes de focalisation : la compétition pour les ressources avec une détérioration des paramètres de marche, la variabilité interindividuelle des régions cérébrales impliquées, l'effet de familiarisation à la tâche et les limites de notre outil de mesure.

3.3.3.2 L'ATTENTION EXTERNE

Nous n'avons pas observé de différence significative entre les conditions ME et MS, que ce soit pour les paramètres de la marche, l'activation du CPFdl ou la charge de travail perçue. Cela suggère que, pour les jeunes adultes, diriger leur attention vers un objectif externe a le même effet que l'absence de focalisation. L'attention externe réduit la charge cognitive en facilitant l'automatisation du mouvement et l'intégration des signaux visuels externes. (McNevin et al, 2003 ; Wulf et al, 2001b).

3.3.3.3 L'ATTENTION INTERNE

Lorsque nous avons comparé la focalisation interne aux conditions d'absence de focalisation et de focalisation externe, nos sujets ont montré un comportement de marche assez similaire à celui des conditions d'attention divisée avec une vitesse et une cadence significativement plus faible (Tableau 3).

<u>Les paramètres de marche</u>

Par rapport à MI, MD a entrainé une diminution de la vitesse et de la longueur de la foulée, mais pas de différence dans la cadence. Cette absence de différence pourrait s'expliquer par le fait que la cadence n'est pas étroitement liée à la vitesse de marche, car elle dépend de mécanismes de contrôle différents (Al-Yahya et al., 2011). Le CPFdl aide à ajuster la cadence en fonction des exigences de la tâche et de l'environnement alors qu'il influe indirectement sur la vitesse de marche (Mirelman et al., 2017 ; Holtzer et al., 2011).

Nous avons également observé une durée de double appui plus courte pour la focalisation interne que pour les autres conditions d'attention (Tableau 3). La période de double appui, c'est-à-dire lorsque les deux pieds sont en contact avec le sol, peut être utilisée pour corriger la démarche et les déviations (Williams & Martin, 2019). Pendant la MI, nos participants semblaient mieux contrôler le placement du talon et le déroulement du pied du talon aux orteils. Ils ont donc pu avoir besoin de moins de temps pour corriger la stabilité de leur démarche.

<u>Perception de la charge mentale et variations hémodynamiques du CPFdl</u>

Par rapport à l'absence de focalisation et à la focalisation externe, la focalisation interne a induit une augmentation significative de la demande mentale perçue. Elle est néanmoins restée inférieure à celle de la situation d'attention divisée (Figure 20) où les participants portaient plus d'attention à la tâche cognitive qu'à la stabilité de la marche. Les instructions de la MI les ont encouragés à se concentrer sur les mouvements de leurs pieds. Selon l'hypothèse de l'action contrainte, une focalisation interne induit un contrôle plus conscient qui interfère avec les processus de contrôle automatique et, par conséquent, dégrade la performance (Wulf, 2013 ; Ferrel-Chapus & Tahej, 2010 ; Wulf et al., 2001b). Une instruction de focalisation interne pendant la marche conduit le sujet à se focaliser sur les informations internes, proprioceptives, mais aussi sur les éléments externes, et nécessite donc une plus grande implication des ressources cognitives.

Comme pour l'attention divisée, nos volontaires n'ont pas montré d'augmentation significative de l'activation du CPFdl car ils semblent également avoir sacrifié leurs performances de marche, mais dans une moindre mesure. Notons aussi que, comme pour la MD, les facteurs tels que l'existence d'une activation en situation de MS d'une part et la possibilité d'un effet de familiarisation, pourraient influer sur l'absence de différence significative d'activation entre ces tâches.

Chez les jeunes adultes, la focalisation interne était le résultat d'instructions induisant un contrôle plus conscient de la marche. Or, un contrôle plus conscient de la marche apparaît chez les personnes présentant un risque élevé de chute, comme les patients atteints de la maladie de Parkinson. Il était donc intéressant d'évaluer les effets de l'orientation de l'attention chez des sujets âgés et des malades de Parkinson.

4. Etude 2 : La personne âgée saine et le patient atteint de la maladie de Parkinson

4.1 Matériel et méthode

4.1.1 Population

Deux groupes de participants ont été constitués :

- PA : 24 personnes saines, âgées de 60 à 85 ans (67,6 ±4,3 ans).

- MP : 13 patients atteints de la MP selon les critères de la UK Parkinson's Disease Brain Bank (UKPDSBB) (Annexe VII), âgés de 60 à 85 ans (69,4 ±3,6 ans).

Pour être inclus dans l'étude, les participants ne devaient pas marcher avec assistance, ni présenter les troubles ou pathologies suivantes :

- dyspnée lors marche,
- surdité, baisse visuelle invalidante,
- prise médicamenteuse responsable d'une somnolence significative empêchant la passation,
- pathologie rhumatologique invalidante pour la marche,
- traumatisme ou trouble orthopédique pouvant altérer la marche,
- périmètre de marche inférieur à 300 m,
- un épisode dépressif grave dans les 6 derniers mois.

Des critères supplémentaires ne permettant pas l'inclusion dans l'étude et spécifiques à chaque groupe, ont aussi été pris en considération. Ainsi les sujets n'étaient pas retenus s'ils présentaient :

Pour le groupe PA :

- une chute non accidentelle au cours des 6 derniers mois,
- un score au Montreal Cognitive Assessment (MoCA) < 26 (Annexe V),
- une note de santé subjective > 3,
- un score à l'Echelle Gériatrique de Dépression (GDS) > 10 (Annexe VI).

Pour le groupe MP :

- la présence d'un freezing ou d'une festination cliniquement gênant,
- un score de Hoehn et Yahr > III (Annexe II).

Pour ce groupe les questionnaires MoCA, de santé subjective et GDS ont été renseignés à titre indicatif sans que les résultats n'entraînent d'exclusion de l'étude contrairement au groupe PA.

Le groupe PA, composé de 24 personnes, était constitué de 16 femmes et 8 hommes. Leur niveau d'étude était de 5,3 ± 1,7 (Annexe III) ce qui est équivalent à un bac +2. Les participants ont obtenu :

- une note au MoCA de 29,0 ± 1,2 (Annexe V),
- un score de santé subjective à 2,0 ± 0,3,
- une note de 3,6 ± 2,8 à l'échelle gériatrique de dépression (Annexe VI),
- un score de 29,0 ± 3,8 à l'évaluation de l'activité physique 7 (Annexe IV), plaçant le groupe dans la catégorie des actifs.

Le groupe MP était constitué de 13 patients répartis en 7 femmes et 6 hommes. Leur niveau d'étude était de 3,4 ± 0,9, correspondant à un niveau CAP/BEP. Les participants ont obtenu :

- une note au MoCA de 25,0 ± 2,7, ce qui place le groupe dans la catégorie des troubles cognitifs légers, le seuil de normalité correspondant à un note de 26/30 (absence de trouble cognitif),
- un score de santé subjective à 2,0 ± 0,7,
- une note de 5,8 ± 4,8 à l'échelle gériatrique de dépression,
- un score de 31,6 ± 5,5 à l'évaluation de l'activité physique, plaçant le groupe dans la catégorie des actifs.

4.1.2 Méthode

Les PA et les MP ont réalisé quatre essais pour chaque condition de marche, chacun à un intervalle compris entre 20 et 40 secondes (Figure 22). Un temps de repos de trois minutes (deux minutes assis puis une minute debout) a été respecté entre les différentes tâches qui ont été réalisées dans un ordre aléatoire.

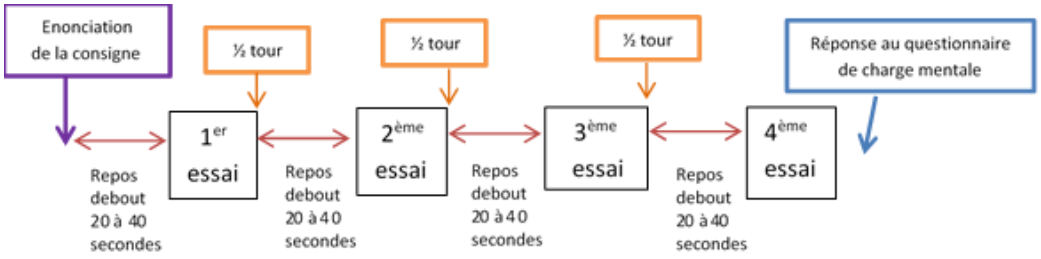


FIGURE 22 : SCHEMA DU DEROULE D'UNE TACHE POUR LES GROUPES PA ET MP.

Les mesures des différents paramètres (Figure 23) ont été réalisées sur une distance de :

- 20 m pour les variations hémodynamiques par fNIRS (soit 1 m après la ligne de départ jusqu'à 1 m avant la ligne d'arrivée) pour éviter les phases d'accélération et de décélération,
- 10 m pour les paramètres de marche (semelles) soit entre 6 et 16 m après la ligne de départ.

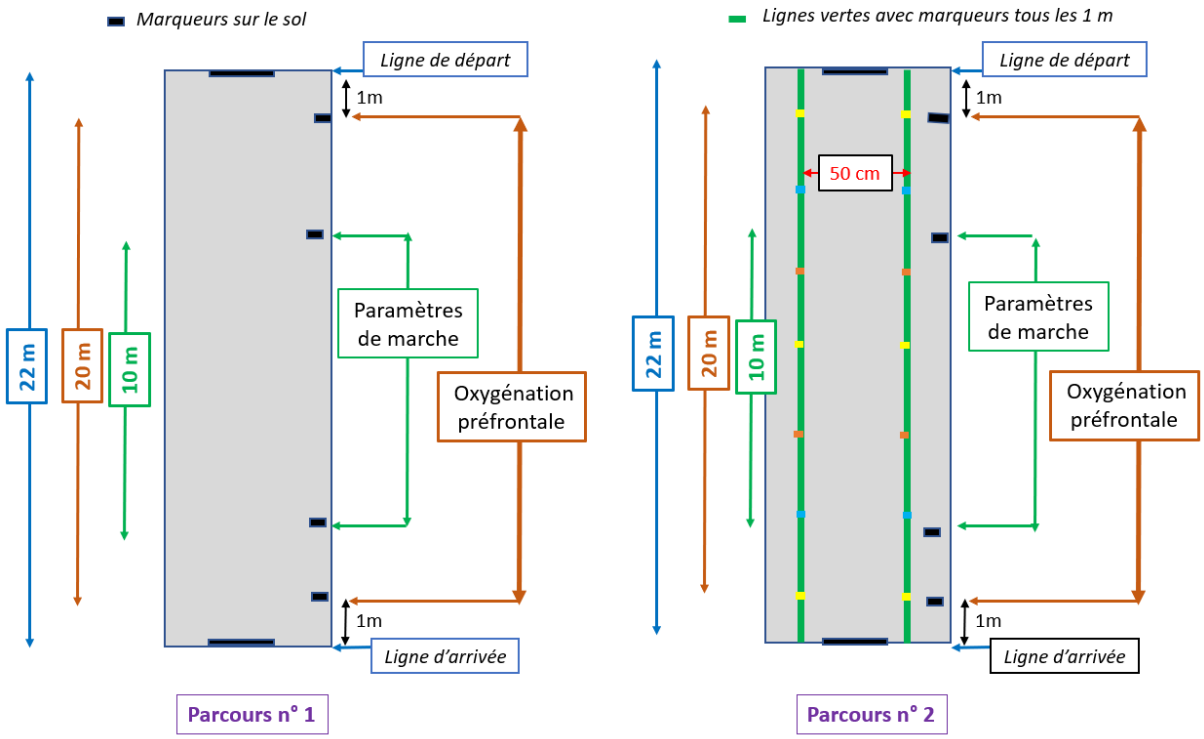


FIGURE 23 : SCHEMA DES PARCOURS DE MARCHE POUR LES PERSONNES AGEES SAINES ET LES PATIENTS MP.

Pour rappel, lors de cette deuxième étude, le montage du casque fNIRS constituait en trois canaux longs et un canal court pour chaque lobe préfrontal, le gauche et le droit.

4.2 Résultats pour la tâche arithmétique

4.2.1 Personne âgée saines

Nous avons enregistré pour le nombre de réponses une moyenne de 6,6 (± 3,0) par essai avec un minimum de 1,5 et un maximum à 12,75 réponses (Tableau 11). Un taux de 86,5 % (± 13,1) de réponses correctes est retenu.

	Essai 1	Essai 2	Essai 3	Essai 4
Nombre total de réponses	6,2 ± 2,8	6,5 ± 3,6	6,8 ± 3,1	6,7 ± 3,3
Nombre de réponses correctes	5,1 ± 2,7	6,1 ± 3,6	6,0 ± 3,2	6,2 ± 3,4
% réponses correctes /nombre total	83,1 ± 23,6	93,6 ± 11,4	89,0 ± 23,3	92,0 ± 20

TABLEAU 11: NOMBRE TOTAL DE REPONSES ET NOMBRE DE REPONSES CORRECTES POUR CHAQUE ESSAI DE LA MARCHE AVEC ATTENTION DIVISEE CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES.

Une ANOVA à mesures répétées à un facteur a été réalisée pour comparer les performances entre les quatre essais en termes de nombre de réponses données (p=0,426) et de nombre de réponses justes (p=0,058). On constate que le numéro de l'essai n'influençait pas le nombre total de réponses ni le nombre de réponses justes. La comparaison des pourcentages de réponses correctes par un test de Friedman ne montrait pas de différence significative (p=0,131).

4.2.2 Patients MP

Le nombre de réponses était de 5,2 ± 2,4 par essai avec un minimum à 1,2 et un maximum de 9,7 réponses. Un taux de 82,2 ± 11,4 % de réponses justes a été observé.

	Essai 1	Essai 2	Essai 3	Essai 4
Nombre total de réponses	5,2 ±2,5	4,3 ± 3,3	5,5 ± 2,4	5,6 ± 2,3
Nombre de réponses correctes	3,9 ± 2,2	4,0 ± 3,2	4,5 ± 2,2	4,9 ± 2,3
% réponses correctes /nombre total	75,0 ± 28,5	92,9 ± 12,9	81,7 ± 17,4	87,7 ± 18,0

TABLEAU 12 : NOMBRE TOTAL DE REPONSES ET NOMBRE DE REPONSES CORRECTES POUR CHAQUE ESSAI DE LA MARCHE AVEC ATTENTION DIVISEE CHEZ LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP.

Une ANOVA à mesures répétées à un facteur a été réalisée. Nous n'avons pas observé de différence significative entre les quatre essais pour le nombre total de réponses (p=0,100) ni pour le nombre de réponses justes (p=0,268). La comparaison des pourcentages de réponses correctes par un test de Friedman avec un test *post-hoc* de Durbon-Conover montre des différences significatives d'une part entre le premier essai et le deuxième (p<0,01), et d'autre part entre le deuxième essai et le troisième (p<0,05).

Nous n'avons donc pas observé d'amélioration de la performance entre les différents essais.

Dans le but de comparer les résultats obtenus par les PA et les MP lors de la tâche arithmétique, nous avons utilisé un test *t* de Student pour échantillon indépendant afin de comparer le nombre de réponses totales et le nombre de réponses correctes. Un test de Mann-Whitney a été utilisé pour comparer le pourcentage de réponses justes. Nous ne retrouvons pas de différence significative entre nos deux populations pour :

- le nombre de réponses totales données (p=0,075)

- le nombre de réponses correctes (p=0,054)

- le pourcentage de réponses correctes (p=0,076).

4.3 Paramètres de marche

4.3.1 Résultats globaux

4.3.1.1 PERSONNE AGEES SAINES

Afin de comparer les résultats obtenus dans nos différentes conditions de marche, une ANOVA à mesures répétées à un facteur a été employée pour la vitesse, la longueur de la foulée et la cadence. Un test *post-hoc* de Scheffe a été réalisé en cas de significativité à l'analyse de variance. Dans le cas du temps de double appui, un test de Friedman et un test *post-hoc* de Durbin-Conover ont été appliqués. Les résultats sont présentés dans le Tableau 13.

Paramètre de marche	MS	ME	MI	MD	Comparaison	Valeur de p
Vitesse (cm/sec)	127,7 ± 19,4	128,2 ± 16,6	98,5 ± 27,5	100,3 ± 24,7	MS, ME > MI, MD MI = MD MS = ME	< 0,001 0,997 0,976
Cadence (pas/min)	112,4 ± 9,8	112,0 ± 9,8	100,5 ± 17,1	96,1 ± 17,7	MS, ME > MI, MD MS = ME MI = MD	< 0,05 0,986 0,810
Longueur de la foulée (cm)	135,9 ± 12,3	136,5 ± 11,2	128,4 ± 17,1	124,3 ± 11,6	MS, ME >MI, MD MI=MD MS=ME	< 0,05 0,385 0,974
Temps de double appui (% cycle de marche)	28,2 ± 2,9	27,8 ± 2,4	27,9 ± 4,3	27,5 ± 2,8	MS > MI	≤ 0,01

TABLEAU 13 : PARAMETRES DE MARCHE ET RESULTATS STATISTIQUES POUR LES QUATRE CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES.

Nous observons une diminution significative de la vitesse, de la longueur de la foulée et de la cadence pour la marche avec attention interne et la marche avec attention divisée par rapport à la marche simple et à la marche avec attention externe.

Pour ces trois paramètres nous ne notons aucune différence significative entre la marche simple et la marche avec attention externe. Il en est de même entre la marche avec attention interne et la marche avec attention divisée.

Le pourcentage du temps de double appui diminuait entre la marche simple et la marche avec attention interne.

Un test de matrice de corrélation de Spearman a été effectué entre nos différents paramètres de marche. Chez les PA, nous retrouvons un lien de corrélation positif entre la vitesse, la cadence et la longueur de la foulée dans les quatre conditions de marche :

- Une augmentation de la cadence était associée à une augmentation de la vitesse (MS : p<0,001, Rho=0,883 ; ME : p<0,001, Rho=0,739 ; MI : p<0,001, Rho=0,628 ; MD : p<0,001, Rho=0,927).
- Une augmentation de la longueur de la foulée était associée à une augmentation de la vitesse (MS : p<0,001, Rho=0,841 ; ME : p<0,001, Rho=0,857 ; MI : p<0,001, Rho=0,711 ; MD : p<0,001, Rho=0,685).
- Une augmentation de la longueur de la foulée était associée à une augmentation de la cadence (MS : p<0,01, Rho=0,520 ; ME : p<0,05, Rho=0,442 ; MI : p<0,05, Rho=0,511 ; MD : p<0,05, Rho=0,467).

4.3.1.2 PATIENTS MP

Pour ce groupe, une ANOVA à mesures répétées à un facteur a été employée pour la longueur de la foulée et la cadence. Un test *post-hoc* de Scheffe a été réalisé en cas de significativité à l'analyse de variance. Dans le cas de la vitesse et du temps de double appui, un test de Friedman et un test *post-hoc* de Durbin-Conover ont été appliqués. Les résultats sont présentés dans le Tableau 14.

Paramètre de marche	MS	ME	MI	MD	Comparaison	Valeur de p
Vitesse (cm/sec)	124,1 ± 24,0	129,5 ± 21,2	110,9 ± 28,9	87,3 ± 32,4	ME > MS > M I > MD	< 0,001
Cadence (pas/min)	117,8 ± 10,0	120,5 ± 9,8	105,6 ± 15,5	96,2 ± 18,9	MS, ME > MI, MD MS = ME MI = MD	< 0,021 0,126 0,274
Longueur de la foulée (cm)	126,3 ± 14,8	129,4 ± 14,0	124,7 ± 16,6	106,0 ± 18,7	MS, ME, MI >M D MS=ME MS=MI ME=MI	< 0,001 0,256 0,951 0,271
Temps de double appui (% cycle de marche)	28,8 ± 2,8	28,6 ± 3,0	27,5 ± 2,4	28,1 ± 3,1	MS, ME > MI MS > MD MS = ME ME = MD MI = MD	< 0,05 < 0,05 0,134 0,612 0,134

TABLEAU 14 : PARAMETRES DE MARCHE ET RESULTATS STATISTIQUES POUR LES QUATRE CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP.

Nous observons une différence significative de la vitesse entre les quatre conditions de marche. La marche avec attention externe était la plus rapide, suivie de la marche simple puis de la marche avec attention interne. C'est lors de la situation d'attention divisée que la marche était la plus lente.

La longueur de la foulée ne variait pas entre les situations de marche simple, d'attention interne et d'attention externe. En revanche elle diminuait dans la situation d'attention divisée.

La cadence diminuait dans les conditions de marche avec attention interne et attention divisée par rapport à la marche simple et à la marche avec attention externe.

Le pourcentage du temps de double appui était plus important lors des situations de marche simple par rapport à la marche avec attention interne et la double tâche. Le temps de double appui était aussi plus important lors de la marche avec attention externe par rapport à la tâche avec attention interne.

Un test de Spearman a été utilisé pour évaluer de possibles corrélations entre les paramètres de marche. Chez les malades de Parkinson, nous retrouvons un lien de corrélation entre la vitesse d'une part et la cadence et la longueur de la foulée d'autre part. Dans les quatre conditions de marche :

- Une augmentation de la longueur de la foulée était associée à une augmentation de la vitesse (MS : p<0,001, Rho=0,896 ; ME : p<0 ,01, Rho=0,747 ; MI : p<0,001, Rho=0,890 ; MD : p<0,001, Rho=0,918).
- Une augmentation de la cadence était associée à une augmentation de la vitesse (MS : p<0,001, Rho=0,852 ; ME : p<0,01, Rho=0,698 ; MI : p<0,001, Rho=0,830 ; MD : p<0,001, Rho=0,951).

Dans la condition d'attention divisée, une augmentation de la longueur de la foulée était associée à une augmentation de la cadence (MD : p<0,001, Rho=0,841).

4.3.2 Vitesse

4.3.2.1 PERSONNES AGEES SAINES

Une ANOVA à un facteur à mesures répétées a été utilisée pour comparer les différents passages entre les tâches. Lorsque l'analyse de variance montrait un résultat significatif (p<0,05), un test *post-hoc* de Scheffe a été réalisé. Les résultats sont présentés dans le tableau 15.

Tâche	Vitesse (cm/sec)				Comparaison	Coefficient de variation (%)
	Essai 1	Essai 2	Essai 3	Essai 4		
MS	125,9 ± 22,5	126,0 ± 19,5	129,9 ± 19,2	129,4 ± 17,3	essai 1 < essai 3 (p<0,05) essai 2 < essai 3 (p<0,01) essai 2 < essai 4 (p<0,05)	3,4 ± 1,8
ME	122,4 ± 17,6	127,4 ± 17,3	131,5 ± 17,1	131,6 ± 16,2	essai 1 < essai 2 (p< 0,01) essai 1 < essai 3 (p< 0,001) essai 1 < essai 4 (p< 0,001) essai 2 < essai 3 (p< 0,001) essai 2 < essai 4 (p<0.01)	4,4 ± 2,2
MI	93,1 ± 28,4	98,2 ± 28,6	101,4 ± 26,7	101,4 ± 27,7	essai 1 < essai 2 (p<0,05) essai 1 < essai 3 (p< 0,001) essai 1 < essai 4 (p<0,01)	1,6 ± 1,1
MD	95,8 ± 26,3	100,3 ± 25,2	103,2 ±24,8	102,0 ± 25,6		7,3 ± 4,5

TABLEAU 15 : VITESSE DE MARCHE POUR LES QUATRE ESSAIS DE CHACUNE DES CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES.

Lors de la marche simple, nous observons une augmentation significative entre l'essai 1 et l'essai 3, ainsi qu'entre l'essai 2 et les essais 3 et 4.

Dans la condition de marche en attention externe, une augmentation significative de la vitesse est notée entre l'essai 1 et les trois autres mais aussi entre l'essai 2 et les suivants.

Lors de la marche avec attention interne nous remarquons une augmentation de la vitesse entre l'essai 1 et les trois autres.

Nous n'observons pas de modification entre les vitesses des différents essais lors de la marche en double tâche.

Afin de comparer les coefficients de variation, un test de Friedman avec un test *post-hoc* de Durbin-Conover a été utilisé. Nous observons une différence significative entre MS et MI (p<0,001) et MD (p<0,001), ME et MI (p<0,001), MI et MD (p<0,001). La vitesse de marche était donc plus variable en MD et plus faible en MI.

4.3.2.2 PATIENTS MP

Concernant les situations MS, ME et MI, une ANOVA à un facteur à mesures répétées a été utilisée, puis un test *post-hoc* de Scheffe, pour comparer les différents passages de chaque tâche. Un test de Friedman a été utilisé dans la situation de MD avec un test *post-hoc* de Durbin-Conover. Les résultats sont présentés dans le tableau 16.

Tâche	Vitesse (cm/sec)				Comparaison	Coefficient de variation (%)
	Essai 1	Essai 2	Essai 3	Essai 4		
MS	119,2 ± 24,9	123,7 ±23,6	126,1 ± 24,0	127,6 ± 23,9	essai 1 < essai 2 (p<0,05) essai 1 < essai 3 (p< 0,001) essai 1 < essai 4 (p<0,01) essai 2 < essai 4 (p<0,05)	3,7 ± 1,9
ME	124,8 ± 22,1	129,1 ± 21,0	131,4 ± 21,9	132,4 ± 21,8	essai 1 < essai 4 (p<0,05)	3,9 ± 2,7
MI	104,7 ± 31,4	109,6 ± 29,1	114,3 ± 27,8	115,0 ± 28,6	essai 1 < essai 3 (p<0,01) essai 1 < essai 4 (p<0,05) essai 2 < essai 3 (p<0,05)	6,3 ± 4,0
MD	84,6 ± 32,7	85,8 ± 33,6	89,1 ±33,0	89,8 ± 31,8	essai 1 < essai 3 (p<0,05) essai 1 < essai 4 (p<0,05)	4,0 ± 2,3

TABLEAU 16 : VITESSE DE MARCHE POUR LES QUATRE ESSAIS DE CHACUNE DES CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP.

Nous remarquons une augmentation significative de la vitesse de marche lors de la marche simple entre l'essai 1 et les trois suivants. Nous notons aussi une augmentation de la vitesse entre l'essai 2 et l'essai 4.

Lors de la marche avec attention externe, nous observons une augmentation significative de la vitesse entre l'essai 1 et l'essai 4.

En situation de marche avec attention interne, la vitesse augmente de manière significative entre l'essai 1 et les essais 3 et 4. Une augmentation est aussi constatée entre l'essai 2 et l'essai 3.

Lors de la marche avec attention divisée, la vitesse augmente pour les deux derniers essais par rapport à l'essai 1.

Afin de comparer les coefficients de variation, un test de Friedman avec un test *post-hoc* de Durbin-Conover a été utilisé. Nous n'observons pas d'effet de la tâche attentionnelle sur la variabilité de la vitesse de marche (p=0,436).

4.3.2.3 COMPARAISON DES DEUX POPULATIONS

Les résultats obtenus en comparant la vitesse pendant les quatre tâches chez les deux populations sont présentés sur la Figure 24.

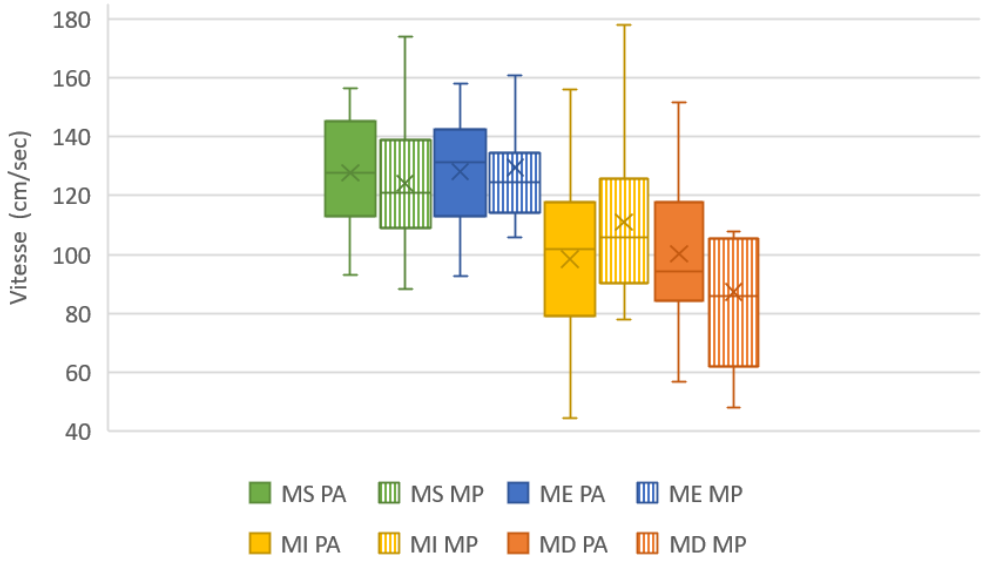


FIGURE 24 : COMPARAISON DES VITESSES DE MARCHE ENTRE PERSONNES AGEES SAINES ET LES LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP POUR LES QUATRE CONDITIONS DE MARCHE.

Concernant la vitesse, nous n'observons pas de différence significative entre les deux groupes pour chacune des conditions de marche. Le test *t* de Mann-Whitney met en avant les résultats suivants : MS (p=0,499), ME (p=0,718), MI (p=0,337) et MD (p=0,124).

4.3.3 Longueur de la foulée

4.3.3.1 PERSONNES AGEES SAINES

Une ANOVA à un facteur à mesures répétées avec un test *post-hoc* de Scheffe a été réalisée pour comparer les différents passages entre les tâches dans les conditions de MS, ME et MI. Un test de Friedman a été utilisé dans la situation de MD avec un test *post-hoc* de Durbin-Conover. Les résultats sont présentés dans le tableau 17.

Tâche	Longueur de la foulée (cm)				Comparaison	Coefficient de variation (%)
	Essai 1	Essai 2	Essai 3	Essai 4		
MS	135,4 ± 15,2	134,2 ± 11,8	137,0 ± 12,3	136,9 ± 11,1	essai 2 < essai 3 (p<0,05) essai 2 < essai 4 (p<0,05)	2,4 ± 1,6
ME	133,7 ± 12,1	135,3 ± 12,1	137,6 ± 11,5	137,8 ± 11,5	essai 1 < essai 3 (p<0,01) essai 1 < essai 4 (p<0,01) essai 2 < essai 3 (p<0,05)	2,4 ± 1,0
MI	126,4 ± 18,3	128,4 ± 17,2	129,8 ± 16,5	129,0 ± 17,4	essai 1 < essai 3 (p<0,05)	2,5 ± 1,6
MD	121,2 ± 13,3	124,8 ± 12,5	126,1 ± 11,6	125,2 ± 11,6	essai 1 < essai 3 (p<0,05)	3,6 ± 2,0

TABLEAU 17 : LONGUEUR DE LA FOULEE POUR LES QUATRE ESSAIS DE CHACUNE DES CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES.

Dans les conditions de MS, une augmentation significative de la longueur de la foulée est notée entre l'essai 2 et les deux derniers essais.

En situation de ME, on observe une augmentation de la longueur de la foulée entre l'essai 1 et les deux derniers essais d'une part, et entre l'essai 2 et l'essai 3 d'autre part.

Nous notons également une augmentation entre l'essai 1 et l'essai 3 pour MI et MD.

Afin de comparer les coefficients de variation, un test de Friedman avec un test *post-hoc* de Durbin-Conover a été employé. Nous ne constatons aucune différence significative dans la variabilité de la longueur de la foulée en fonction du type de tâche (p=0,072).

4.3.3.2 Patients MP

Concernant la longueur de la foulée chez ces patients, les résultats sont indiqués dans le tableau 18.

Tâche	Longueur de la foulée (cm)				Coefficient de variation (%)
	Essai 1	Essai 2	Essai 3	Essai 4	
MS	124,9 ± 15,3	125,5 ±15,3	126,9 ± 15,8	128,0 ± 15,4	3,2 ± 3,1
ME	130,6 ± 18,6	128,0 ± 13,1	129,1 ± 14,1	130,0 ± 13,6	3,3 ± 3,1
MI	124,5 ± 18,4	123,3 ± 17,4	125,4 ± 15,8	125,4 ± 16,4	3,3 ± 1,7
MD	104,6 ± 18,7	104,6 ± 20,4	107,6 ± 17,8	107,4 ± 20,3	5,0 ± 4,3

TABLEAU 18 : LONGUEUR DE LA FOULEE POUR LES QUATRE ESSAIS DE CHACUNE DES CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP.

Une ANOVA à un facteur à mesures répétées a été utilisée pour comparer les différents passages pour chacune des tâches. Nous n'observons pas de modification significative de la longueur de la foulée que ce soit pour la marche simple (p=0,331), la marche avec attention externe (p=0,742), la marche avec attention interne (p=0,570) ni lors de la tâche d'attention divisée (p=0,342).

Afin de comparer les coefficients de variation, un test de Friedman a été utilisé. Nous n'observons pas de différences significatives concernant la variabilité de la longueur de la foulée pour nos différentes conditions de marche (p=0,853).

4.3.3.3 COMPARAISON DES DEUX POPULATIONS

Afin de comparer les deux populations (Figure 25), nous avons appliqué un test *t* de Student pour échantillons dépendants.

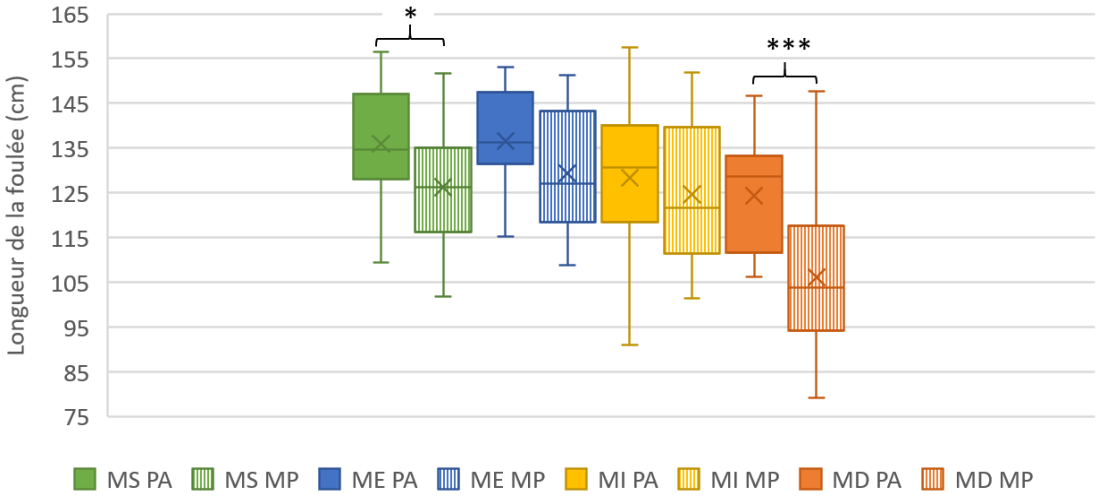


FIGURE 25 : COMPARAISON DE LA LONGUEUR DE LA FOULEE ENTRE PRESONNES AGEES SAINES ET LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP POUR LES QUATRE CONDITIONS DE MARCHE.

Nous observons une différence significative entre nos deux groupes en MS ($p<0,05$) et en MD ($p<0,001$), la longueur de la foulée était inférieure chez les MP par rapport à celle des PA pour les conditions MS et MD.

4.3.4 Cadence

4.3.4.1 PERSONNES AGEES SAINES

Concernant les situations MS, ME et MD, une ANOVA à un facteur à mesures répétées a été utilisée pour comparer les différents essais entre les tâches. Lorsque l'analyse de variance montrait un résultat significatif ($p<0,05$), un test *post-hoc* de Scheffe a été réalisé. Pour la tâche MI, un test de Friedman avec un test *post-hoc* de Durbin-Conover a été employé. En étudiant l'évolution de la cadence entre les quatre essais, nous observons les résultats présentés dans le tableau 19.

Tâche	Cadence (pas/min)				Comparaison	Coefficient de variation (%)
	Essai 1	Essai 2	Essai 3	Essai 4		
MS	111,0 ± 10,3	112,2 ± 10,4	113,4 ± 9,9	113,1 ± 9,2	essai 1 < essai 3 (p<0,05) essai 1 < essai 4 (p<0,05)	1,8 ± 0,8
ME	108,9 ± 11,7	111,5 ± 10,6	113,4 ± 9,9	113,3 ± 9,7	essai 1 < essai 2 (p<0,05) essai 1 < essai 3 (p<0,001) essai 1 < essai 4 (p<0,05) essai 2 < essai 3 (p<0,01) essai 2 < essai 4 (p<0,05)	2,4 ± 1,7
MI	88,0 ± 19,4	91,5 ± 19,3	93,6 ± 17,8	94,1 ± 17,9	essai 1 < essai 2 (p<0,05) essai 1 < essai 3 (p<0,001) essai 1 < essai 4 (p<0,001)	4,7 ± 3,2
MD	93,9 ± 19,0	95,8 ± 18,5	97,6 ± 17,8	97,0 ± 17,3		4,7 ± 3,8

TABLEAU 19 : CADENCE POUR LES QUATRE ESSAIS DE CHACUNE DES CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES.

Nous constatons une augmentation de la cadence en marche simple entre l'essai 1 et les essais 3 et 4.

Dans la condition de marche avec attention externe, nous remarquons une augmentation significative de la cadence pour l'essai 1 par rapport aux trois suivants et pour l'essai 2 par rapport aux deux suivants.

Lors de la marche avec attention interne, nous notons une augmentation significative de la cadence entre l'essai 1 et les trois suivants.

Nous n'observons pas de différence significative entre les différents essais en marche avec attention divisée.

Afin d'étudier les coefficients de variation, un test de Friedman avec un test *post-hoc* de Durbin-Conover a été appliqué. Chez les personnes âgées saines, pour la cadence, nous obtenons un coefficient de variation plus important pour MI par rapport aux deux conditions MS ($p<0,001$) et ME ($p<0,001$) ainsi que pour MD par rapport aux deux conditions MS ($p<0,05$) et ME ($p<0,05$).

4.3.4.2 PATIENTS MP

Une ANOVA à un facteur à mesures répétées a permis de comparer les différents passages entre les tâches dans les conditions de MS, MI et MD. Pour la condition MI, nous avons recouru à un test de Friedman avec un test *post-hoc* de Durbin-Conover.

Les résultats obtenus sont présentés dans le tableau 20.

Tâche	Cadence (pas/min)				Comparaison	Coefficient de variation (%)
	Essai 1	Essai 2	Essai 3	Essai 4		
MS	115,7 ± 10,8	117,9 ± 9,7	118,5 ± 9,9	119,0 ± 10,1		1,8 ± 1,3
ME	118,1 ± 12,0	120,4 ± 9,2	121,7 ± 9,4	121,8 ± 9,7		2,2 ± 1,9
MI	99,6 ± 18,2	105,4 ± 15,9	108,3 ± 14,6	108,9 ± 14,7	essai 1 < essai 2 (p<0,05) essai 1 < essai 3 (p<0,01) essai 1 < essai 4 (p<0,05) essai 2 < essai 3 (p<0,05)	4,9 ± 4,3
MD	94,2 ± 19,5	95,8 ± 19,8	96,8 ±19,7	98,1 ± 17,4		3,6 ± 2,5

TABLEAU 20 : CADENCE POUR LES QUATRE ESSAIS DE CHACUNE DES CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP.

Nous ne constatons aucune différence significative entre les quatre essais en MS (p=0,062), ME (p=0,221), ni lors de la MD (p=0,245).

C'est seulement lors de la marche avec attention interne que nous obtenons une augmentation significative de la cadence entre l'essai 1 et les trois suivants, et aussi entre l'essai 2 et l'essai3.

Afin d'étudier les coefficients de variation, un test de Friedman avec un test *post-hoc* de Durbin-Conover a été utilisé. Chez les MP, pour la cadence, nous obtenons un coefficient de variation plus important pour MI par rapport aux deux conditions MS (p<0,01) et ME (p<0,05), ainsi que pour MD par rapport aux deux conditions MS (p<0,01) et ME (p<0,05).

4.3.4.3 COMPARAISON DES DEUX POPULATIONS

Afin de comparer nos deux populations (Figure 26), nous avons fait appel à un test *t* de Student pour échantillons indépendants.

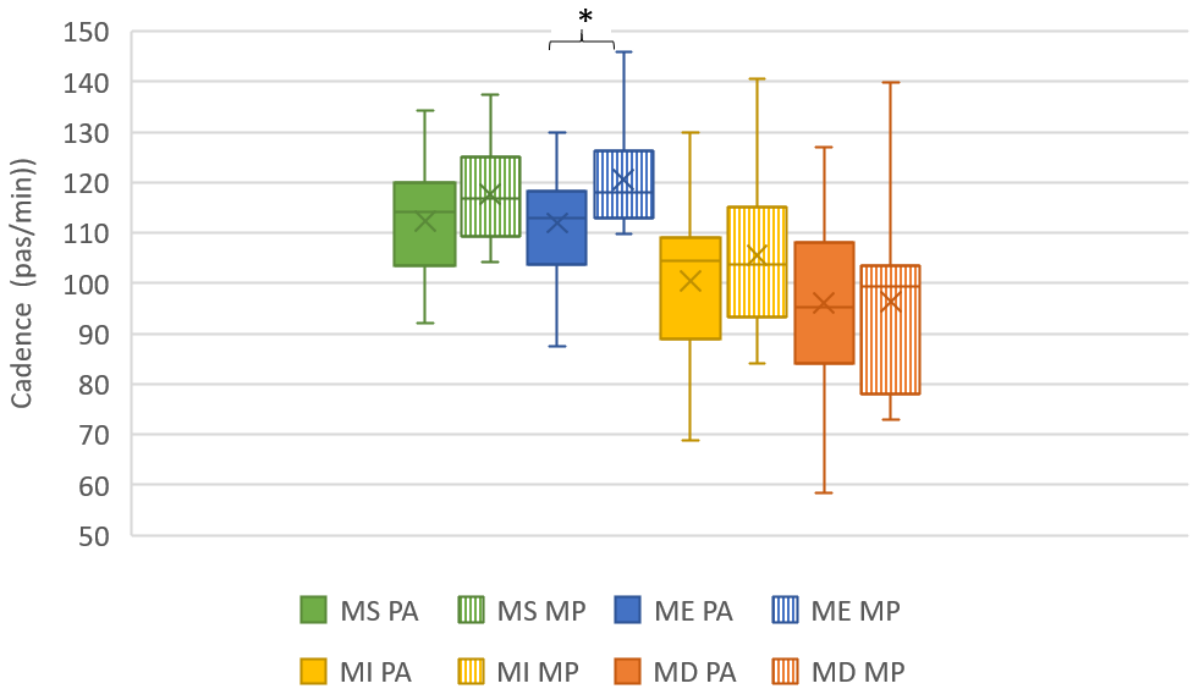


FIGURE 26 : COMPARAISON DE LA CADENCE ENTRE LES PERSONNES AGEES SAINES ET LES LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP POUR LES QUATRE CONDITIONS DE MARCHE.

L'analyse statistique met en avant une différence significative entre nos deux populations lors de la ME ($p<0,05$), la cadence était donc plus importante chez les MP lors de la focalisation externe.

4.3.5 Temps de double appui

4.3.5.1 PERSONNES AGEES SAINES

Nous avons appliqué une ANOVA à un facteur à mesures répétées pour comparer les différents essais pour les tâches de MS et MD. Lorsque l'analyse de variance montrait un résultat significatif ($p<0,05$), un test *post-hoc* de Scheffe a été réalisé. Pour la MI et la ME un test de Friedman avec un test *post-hoc* de Durbin-Conover a été utilisé. Les résultats du temps de double appui pour les différents passages dans les quatre conditions de marche sont montrés dans le tableau 21.

Tâche	Temps de double appui (% CM)				Comparaison	Coefficient de variation (%)
	Essai 1	Essai 2	Essai 3	Essai 4		
MS	28,8 ± 4,9	28,0 ± 2,5	28,1 ± 2,5	28,0 ± 2,6		3,8 ± 5,7
ME	27,4 ± 4,4	28,0 ± 2,5	27,9 ± 2,5	27,8 ± 2,5	essai 1 < essai 2 (p<0,05) essai 1 < essai 3 (p<0,001) essai 1 < essai 4 (p<0,001) essai 2 > essai 3 (p<0,001) essai 2 > essai 4 (p<0,05)	3,8 ± 5,7
MI	28,4 ± 4,9	28,1 ± 4,4	27,5 ± 4,1	27,6 ±3,9	essai 1 > essai 2 (p<0,05) essai 1 > essai 3 (p<0,001) essai 1 > essai 4 (p<0,001)	2,8 ± 2,6
MD	27,8 ± 3,6	27,6 ± 2,8	27,4 ± 2,5	27,1 ± 2,6		3,4 ± 2,8

TABLEAU 21: TEMPS DE DOUBLE APPUI POUR LES QUATRE ESSAIS DE CHACUNE DES CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES.

En marche avec attention externe, nous relevons une augmentation significative du temps de double appui entre l'essai 1 et les suivants, mais une diminution entre l'essai 2 et les suivants.

Lors de l'attention interne, nous constatons une diminution significative du temps de double appui entre l'essai 1 et les suivants.

Un test de Friedman a été utilisé pour comparer le coefficient de variation entre chaque condition de marche. Il ne met en avant aucun effet de la tâche sur la variabilité du temps de double appui (p=0,290).

4.3.5.2 PATIENTS MP

Pour les patients atteints de la maladie de Parkinson, les résultats obtenus lors de la comparaison du pourcentage de temps de double appui par essai et par condition de marche, sont résumés dans le tableau 22.

Tâche	Temps de double appui (% CM)				Coefficient de variation (%)
	Essai 1	Essai 2	Essai 3	Essai 4	
MS	28,5 ± 2,6	29,0 ± 3,3	29,1 ± 3,3	28,7 ± 3,0	2,5 ± 3,4
ME	28,5 ± 3,5	28,7 ± 2,9	28,7 ± 3,1	28,5 ± 3,1	2,8 ± 2,5
MI	27,7 ± 3	27,0 ± 2,9	27,7 ± 2,6	27,5 ± 2,6	4,5 ± 3,8
MD	28,4 ± 3,5	27,6 ± 3,4	28,5 ± 3,2	28,1 ± 3,1	3,4 ± 2,6

TABLEAU 22 : TEMPS DE DOUBLE APPUI POUR LES QUATRE ESSAIS DE CHACUNE DES CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP.

Nous avons appliqué un test de Friedman avec un test *post-hoc* de Durbin-Conover pour la situation MS. Une ANOVA à mesures répétées à un facteur a été utilisée pour les conditions de ME, MI et MD. Nous n'observons pas de différence significative entre les différents passages lors de la MS (p=0,291), de la ME (p=0,952), de la MI (p=0,638), ni lors de la MD (p=0,291).

Un test de Friedman a été employé pour comparer les coefficients de variation entre chaque tâche. Nous n'avons relevé aucune différence de variabilité pour le temps de double appui dans les quatre situations attentionnelles (p=0,064).

4.3.5.3 COMPARAISON DES DEUX POPULATIONS

Afin de comparer les deux populations (Figure 27), nous avons recouru au test de Mann-Whitney. Nous n'observons pas de différence significative pour une même tâche entre les deux groupes (MS : p=0,276 ; ME : p=0,189 ; MI : p=0,888 ; MD : p=0,404).

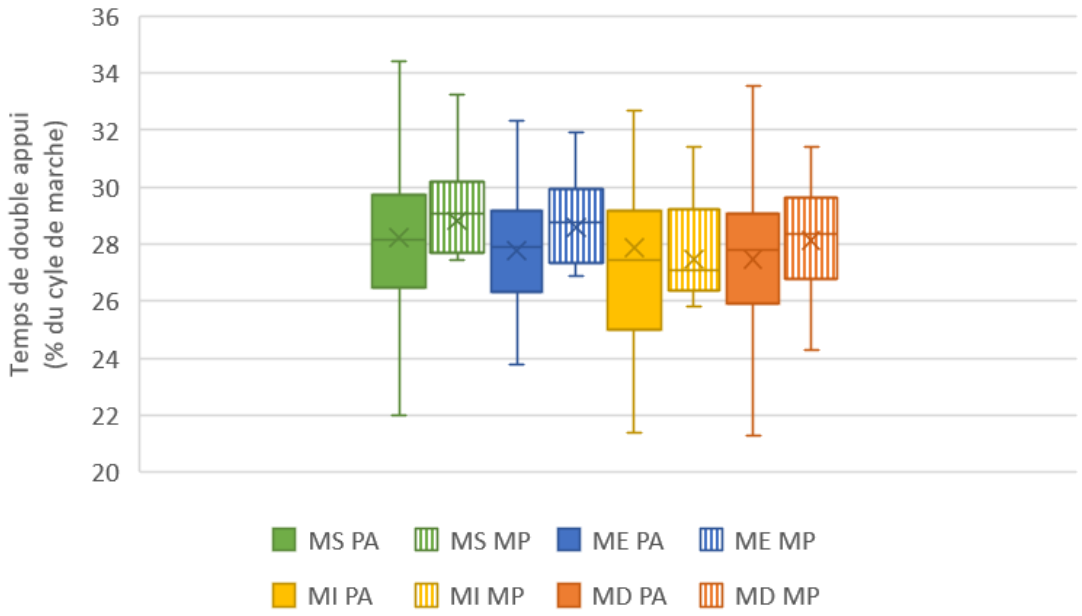


FIGURE 77 : COMPARAISON DU TEMPS DE DOUBLE APPUI ENTRE LES PERSONNES AGEES SAINES ET LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP POUR LES QUATRE CONDITIONS DE MARCHE.

4.3.6 Synthèse des résultats

Dans les deux groupes une corrélation positive a été mise en évidence entre la vitesse et la longueur de la foulée ainsi qu'entre la vitesse et la cadence dans les quatre conditions de marche. Nous observons chez les personnes âgées saines et lors de la MD chez les patients MP, une corrélation positive entre la cadence et la longueur de la foulée.

Vitesse

La condition de ME a permis d'augmenter la vitesse de marche chez les patients MP par rapport aux trois autres situations et en particulier par rapport à MS, alors qu'elle restait identique à celle de MS chez les personnes âgées saines.

La condition de MI diminuait la vitesse de marche par rapport à la MS pour se rapprocher de la vitesse de la MD chez les personnes âgées saines. Chez les patients MP, la vitesse en MI était comprise entre la vitesse de MS et de MD. La MI dégradait donc plus la vitesse de marche chez les personnes âgées saines que chez les patients MP.

Longueur de la foulée

Chez les personnes âgées saines, la longueur de la foulée était plus grande dans les conditions de MS et de ME par rapport à la MD et la MI. Chez les patients MP, la longueur de la foulée était plus importante dans les conditions de MS, ME et MI par rapport à MD. La condition de MI dégradait plus la longueur de la foulée chez les personnes âgées saines que chez les patients MP.

En comparant les deux populations, on remarque que la longueur de la foulée était significativement plus importante pour MS et MD chez les personnes âgées saines que chez les patients MP. De plus, on note la même tendance pour les deux autres conditions de marche avec une longueur de foulée supérieure chez les personnes âgées saines.

Cadence

On retrouve chez nos deux populations une cadence plus élevée en MS et en ME par rapport à la MD et la MI.

Le temps de double appui

Le temps de double appui était plus faible en MI par rapport à MS chez les deux populations.

En résumé, lors de la marche, l'attention externe améliorait vitesse, cadence et longueur de la foulée par rapport à l'attention interne et à l'attention divisée chez les deux populations.
L'attention interne dégradait ces paramètres autant que l'attention divisée chez les personnes âgées saines.
Chez les patients MP, l'attention interne dégradait moins la vitesse que l'attention divisée, n'altérait pas la longueur de la foulée par rapport à MS et ME et réduisait la cadence autant que l'attention divisée. De plus, l'attention interne diminuait le temps de double appui chez les deux populations.

4.4 Variations hémodynamiques du cortex préfrontal dorsolatéral

Les variations hémodynamiques au niveau du CPFdl ont été recueillies sur une distance de 20 m soit entre 1 m après le début de la marche et 1 m avant la fin pour chaque essai. Les variations de HbO_2 et de HHb ont été analysées en réalisant une moyenne des quatre essais, mais comme indiqué précédemment, la technique n'autorise pas l'analyse individuelle de chaque essai. Nous nous sommes intéressés aux variations de HbO_2 et de HHb dans les lobes préfrontaux gauche et droit. ΔHbO_2 et ΔHHb lors de chaque tâche ont été comparées à la valeur de zéro en utilisant un test *t* de Student. Un test de Friedman et un test *post-hoc* de Durbin-Conover ont été employés pour comparer les variables des différentes situations attentionnelles entre elles.

4.4.1 Personnes âgées saines

Les variations de HbO_2 et de HHb lors des différentes situations de marche sont présentées dans le tableau 23.

Tâche	ΔHbO_2 CPFdl droit	Comparaison à zéro	$\Delta Hb0_2$ CPFdl gauche	Comparaison à zéro	ΔHHb CPFdl droit	Comparaison à zéro	ΔHHb CPFdl gauche	Comparaison à zéro
MS	0,187 ± 0,454	**p<0,05**	0,157 ± 0,422	**p<0,05**	0,009 ± 0,171	p=0,600	-0 ,034 ± 0,203	p=0,787
ME	0,122 ± 0,487	p=0,116	0,062 ± 0,545	p=0,294	0,021 ± 0,159	p=0,742	0,092 ± 0,367	p=0,883
MI	0,347 ± 0,440	**p<0,001**	0,296 ± 0,413	**p<0,001**	-0,056 ± 0,174	p=0,063	-0,073 ± 0,180	**p<0,05**
MD	0,332 ± 0,673	**p<0,05**	0,381 ± 0,940	**p<0,05**	- 0,122 ± 0,268	**p<0,05**	-0,027 ± 0,249	p=0,306

TABLEAU 23 : VARIATIONS DE LA CONCENTRATION EN OXYHEMOGLOBINE (ΔHbO_2) ET DEOXYHEMOGLOBINE (ΔHHB) (µMOL/L) AU NIVEAU DES CPFDL DROIT ET GAUCHE POUR CHACUNE DES TACHES CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES.

ΔHbO_2 pour chaque hémisphère était significativement supérieure à zéro dans les conditions de MS, MI et MD et ΔHHb était significativement inférieure à zéro à gauche en MI et à droite en MD. Par rapport à la baseline, on observe donc une augmentation significative de HbO_2 dans les deux lobes préfrontaux lors de MS, MI et MD et une réduction significative de HHb à gauche lors de MI et à droite lors de MD. Ces résultats indiquent une activation au niveau du CPFdl dans ces trois conditions de marche par rapport à la station debout.

La comparaison des variations de HbO_2 entre chaque tâche est représentée sur les figures 28 et 29.

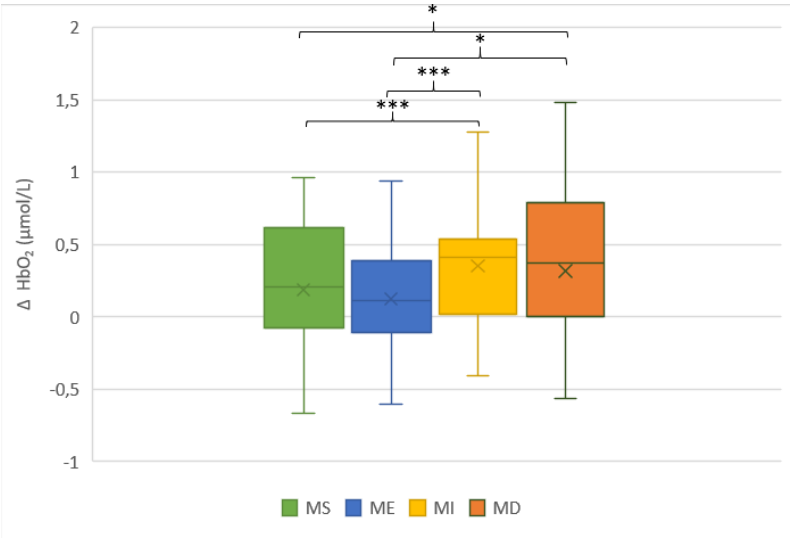


FIGURE 28 : VARIATION DE CONCENTRATION EN OXYHEMOGLOBINE (ΔHbO_2) DANS LE CPFDL DROIT EN FONCTION DES CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES.

.

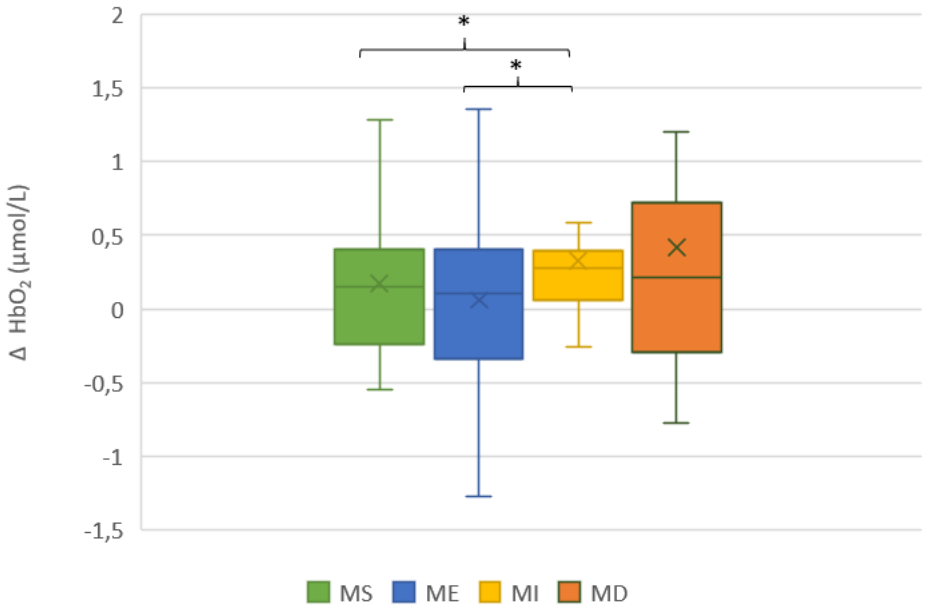


FIGURE 29 : VARIATION DE CONCENTRATION EN OXYHEMOGLOBINE (ΔHbO_2) DANS LE CPFDL GAUCHE EN FONCTION DES CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES.

Nous remarquons des différences significatives de concentration en HbO_2 entre les différentes conditions d'attention dans le CPFdl droit, avec une augmentation plus importante dans les situations MI et MD par rapport à MS et ME (MS < MI ($p<0,001$) ; MS < MD ($p<0,05$) ; ME < MI ($p<0,001$) ; ME < MD ($p<0,05$). Dans le CPFdl gauche, on peut noter une augmentation significative de la concentration en HbO_2 plus forte en MI par rapport aux conditions MS ($p<0,05$) et ME ($p<0,05$).

Aucune différence significative dans la variation de HHb n'a été détectée dans le CPFdl droit (p=0,302) et gauche (p=0,124).

Nous n'avons pas mis en évidence de différence significative d'activation entre le CPFdl gauche et le droit dans les différentes conditions de marche.

4.4.2 Patients MP.

Les résultats des variations d'hémoglobine par rapport à la station debout sont présentés dans le tableau 24.

Tâche	ΔHbO_2 CPFdl droit	Comparaison à zéro	$\Delta Hb0_2$ CPFdl gauche	Comparaison à zéro	ΔHHb CPFdl droit	Comparaison à zéro	ΔHHb CPFdl gauche	Comparaison à zéro
MS	-0,038 ± 0,293	p=0,678	0,023 ± 0,684	p=0,454	0,059 ± 0,172	p=0,879	-0 ,018 ±0,127	p=0,308
ME	0,027 ±0,215	p=0,328	0,012 ±0,621	p=0,473	0,020 ± 0,189	p=0,647	-0,025 ± 0,115	p=0,225
MI	0,07 ±0,208	p=0,465	0,073 ± 0,440	p=0,465	0,100 ±0,149	p=0,984	-0,058 ± 0,104	**p=0,034**
MD	0,182 ±0,206	**p=0,004**	0,090 ± 0,742	p=0,336	0,010 ± 0,135	p=0,603	-0,103 ± 0,174	**p=0,027**

TABLEAU 24 : VARIATIONS D'HEMOGLOBINE (µMOL/L) EN FONCTION DU TYPE DE TACHE CHEZ LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP.

ΔHbO_2 au niveau du CPFdl droit était significativement supérieure à zéro lors de MD et ΔHHb au niveau du CPFdl gauche était significativement inférieure à zéro lors de MI et MD. Par rapport à la baseline, on observe donc une augmentation significative de HbO_2 à droite lors de MD et une réduction significative de HHb à gauche lors de MI et MD. Ces résultats indiquent une activation au niveau du CPFdl dans ces deux conditions de marche (MI et MD) par rapport à la station debout.

La comparaison des variations de HbO_2 entre chaque tâche est représentée sur les figures 30 et 31.

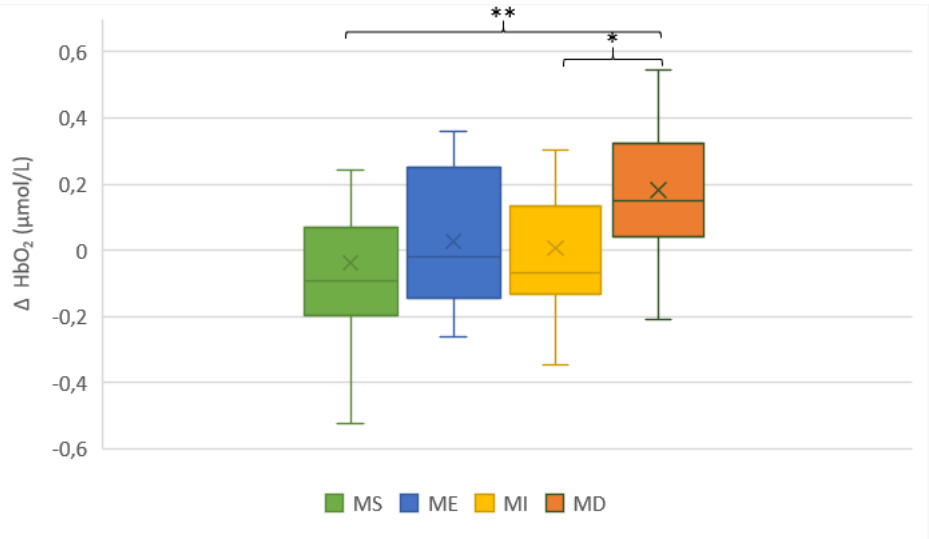


FIGURE 30 : VARIATION DE CONCENTRATION EN OXYHEMOGLOBINE (ΔHbO_2) DANS LE CPFDL DROIT EN FONCTION DES CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP.

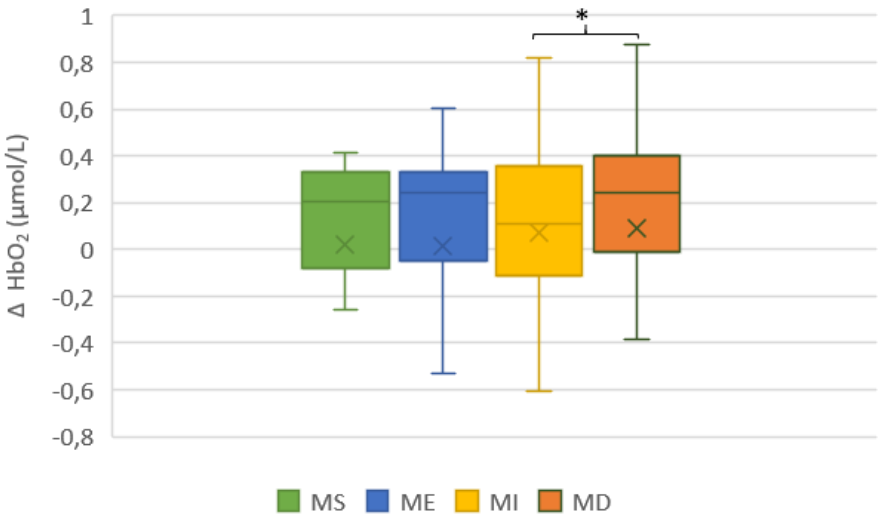


FIGURE 31 : VARIATION DE CONCENTRATION EN OXYHEMOGLOBINE (ΔHbO_2) DANS LE CPFDL GAUCHE EN FONCTION DES CONDITIONS DE MARCHE CHEZ LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP.

ΔHbO_2 était significativement plus élevée en MD qu'en MS dans le CPFdl droit ($p<0,01$) et ΔHbO_2 était significativement plus importante en MD qu'en MI dans le CPFdl droit ($p<0,05$) et dans le gauche ($p<0,05$).

Dans le CPFdl droit, ΔHHb était significativement plus élevée en MI qu'en MD ($p<0,05$), et nous n'observons pas d'effet tâche dans le CPFdl gauche ($p=0,303$).

Nous n'avons pas mis en évidence de différence significative d'activation entre le CPFdl gauche et le droit dans les différentes conditions de marche.

4.4.3 Comparaison des deux populations

Un test *t* de Student pour échantillons indépendants a été utilisé afin de comparer les résultats des deux populations dans le CPFdl droit ; un test de Mann-Whitney a été employé pour le CPFdl gauche.

Nous n'avons observé aucune différence significative entre les deux populations au niveau du CPFdl gauche, ni pour ΔHbO_2 (MS : p=0,871 ; ME : p=0,745 ; MI : p=0,138 ; MD : p=0,263) (Figure 32), ni pour ΔHHb (MS : p=0,353 ; ME : p=0,913 ; MI : p=0,974 ; MD : p=0,515) (Figure 33).

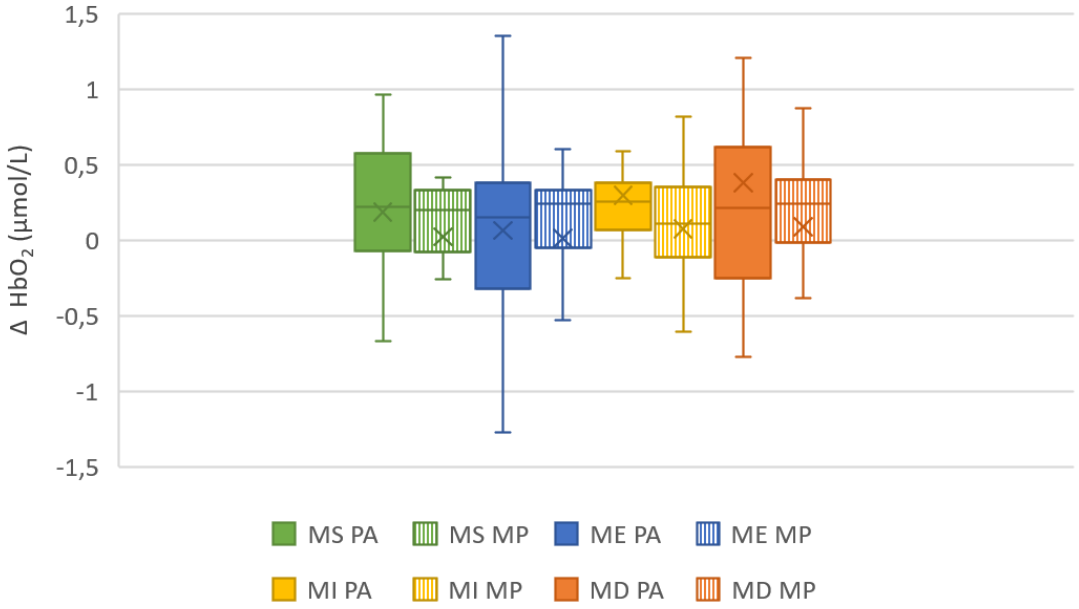


FIGURE 32 : COMPARAISON DES VARIATIONS DE CONCENTRATION EN OXYHEMOGLOBINE (ΔHbO_2) DANS LE CPFDL GAUCHE DANS LES DIFFERENTES TACHES CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES ET LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP.

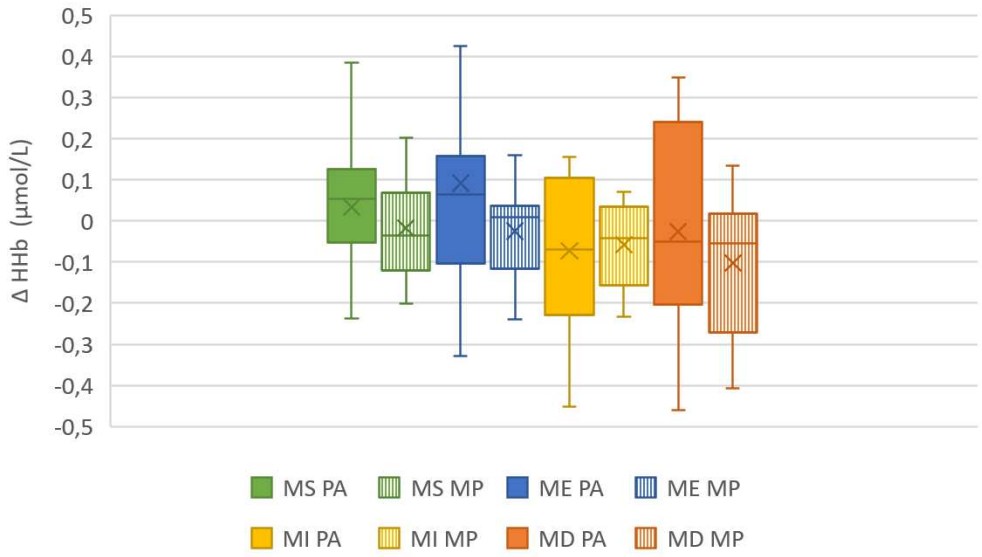


FIGURE 33 : COMPARAISON DES VARIATIONS DE CONCENTRATION EN DEOXYHEMOGLOBINE (ΔHHb) DANS LE CPFDL GAUCHE DANS LES DIFFERENTES TACHES CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES ET LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP.

Nous n'observons pas différence significative entre nos deux populations dans le CPFdl gauche dans nos quatre conditions de marche.

En ce qui concerne le CPFdl droit, les résultats sont illustrés dans les figures 34 et 35.

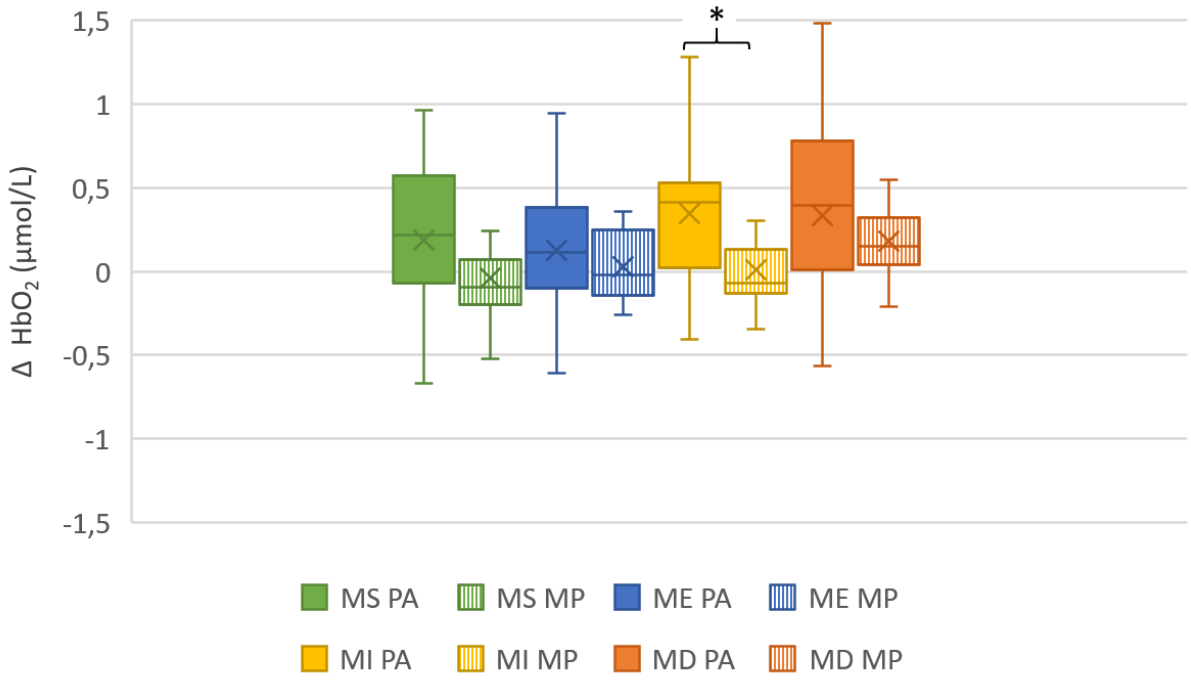


FIGURE 34 : COMPARAISON DES VARIATIONS DE CONCENTRATION EN OXYHEMOGLOBINE (ΔHbO_2) DANS LE CPFDL DROIT DANS LES DIFFERENTES TACHES CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES ET LES LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP.

L'augmentation de HbO_2 traduit une activation significativement plus importante chez les personnes âgées saines en comparaison des patients MP lors de la MI ($p<0,05$) (Figure 26).

Les variations de HHb indiquent aussi une activation significativement plus importante chez les personnes âgées saines que chez les patients MP lors de la MI ($p<0,01$) (Figure 27).

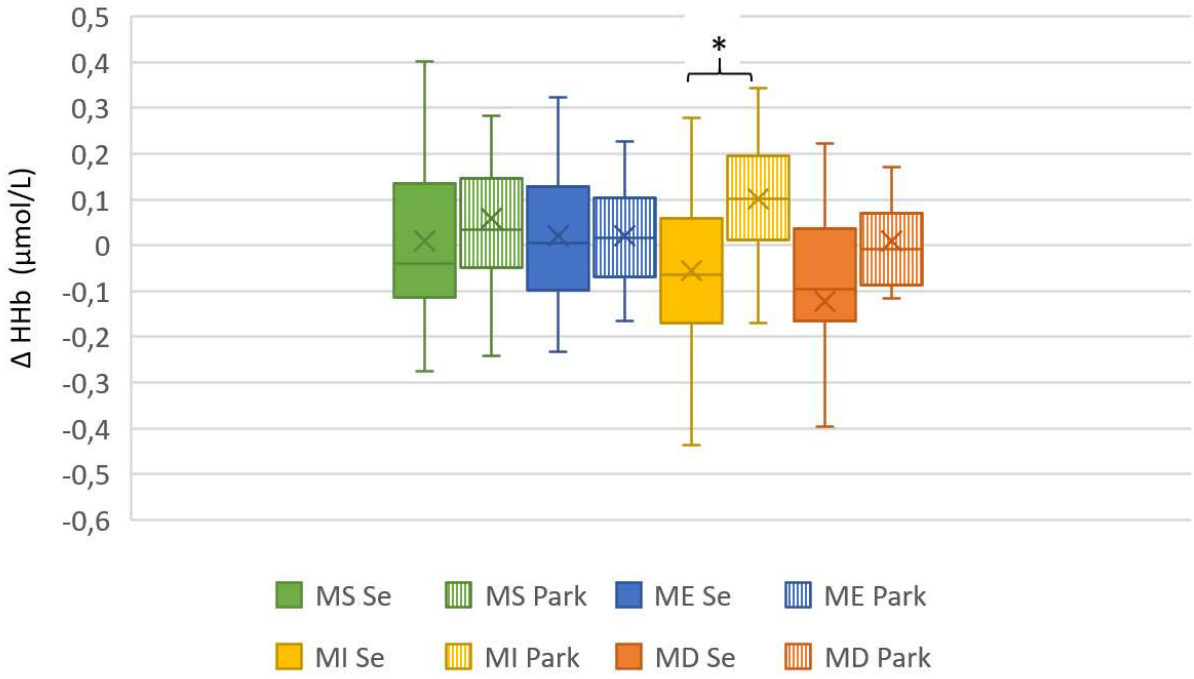


FIGURE 35 : COMPARAISON DES VARIATIONS DE CONCENTRATION EN DEOXYHEMOGLOBINE (ΔHHB) DANS LE CPFDL DROIT DANS LES DIFFERENTES TACHES CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES ET LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP.

En comparant les moyennes obtenues pour chaque tâche, nous observons une différence significative d'activation entre les PA et les MP uniquement en MI.

4.4.4 Synthèse des résultats

Dans le groupe de personnes âgées saines, nous relevons :

- Une activation en MS, MI et MD, caractérisée par une augmentation significative par rapport à la station debout en HbO_2 dans les CPFdl droit et gauche.
- Une activation, caractérisée par une diminution significative par rapport à la station debout en HHb, du CPFdl droit pour MD et du CPFdl gauche pour MI.
- Un effet de la tâche sur l'activation, caractérisée par une augmentation significative en HbO_2, dans le CPFdl droit : MS = ME < MI = MD
- Un effet de la tâche sur l'activation, caractérisée par une augmentation significative en HbO_2, dans le CPFdl gauche: MS = ME < MI
- Aucune différence significative d'activation caractérisée par une diminution significative en HHb entre les tâches pour chacun des deux hémisphères.
- Pas de différence significative d'activation entre le CPFdl gauche et le droit dans les différentes conditions de marche.

Dans le groupe de patients MP, nous observons :

- Une activation en MD, caractérisée par une augmentation significative par rapport à la station debout en HbO_2 dans le CPFdl droit.
- Une activation, caractérisée par une diminution significative par rapport à la station debout en HHb, du CPFdl gauche pour MI et MD.
- Un effet de la tâche sur l'activation, caractérisée par une augmentation significative en HbO_2 plus marquée pour MD que pour MI, dans les CPFdl droit et gauche.
- Un effet de la tâche sur l'activation, caractérisée par une augmentation significative en HbO_2 plus marquée pour MD que pour MS, dans le CPFdl droit.
- Pas de différence significative d'activation entre le CPFdl gauche et le droit pour les différentes conditions de marche.

4.5 Perception de la charge mentale

Grâce à la NASA-TLX, nous avons pu relever la perception de la charge mentale au travers de l'exigence physique et de l'exigence mentale pour chaque condition de marche. Un test de Friedman avec un test *post-hoc* de Durbin-Conover a été utilisé pour comparer les résultats obtenus dans les quatre conditions de marche, chez les deux populations.

4.5.1 Personnes âgées saines

Nous observons des différences significatives de l'exigence mentale entre les quatre conditions de marche (Tableau 25 et Figure 36). La condition de double tâche était perçue comme étant la plus exigeante, suivie par la tâche d'attention interne puis d'attention externe. La marche simple semblait être la moins exigeante.

Tâche	MS		ME		MI		MD	
Exigence	Mentale	Physique	Mentale	Physique	Mentale	Physique	Mentale	Physique
Moyenne	2,8 ± 2,6	1,7 ± 2,5	4,7 ± 3,7	2,0 ± 2,5	7,7 ± 4,3	3,5 ± 3,4	15,0 ± 3,9	3,0 ± 3,3
Minimum	0	0	0	0	1	0	4	0
Maximum	10	10	14	8	18	14	20	12

TABLEAU 25 : PERCEPTION DE L'EXIGENCE MENTALE ET DE L'EXIGENCE PHYSIQUE (NASA-TLX) POUR CHACUNE DES TACHES CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES.

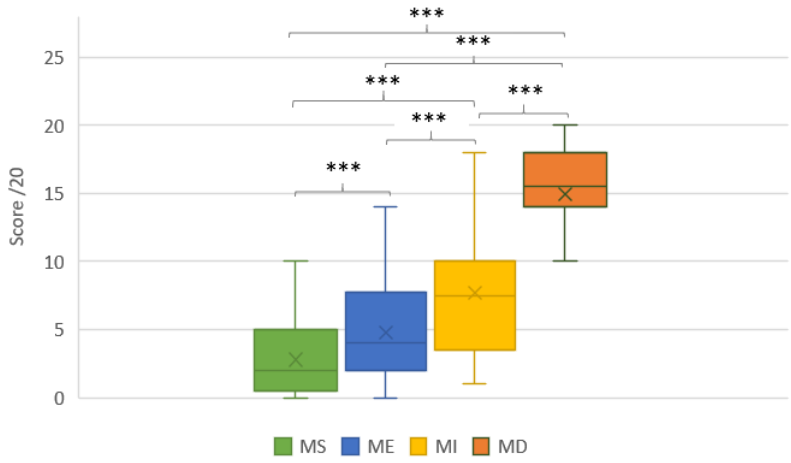


FIGURE 36 : SCORE DE L'EXIGENCE MENTALE POUR CHACUNE DES TACHES CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES.

Concernant l'exigence physique, nous observons une valeur significativement supérieure pour la marche en double tâche et l'attention interne par rapport à l'attention externe et à la marche simple (Tableau 25 et Figure 37).

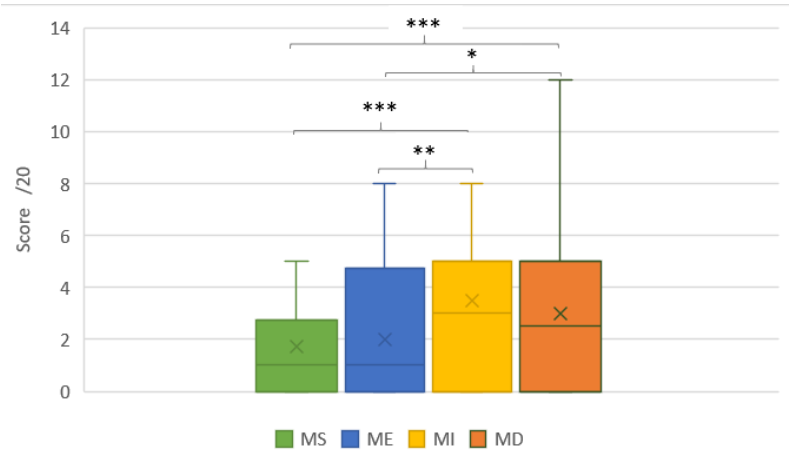


FIGURE 37 : SCORE DE L'EXIGENCE PHYSIQUE POUR CHACUNE DES TACHES CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES.

Un test de matrice de corrélation de Spearman a été effectué entre les scores obtenus à l'exigence mentale et ceux obtenus à l'exigence physique. Chez les PA, une augmentation du score de l'exigence mentale perçue était associée à une augmentation du score de l'exigence physique dans la condition de ME ($p<0,05$, $Rho=0,476$).

4.5.2 Patients MP

Les résultats de la charge mentale sont présentés dans le Tableau 26.

Tâche	MS		ME		MI		MD	
Exigence	Mentale	Physique	Mentale	Physique	Mentale	Physique	Mentale	Physique
Moyenne	4,4 ± 3,2	2,5 ± 2,3	5,8 ± 2,3	2,6 ± 2,6	7,3 ± 4,8	4,6 ± 4,3	15,2 ± 3,6	6,3 ± 6,2
Minimum	0	0	0	0	0	0	10	0
Maximum	10	7	13	10	16	12	20	18

TABLEAU 26 : PERCEPTION DE L'EXIGENCE MENTALE ET DE L'EXIGENCE PHYSIQUE (NASA-TLX) POUR CHACUNE DES TACHES CHEZ LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP.

La comparaison des scores de la perception de l'exigence mentale dans les quatre conditions de marche, via une ANOVA à mesures répétées à un facteur avec un *post-hoc* de Scheffe, est illustrée dans la figure 38.

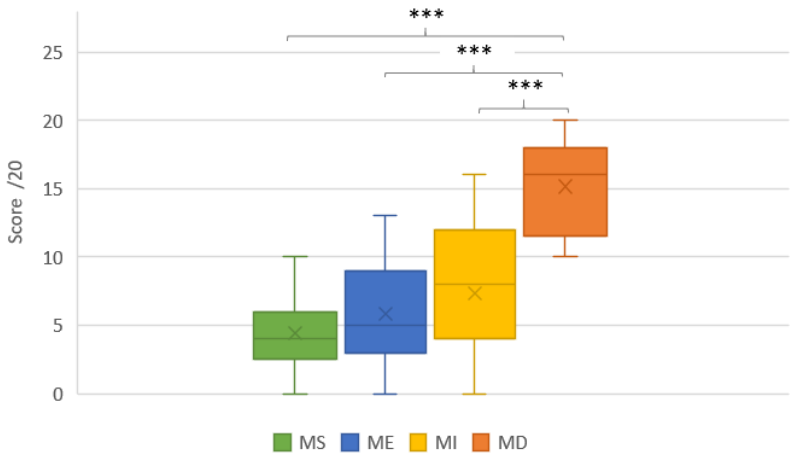


FIGURE 38 : SCORE DE L'EXIGENCE MENTALE POUR CHACUNE DES TACHES CHEZ LES PATIENTS MP.

Nous observons une différence significative de la perception de l'exigence mentale entre MD et les trois autres conditions ; elle n'est pas différente entre les conditions de MS, ME et MI (p=0,062).

Concernant la perception de l'exigence physique, nous avons comparé les résultats pour les quatre conditions de marche avec un test de Friedman et un test *post-hoc* de Durbin-Conover (Figure 39).

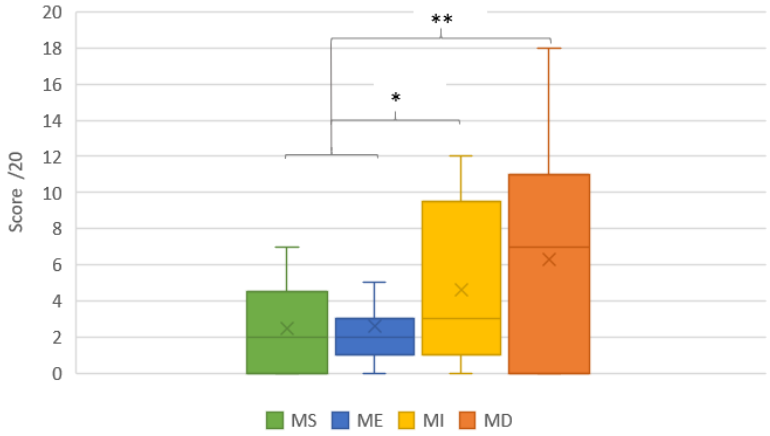


FIGURE 39 : SCORE DE L'EXIGENCE PHYSIQUE POUR CHACUNE DES TACHES CHEZ LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP.

Aucune différence significative dans la perception de l'exigence physique n'a été relevée entre MS et ME (p=0,912) ni entre MI et MD (p=0,582). En revanche les conditions de MD et de MI étaient ressenties comme étant plus exigeantes physiquement que les conditions de MS et ME (MS<MI (p<0,05) ; MS<MD (p<0,01) ; ME<MI (p<0,05) ; ME<MD (p<0,01)).

Un test de matrice de corrélation de Spearman a été effectué entre les scores obtenus pour l'exigence mentale perçue et ceux obtenus pour l'exigence physique perçue. Une augmentation du score de l'exigence mentale était associée à une augmentation du score de l'exigence physique dans les conditions de ME (p<0,05, Rho=0,595) et de MI (p<0,05, Rho=0,620).

4.5.3 Comparaison des deux populations

Afin de comparer les résultats de la charge mentale entre les deux populations, le test de Mann-Whitney, a été employé.

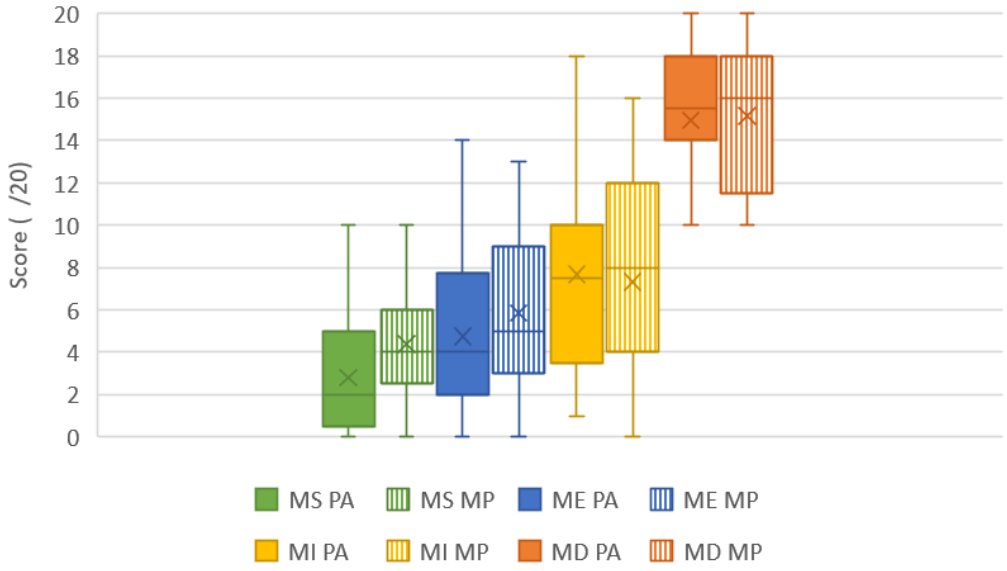


FIGURE 40 : COMPARAISON DES SCORES DE L'EXIGENCE MENTALE ENTRE LES PERSONNES AGEES SAINES ET LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP EN FONCTION DE LA TACHE.

Nous ne retrouvions pas de différence significative entre les deux populations dans la perception de l'exigence mentale pour chaque condition de marche. (Figure 40).

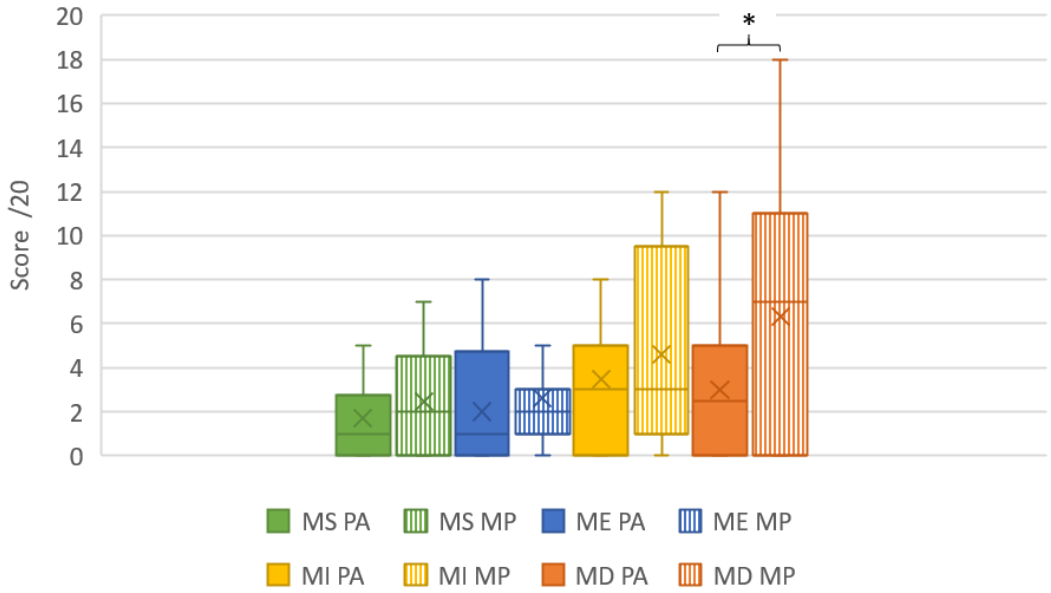


FIGURE 41 : COMPARAISON DES SCORES DE L'EXIGENCE PHYSIQUE ENTRE LES PERSONNES AGEES SAINES ET LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MP EN FONCTION DE LA TACHE.

Concernant l'exigence physique (Figure 41), une différence significative entre les deux populations a été relevée pour la MD ($p<0,05$), mais pas dans les autres conditions de marche.

D'une manière générale, nous observons dans les deux populations des exigences mentale et physique perçues plus importantes lors de MD et de MI, les scores les plus faibles étant attribués à MS et à ME.

4.6 Synthèse générale des résultats chez les personnes âgées saines et les patients MP.

Personnes âgées saines :

Nous avons pu mettre en évidence une dégradation significative de la vitesse, de la cadence et de la longueur de la foulée en MD et MI par rapport à MS et ME. La variation en HbO_2 était plus importante dans le CPFdl droit dans les conditions de MI et de MD par rapport aux conditions de ME et MS. Nous retrouvons également une augmentation plus importante en HbO_2 dans CPFdl gauche en MI par rapport à MS et ME. Les tâches de MD et MI semblent donc plus complexes que la ME car elles activent plus le CPFdl et dégradent plus la vitesse, la cadence et la longueur de la foulée. Ces deux conditions étaient aussi perçues comme étant les plus exigeantes physiquement et mentalement.

La condition d'attention externe n'influençait ni la vitesse, ni la cadence, ni la longueur de la foulée, ni l'hémodynamique au niveau du CPFdl et elle a été perçue comme étant aussi exigeante que la MS.

Patients MP :

Nous observons un plus haut niveau de HbO_2 dans les CPFdl droit et gauche lors de MD que lors de MI. La condition d'attention interne dégradait moins la vitesse et la longueur de la foulée que la condition d'attention divisée, et pourtant elle n'était pas perçue comme étant moins exigeante physiquement que la MD.

La condition d'attention externe améliorait la vitesse mais n'influençait ni la longueur de la foulée ni la cadence et n'entrainait pas de variation hémodynamique différente par rapport à MS.

Les patients l'ont perçue avec la même exigence mentale et physique que la MS.

Aucune différence significative de variation en HbO_2 et en HHb, ni aucune différence significative de la perception de l'exigence mentale n'ont été mises en évidence entre les conditions MS, ME et MI. Pourtant la vitesse et la cadence étaient plus faibles en MI que lors de la ME et de la MS, MI a d'ailleurs été perçue comme plus exigeante physiquement que MS et ME.

4.7 Discussion

4.7.1 Habituation à la tâche

Contrairement à nos observations dans la population de jeunes adultes, nous n'avons pas mis en évidence d'amélioration de performance de la tâche arithmétique au cours des quatre essais chez les PA et les MP. En effet aucune différence significative n'a été notée entre les quatre passages pour

le nombre total de réponses données, le nombre de réponses correctes et le pourcentage de bonnes réponses (Tableaux 11 et 12).

Si les techniques d'imagerie cérébrale ont mis en évidence l'activation d'une région importante pour le calcul mental : le sillon intrapariétal (Dehaene & Cohen 1995), cette région n'est pas la seule à contribuer aux opérations arithmétiques. Chez l'adulte, d'autres réseaux cérébraux corticaux et sous-corticaux interviennent à différentes étapes de représentation et de manipulation des nombres (Dehaene et al., 2003). Le calcul est une procédure qui demande, au départ, beaucoup d'efforts et une concentration intense, des choix stratégiques et la mise en œuvre de ressources mémorielles. Ces facteurs se reflètent en particulier dans l'activation du CPF qui joue un rôle essentiel dans notre capacité à concevoir et à mettre en œuvre des stratégies nouvelles. Quand un enfant ou un adulte acquiert de l'expertise dans une tâche, l'activité du CPF diminue et est progressivement remplacée par l'activation de systèmes cérébraux plus automatiques (Girard et al., 2022). Apparemment les jeunes adultes de notre étude 1 semblent avoir eu recours à une stratégie pour mieux automatiser les soustractions, expliquant l'amélioration des performances mathématiques entre le premier essai et les suivants. Les PA et les MP ne seraient pas capables de faire appel à une telle stratégie, ce qui pourrait s'expliquer en partie par le vieillissement des structures cérébrales.

Concernant les paramètres de marche, nous avons observé chez les PA une amélioration de la vitesse, de la longueur de la foulée et de la cadence pour les conditions MS, ME et MI (Tableaux 15, 17 et 19), signant un phénomène d'habituation à la tâche. Par contre, dans la condition MD, aucune amélioration de la vitesse ni de la cadence n'est notée, ce qui peut s'expliquer par la charge cognitive importante et constante pendant les quatre essais, empêchant d'attribuer plus de ressources à la marche. La tâche cognitive est suffisamment complexe pour continuer de solliciter fortement les ressources cognitives de l'individu durant les différents passages. Cette charge cognitive persistante peut être due à une absence d'habituation chez la personne âgée lorsque des processus conscients de haut niveau, comme notre tâche arithmétique, sont réalisés (Rodrigues & Pandeirada, 2015).

Concernant les MP, il est à remarquer dans la condition de ME que la stabilité de la cadence et de la longueur de la foulée accompagnée de l'augmentation de la vitesse met en avant le fait que l'attention externe ne modifie pas directement les aspects spatiaux et rythmiques de la marche. Elle faciliterait plutôt l'engagement des mécanismes moteurs centraux qui régulent la vitesse globale du mouvement.

4.7.2 La spécialisation hémisphérique

Chez les deux populations de PA et de MP, on observe une diminution de la spécialisation hémisphérique. En effet, contrairement au groupe de jeunes adultes, aucune différence d'activation entre hémisphère droit et hémisphère gauche n'a été mise en évidence pour chacune des tâches.

4.7.3 Effets de l'orientation de l'attention

4.7.3.1 CHEZ LES PERSONNES AGEES SAINES

L'attention divisée :

Dans les conditions d'attention divisée, nous avons observé une dégradation des paramètres de marche (Tableau 13). La diminution de la cadence, de la vitesse et de la longueur de la foulée par rapport à MS est en adéquation avec les résultats obtenus dans différentes études (Li et al., 2018 ; Yogev-Seligmann et al., 2010). Chez la personne âgée, la capacité à diviser et à allouer efficacement l'attention est souvent réduite, en effet les fonctions exécutives et attentionnelles sont dégradées en premier lieu au cours du vieillissement (Verghese et al., 2007). Le fait de disposer de moins de ressources cognitives et de fonctions exécutives est responsable d'interférences plus importantes en DT, entraînant des altérations plus significatives des performances cognitives et motrices (Bonetti et al., 2019). En outre, si la stratégie inconsciente "posture first" est l'un des moyens d'éviter les dangers et de prévenir les chutes, la majorité des études montre que les personnes âgées opteraient pour une stratégie de « posture secondaire ». Dans ce cas, elles priorisent la tâche cognitive au détriment des performances de marche. Il semblerait qu'en vieillissant les sujets ne s'apercevraient pas que la marche devient moins automatisée, mais ils prendraient conscience de leurs difficultés à réaliser une tâche de décompte ; c'est pourquoi ils vont avoir tendance à orienter leurs ressources attentionnelles vers la tâche cognitive plutôt que vers la marche. De plus, dans les conditions expérimentales, ils se sentent plus en sécurité qu'en milieu écologique pour lequel ils auraient besoin de diriger plus de ressources sur la marche afin d'éviter la chute.

L'exigence physique lors de la MD était perçue comme plus difficile que celle de la MS (Figure 37). Lors d'une DT, les PA peuvent adopter une marche plus précautionneuse afin d'éviter la chute. En diminuant la cadence et la longueur de la foulée elles améliorent leur contrôle postural (Herman et al., 2010 ; Beauchet et al., 2009 ; Hollman et al., 2007 ; Beauchet et al., 2003). La stabilité de la marche n'est généralement pas affectée par la DT dans un premier temps (Springer et al., 2006 ; Gérin-Lajoie et al., 2005 ; Schrodt et al., 2004 ; Abernethy et al., 2002 ; Li et al., 2001) et le CPFdl joue un rôle important dans le maintien d'une démarche stable en DT (Yogev-Seligmann et al., 2008). Cependant un déclin cognitif plus prononcé, notamment au niveau de l'attention et des fonctions

exécutives, augmenterait le risque de chute des personnes âgées. Celles-ci présenteraient alors une incapacité à redistribuer les ressources exécutives pour adapter leur marche en fonction de l'environnement (Montero-Odasso et al., 2012).

La charge cognitive accrue lors de la tâche d'attention divisée, se perçoit par l'augmentation de la charge mentale perçue (Figure 36) mais également par l'activation significativement supérieure du CPFdl droit par rapport à MS (Figure 28). Cette partie du lobe préfrontal joue un rôle majeur dans la marche en DT et son activation lors de la MD se retrouve dans plusieurs études (Baek et al., 2023 ; Holtzer et al., 2011). En comparant aux conditions de la marche simple, la grande majorité des études rapportent une augmentation de l'activation préfrontale chez les personnes âgées en bonne santé cognitive lors de l'exécution de la DT (Udina et al., 2020 ; Pelicioni et al., 2019).

En revanche nous n'observons pas d'activation significative du CPFdl gauche bien que le taux moyen d'activation soit presque deux fois supérieur à celui retrouvé en MS. Il existe une grande variabilité individuelle dans les stratégies employées en DT et la complexité des interactions cérébrales peut parfois rendre difficile l'interprétation des résultats obtenus par fNIRS (Holtzer et al., 2011).

<u>L'attention interne</u> :

En condition de MI, nous retrouvons un profil similaire à celui de la MD, c'est-à-dire une dégradation des paramètres de marche, une activation du CPFdl et une exigence mentale plus importante qu'en MS. Cependant les mécanismes sous-jacents mis en jeu se distinguent entre ces deux tâches qui différent par leur orientation.

Lors de la MI, les sujets portent à leur conscience les sensations de mouvement. La marche, habituellement régulée par les circuits sous-corticaux, devient alors un processus au contrôle conscient venant perturber le mouvement automatisé (Wulf et al., 2001a). Ce phénomène est retrouvé dans notre population de PA avec une exigence physique perçue significativement plus élevée que lors de la MS.

La conscientisation du mouvement entraine une démarche plus prudente et contrôlée chez les personnes âgées. Afin d'assurer une meilleure stabilité lors du déplacement, la vitesse est réduite (Yogev-Seligmann et al., 2008). Dans notre population ce fonctionnement de réduction de la vitesse semble efficace car le coefficient de variation de la vitesse est le plus bas pour MI par rapport aux trois autres conditions de marche, ce qui signe cette stabilité (Tableau 15).

Le temps consacré à chaque pas pour assurer la stabilité et la précision du pas diminue la cadence (Beurskens & Bock, 2012 ; Yogev-Seligmann et al., 2008). Or le contrôle volontaire de la

marche vient altérer la régularité rythmique du pas (Hausdorff, 2005). C'est le cas chez les PA de notre étude qui présentaient un coefficient de variation pour la cadence significativement plus importante qu'en MS.

La longueur de la foulée se raccourcit afin de maintenir plus facilement le centre de gravité dans le polygone de sustentation.

On pourrait également s'attendre à une dégradation du temps de double appui mais nous observons une diminution de ce temps. Selon Al-Yahya et al. (2011), une diminution du temps de double appui permet de maintenir une dynamique de marche continue et de réduire la sensation d'instabilité.

Ainsi l'attention interne requiert suffisamment de charge cognitive pour altérer les paramètres de marche mais elle ne la sature pas comme l'attention divisée. L'exigence mentale est d'ailleurs perçue comme étant significativement plus élevée que celle de la MS mais plus faible que celle de la MD (Figure 36). La charge cognitive mise en jeu dans cette condition de MI se traduit aussi par une activation des CPFdl droit et gauche par rapport à MS. La fonction de cette activation est en lien avec l'orientation attentionnelle, la planification du mouvement (Miller & Cohen, 2001), mais aussi l'intégration du retour proprioceptif conscient induit par l'attention interne (Petrides, 2005).

Le type de focalisation peut générer des conséquences différentes sur les paramètres de marche et la charge cognitive, c'est le cas de l'attention interne par rapport à l'attention externe et l'attention divisée.

<u>L'attention externe</u> :

Dans notre étude, l'attention externe ne modifiait pas significativement la vitesse, la longueur de la foulée, la cadence ni le temps de double appui par rapport à MS (Tableau 13). Cela peut s'expliquer par le fait que le focus externe est responsable d'un fonctionnement plus automatisé du système moteur (Wulf & Prinz, 2001).

La focalisation externe de l'attention améliore l'équilibre et la stabilité de la marche (Chiviacowsky et al, 2010). Nous observons ce phénomène chez les PA : les coefficients de variation des différents paramètres de marche n'étaient pas significativement différents de ceux des conditions de MS (Tableaux 15, 17, 19, 21). C'est le cas plus particulièrement du coefficient de variation concernant la cadence, montrant que la personne gagnait également en fluidité de mouvement.

Il est à remarquer que la ME n'activait pas le CPFdl plus que la station debout contrairement aux résultats trouvés pour MS.

On peut noter aussi que contrairement aux trois autres conditions attentionnelles, et en particulier contrairement à MS, l'attention externe n'activait pas plus le CPFdl que la station debout. Cette absence d'activation du CPFdl mais aussi l'absence de différence significative d'activation par rapport à MS traduit l'existence d'une charge cognitive réduite. Paradoxalement la tâche était perçue comme étant significativement plus exigeante mentalement que la MS, mais restait significativement moins exigeante que la MI ou la MD. Ce phénomène peut s'expliquer par la difficulté rencontrée chez les PA face à une situation nouvelle en lien avec la diminution de la plasticité cérébrale (Voelcker-Rehage, 2008).

L'orientation de l'attention influence les paramètres de marche et l'activation du cortex préfrontal chez les PA. Son étude a aussi toute son importance chez des personnes présentant des difficultés dans le processus automatico-volontaire de régulation du mouvement, comme les personnes souffrant de MP.

4.7.3.2 CHEZ LES MALADES DE PARKINSON

<u>L'attention divisée :</u>

Chez les patients atteints de MP, la capacité d'attention partagée est compromise, en partie à cause des déficits dans les réseaux fronto-striataux et de la diminution de la dopamine disponible dans le striatum (Bologna et al., 2020). Ces altérations neurophysiologiques réduisent l'efficacité avec laquelle les patients peuvent exécuter simultanément des tâches cognitives et motrices. Nous avons observé, comme dans de nombreuses études, une dégradation de la vitesse, de la longueur de la foulée et de la cadence lors de cette situation de MD (Yogev-Seligmann et al 2008 ; O'Shea et al, 2002 ; Bond & Morris, 2000). Ce phénomène peut être attribué à l'augmentation de la charge cognitive induite par la double tâche. La vitesse de marche a tendance à diminuer proportionnellement à l'augmentation de la complexité de la tâche cognitive qui s'effectue en parallèle (Kelly et al., 2012).

La mise en œuvre de la compétition pour les ressources attentionnelles est réduite chez les patients atteints de la MP en raison du dysfonctionnement des circuits fronto-striataux impliqués dans la planification et l'exécution des mouvements (Wu & Hallett, 2008). Ainsi les ressources attribuées à chaque tâche diminuent, altérant les performances motrices et cognitives. La charge cognitive interfère avec les mécanismes automatiques de la marche, nécessitant une régulation consciente accrue qui est compromise dans la MP (Hausdorff, 2005). La DT majore les déficits proprioceptifs des patients souffrant de la MP, les rendant moins capables de contrôler précisément leurs mouvements et par conséquent réduisant la longueur de la foulée (Rochester et al., 2004).

Les patients ont perçu la situation de MD comme étant la plus exigeante sur le plan physique et mental (Figures 38, 39). La charge cognitive lors de la situation de MD est objectivement observable, en effet nous retrouvons une activation du CPFdl droit en HbO_2 et du CPFdl gauche en HHb lors de la MD et cette activation était supérieure en MD par rapport à MS (Tableau 24 ; Figures 30, 31). Ces résultats sont en corrélation avec ceux présentés majoritairement dans la littérature, notamment dans l'article de Ranchet et al. (2020) où les conditions méthodologiques sont très proches de notre protocole. La réduction de la disponibilité dopaminergique est souvent plus prononcée dans un hémisphère que l'autre ce qui peut entrainer une asymétrie dans l'activation corticale (Agid, 1991). Maidan et al. (2016a) retrouvent également une activation asymétrique du CPFdl chez les patients atteints de MP, plus précisément une activation plus fréquente et plus prononcée dans le CPFdl droit en lien avec une spécialisation fonctionnelle et une réorganisation des circuits neuronaux. Le dysfonctionnement asymétrique des circuits fronto-striataux ont pu être observé par la technique de tomographie par émission de positrons (TEP) dans une tâche de planification (Owen et al, 1998). Le CPFdl droit joue un rôle important dans la gestion de la surcharge cognitive et l'attention divisée. La limitation des ressources neuronales pourrait empêcher une forte activation dans le CPDdl gauche (Kelly et al 2012).

<u>L'attention interne :</u>

Lors de l'attention interne, nous observons une diminution de la vitesse et de la cadence par rapport à MS et ME (Tableau 14). Nous ne retrouvons pas d'étude qui évoque l'influence de l'attention interne sur les paramètres de marche chez le MP mais Wulf et al (2009) ont montré que la focalisation externe améliorait les capacités d'équilibration par rapport à une absence de focalisation et que l'attention interne dégradait les performances.

Nous n'observons pas de différence significative pour la variabilité de la vitesse et de la longueur de la foulée alors que la variabilité de la cadence augmentait significativement. Selon Kelly et al (2012), un certain degré de difficulté doit être présent dans la tâche motrice afin d'observer les effets de l'orientation de l'attention. Le temps de double appui était réduit lors de la MI, pouvant s'expliquer par le fait que l'attention interne facilite le retour proprioceptif, permettant ainsi un positionnement plus précis du pied sur le sol et donc un meilleur équilibre unipodal.

La condition de MI n'était pas perçue comme étant plus difficile que la MS au niveau de l'exigence mentale mais apparaissait plus exigeante physiquement que la MS. (Figures 38, 39) Nous ne retrouvons pas de différence d'activation du CPFdl entre la MS et la MI ; en revanche c'est la seule condition d'orientation attentionnelle pour laquelle l'activation apparaissait significativement inférieure à la MD pour les CPFdl droit et gauche (Figures 30, 31). L'orientation interne de l'attention

impliquerait donc moins ou autant de charge cognitive que la MS. L'attention interne participerait à compenser les dysfonctionnements des mouvements involontaires par des mouvements plus conscients ; ce phénomène se mettrait en place spontanément chez les personnes souffrant de MP afin de compenser les déficits moteurs causés par la maladie (Jankovic, 2008 ; Morris et al., 1996).

L'attention externe :

A l'image de ce qu'ont rapporté de nombreuses études, nous avons noté une amélioration de la vitesse de marche lors de ME par rapport à MS. L'orientation externe de l'attention n'a cependant modifié ni la cadence ni la longueur de la foulée par rapport à MS. (Tableau 14)

En dirigeant l'attention sur les stimuli extérieurs, les patients contournent les circuits moteurs défectueux et utilisent d'autres voies corticales comme les voies visuo-motrices pour contrôler la marche (Azulay et al, 1999). La stabilité de la cadence et de la longueur de la foulée accompagnée de l'augmentation de la vitesse durant la ME par rapport à la situation de MS met en avant le fait que l'attention externe ne modifie pas directement les aspects spatiaux et rythmiques de la marche. Elle faciliterait plutôt l'engagement des mécanismes moteurs centraux qui régulent la vitesse globale du mouvement.

Nous ne retrouvons pas d'activation du CPFdl lors de la ME. Cette observation va dans le sens de résultats retrouvés dans des études précédentes (Stuart et al, 2020 ; Maidan et al 2016a). L'évaluation de la charge mentale lors de cette condition ne met pas en avant de différence d'exigence physique et mentale avec MS.

4.7.3.3 COMPARAISON DES DEUX POPULATIONS

La marche simple et marche avec attention divisée :

Les résultats concernant les paramètres de marche sont assez similaires chez les PA d'une part et chez les MP d'autre part : nous avons observé une diminution en MD de la vitesse, de la longueur de la foulée et de la cadence par rapport à MS.

En comparant nos deux populations pour chacun des paramètres, nous n'observons aucune différence concernant la vitesse et le temps de double appui pour chacune des situations attentionnelles (Figures 24, 27). Par contre chez les MP nous avons noté une diminution de la longueur de la foulée en conditions de MS et MD par rapport aux personnes âgées saines (Figure 25).

L'une des causes principales de la diminution de la vitesse chez les MP, pour un âge similaire, est l'avancée de la maladie (Paker et al., 2015), or notre population de patients se trouve en phase précoce avec un score de Hoehn and Yarh $<$ III. L'hypokinésie est l'un des premiers symptômes de la

maladie se traduisant par une diminution de la longueur de la foulée dès le stade précoce (Morris et al., 1994b).

La charge cognitive objective n'était pas significativement différente entre nos deux groupes de participants. Nous nous attendions à observer une activation du CPFdl supérieure chez nos patients MP dans les situations de MS et MD, comme le rapporte la majorité des études (Ranchet et al., 2020 ; Stuart et al., 2019 ; Vitorio et al., 2017) (Figures 34, 35). Le stade précoce de la maladie peut expliquer nos résultats. En effet, Mahoney et al (2016) ont également rapporté une absence de différence entre des patients présentant des signes légers de la maladie de Parkinson et des sujets en bonne santé quant à l'activation du CPF lors de tâches de stabilité posturale associées à une tâche de comptage.

Concernant l'évaluation subjective de la charge mentale, une différence significative entre les deux populations n'a été relevée qu'en situation de MD et seulement pour l'exigence physique, la MD étant plus exigeante chez les MP (Figures 40, 41).

Par rapport aux personnes âgées saines, les MP ne réduisaient que la longueur de la foulée en conditions de MS et MD.

<u>L'attention interne</u>

Les résultats concernant les paramètres de marche sont relativement similaires chez les PA d'une part et chez les MP d'autre part : nous avons observé une diminution en MI de la vitesse et de la cadence par rapport à MS ; cependant, la longueur de la foulée n'était pas dégradée chez les MP alors qu'elle l'est chez les PA. (Tableaux 13, 14). Par ailleurs en situation d'attention interne, nous ne retrouvons pas de différence significative entre nos deux populations pour les paramètres de marche (Figures 24, 25, 26, 27).

La MI limitait la diminution de la longueur de la foulée chez le patient souffrant de MP. La situation de MI influençait moins les modifications des paramètres de marche chez les MP que chez les PA. Le contrôle conscient du mouvement aide à compenser la perte de contrôle automatique due aux dysfonctionnements des ganglions de la base. L'attention sur le ressenti proprioceptif permettrait d'améliorer le contrôle de l'équilibre dans la MP (Lefaivre & Almeida, 2015 ; Beck & Almeida, 2017), limitant la dégradation de la marche dans une situation où l'attention est sollicitée.

Les résultats concernant la perception subjective de la charge cognitive montrent chez les PA que l'attention interne était plus exigeante physiquement et mentalement que la situation de MS alors que chez les MP elle n'était plus exigeante que physiquement. Aucune différence significative entre les deux populations n'a été relevée.

Quant à l'activation du CPFdl, elle était significativement plus importante chez les personnes âgées saines que chez les patients MP lors de la MI et seulement dans l'hémisphère droit.

Les personnes souffrant de MP emploient régulièrement une stratégie de compensation faisant appel à la focalisation interne (Morris et al., 1996 ; Jankovic, 2008) contrairement aux personnes âgées saines qui n'ont pas besoin de mettre en place une telle stratégie lors de la marche. La nouveauté de la tâche entrainait sans doute une mise en action plus importante du CFDdl droit chez la personne âgée en bonne santé.

L'attention externe

Dans les deux populations, nous observons un schéma de marche assez similaire : nous n'avons observé aucune modification significative de la cadence et de la longueur de foulée entre MS et ME. Seule la vitesse augmente chez les patients atteints de la MP.

Lorsque nous comparons nos populations, nous observons une cadence significativement plus importante chez les MP (Figure 26). Dans la situation de ME, la longueur de la foulée était comparable à celle du groupe de PA. Or nous savons qu'une des premières conséquences de la maladie est le déficit de régulation interne de la longueur de la foulée (Lewis et al., 2000). Les personnes souffrant de la MP ont pu verbaliser le ressenti d'un meilleur équilibre lors de la marche sur un parcours présentant des lignes tracées sur le sol (Beck et al., 2017). En effet, la perception visuelle favorise la voie visuo-motrice qui contourne les noyaux gris centraux endommagés au profit du circuit cérébelleux (Azulay et al, 1999). L'étude de Frenkel-Toledo et al (2005) a pu mettre en avant des bénéfices plus prononcés de l'attention externe chez les patients lors de la marche sur tapis roulant. En effet ils identifient le tapis roulant à un repère externe permettant d'améliorer non seulement la rythmicité de la marche mais aussi sa stabilité.

Nous n'avons pas observé de différence significative d'activation du CPFdl entre nos deux populations, ni de différence de perception de la charge mentale bien que les PA aient perçu comme plus exigeante mentalement la situation de ME par rapport à la situation de MS. On peut supposer que cet exercice d'attention visuelle, qui demande une certaine concentration, apporte une aide au MP qui compense l'attention portée habituellement sur sa marche.

Des études récentes se sont aussi axées sur les effets de l'attention externe auditive sur les paramètres de marche des MP.

5. Etude 3 : Etude préliminaire

5.1 Objectifs

De nombreuses publications ont rapporté l'intérêt clinique de méthodes de rééducation utilisant des stimulations auditives rythmiques (SAR) au cours de la marche (Garzo et al., 2018 ; Arias & Cudeiro, 2008 ; Hausdorff et al., 2007 ; Rochester et al., 2005). Ainsi, par opposition à la musique asynchrone qui est en général très discrète et plutôt utilisée comme musique d'ambiance, la musique synchrone agit comme un métronome synchronisant et coordonnant les mouvements avec le tempo du morceau écouté.

En conséquence, à des fins d'étude préliminaire chez les malades de Parkinson, nous avons souhaité analyser les effets de l'attention externe auditive sur les paramètres de marche, la réponse hémodynamique du CPFdl (droit et gauche) et la perception de la charge mentale, puis les comparer à ceux des quatre autres situations attentionnelles.

5.2 Matériel et méthode

5.2.1 Population

La population composée de six personnes atteintes de la maladie de Parkinson, trois hommes et trois femmes, répondait aux mêmes critères d'inclusion que ceux de l'étude 2.

Ce groupe présentait les caractéristiques suivantes :

- âge : 70 ± 4,1 ans.
- score d'activité physique : 30,1 ±8,0. (Annexe IV)
- score au MOCA : 25 ±3,0. (Annexe V)
- score à l'échelle de dépression : 7 ±5,7. (Annexe VI)
- score de santé subjective : 2 ±0.6.
- niveau d'études : 3,8 ±1,2. (Annexe III)

5.2.2 Méthodes

Une tâche supplémentaire de marche avec attention externe auditive (MA) a été ajoutée au protocole de l'étude 2. Ainsi, les six volontaires ont réalisé dans un ordre aléatoire les quatre tâches de marche :

- marche simple (MS),
- marche avec orientation externe de l'attention de type visuelle (ME),
- marche avec orientation interne de l'attention (MI),
- marche avec attention divisée, associée à une tâche arithmétique (MD).

Quant à la marche avec attention externe auditive (MA), elle a toujours été accomplie en cinquième position afin de ne pas perturber les paramètres de marche des autres conditions attentionnelles (Figure 42). En effet, il a été relevé par plusieurs études que les effets bénéfiques de la stimulation auditive chez le MP persistaient après l'arrêt de la stimulation (Nieuwboer et al., 2008 ; Arias & Cudeiro, 2008 ; McIntosh, 1997 ; Thaut et al., 1996).

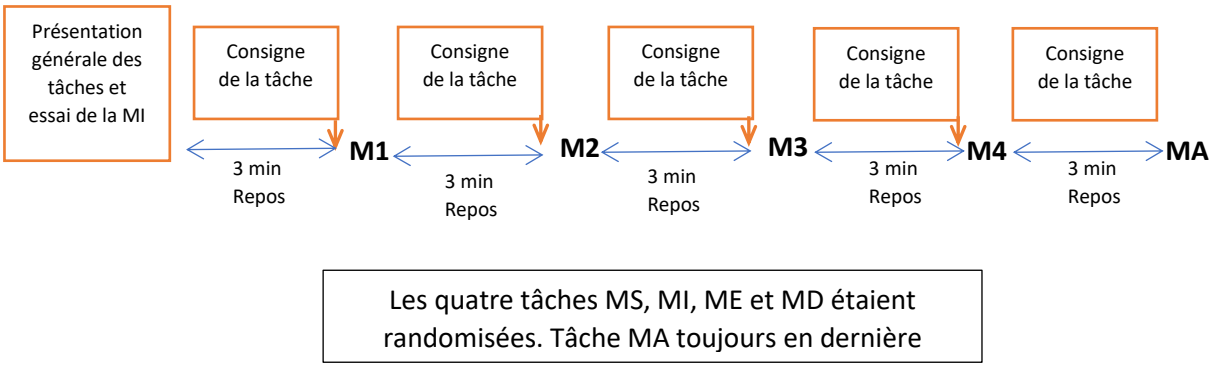


FIGURE 42 : SCHEMA DU DEROULE DES CINQ TACHES INCLUANT LA MARCHE AVEC STIMULUS AUDITIF.

Quant au déroulé de la tâche, il est resté identique à celui décrit dans l'étude 2 pour les quatre autres conditions de marche (Figure 22).

Le matériel d'évaluation des paramètres de marche, des variations hémodynamiques du CPFdl et de la perception de la charge mentale était identique à celui de l'étude 2. La tâche de MA s'est déroulée sur le parcours 1 décrit dans l'étude 2 (Figure 23).

Elle a consisté à demander aux participants de se concentrer sur un stimulus auditif, plus précisément à écouter un extrait musical ayant un rythme supérieur de 10% à la cadence de marche. Afin de personnaliser le rythme de musique pour chaque patient, nous avons utilisé le dispositif MoveBeat (BeatHealth, Montpellier, France). Ce dispositif associe des capteurs de la marche et une application smartphone Android® qui synchronise le tempo de la musique à la cadence des pas des patients. Utilisé dans un cadre de rééducation chez les MP, il améliore la marche et réduit les épisodes de freezing (Garzo et al., 2018). La stimulation rythmique auditive est synchronisée sur la cadence et phase de marche, et entraîne le patient vers une cadence plus élevée (jusqu'à + 10% par rapport à la cadence spontanée). Dans le cadre de notre protocole, nous avons utilisé le listing de musiques préenregistrées disponibles dans la base de données. Pour chaque patient, la cadence a été fixée d'emblée sans phase de progression. La fréquence auditive de stimulation était de 10 % supérieure à la cadence obtenue en se basant sur la moyenne des quatre essais de la tâche de

marche simple réalisée à vitesse de confort. La musique sélectionnée pour la condition d'attention externe auditive avait donc un rythme correspondant à 1.1 fois la cadence du sujet.

Compte tenu de l'effectif réduit (< 10) de l'échantillon étudié, un test de Friedman avec un test *post-hoc* de Durbin-Conover a été utilisé afin d'effectuer les comparaisons entre les différentes tâches. Pour chacune des tâches, ΔHbO 2 et ΔHHb ont été comparées à la valeur de zéro en utilisant un test t de Student.

5.3 Résultats

5.3.1 Tâche arithmétique

Comme dans les études précédentes, les sujets devaient donner le maximum de réponses correctes sur toute la longueur du parcours.

Les résultats apparaissent dans le tableau 27 ; le nombre total de réponses était de 5,6 ± 2,1 par essai avec un minimum à 2,5 réponses et un maximum à 7,7, et le taux de réponses correctes était de 88,6 ± 6,5%.

	Essai 1	Essai 2	Essai 3	Essai 4
Nombre total de réponses	5,7 ± 2,3	5,3 ± 2,9	5,5 ± 1,8	5,8 ± 1,9
Nombre de réponses correctes	4,7 ± 1,9	5,2 ± 3,1	4,5 ± 1,4	5,5 ± 1,8

TABLEAU 27 : NOMBRE TOTAL DE REPONSES ET NOMBRE DE REPONSES CORRECTES POUR CHAQUE ESSAI DE LA MARCHE AVEC ATTENTION DIVISEE.

L'analyse de variance n'a pas montré de différence significative entre les passages que ce soit pour le nombre total de réponses (p=0,979) ou le nombre de réponses correctes (p=0,402).

5.3.2 Paramètres de marche

Les résultats sont présentés dans le tableau 28.

Paramètres de marche	MS	MA	ME	MI	MD	Comparaison	Valeur de p
Vitesse (cm/sec)	123,7 ± 31,5	136,0 ± 25,6	129,8 ± 27,3	110,9 ± 36,1	96,7 ± 40,9	ME > MI = MS > MD MA > MI = MS > MD MA = ME MS = MI	p < 0,05 p < 0,05 p = 0,168 p = 0,089
Longueur de la foulée (cm)	124,1 ± 17,0	127,4 ± 11,4	125,6 ± 12,9	122,7 ± 15,8	109,7 ± 19,5	MS = ME = MA = MI MD < MS, ME, MA, MI MD	p ≥ 0,184 p < 0,05
Cadence (pas/min)	114.1 ± 13,3	125,0 ± 13,7	117,5 ± 13,0	91,6 ± 20,2	100,2 ± 23,9	MA, ME > MS > MI, MD ME = MA MI = MD	p < 0,05 p = 0,207 p = 0,522
Temps de double appui (%CM)	28.9 ± 4,2	29,4 ± 4,7	29,1 ± 4,4	27,3 ± 3,3	28,5 ± 4,4	MS = ME = MA = MI = MD	p = 0,388

TABLEAU 28: PARAMETRES DE MARCHE ET RESULTATS STATISTIQUES POUR LES CINQ CONDITIONS DE MARCHE.

Dans les conditions de MA et de ME, les paramètres de marche se caractérisent par :

- une plus grande vitesse et une cadence supérieure par rapport aux trois autres conditions attentionnelles, la MD dégradant le plus la vitesse,
- une longueur de foulée identique à celle de MS et MI et supérieure à MD

Signalons en plus que la MI ne présentait aucune modification de la vitesse et de la longueur de la foulée par rapport à MS, mais une cadence aussi faible que celle de la MD.

Nous n'observons pas de modification du temps de double appui en fonction de l'orientation de l'attention.

Afin d'examiner la relation entre les paramètres de marche, un test de corrélation de Spearman a été réalisé. Les résultats de ce test ont révélé une corrélation significative entre la vitesse et la cadence dans les cinq conditions de marche (MS : $p<0,01$, Rho=1,000 ; MA : $p<0,05$, Rho=0,943 ; ME : $p<0,05$, Rho=0,943 ; MI : $p<0,05$, Rho=0,943 ; MD : $p<0,05$, Rho=0,943). Ainsi une augmentation de la cadence était associée à une augmentation de la vitesse.

5.3.3 Variations hémodynamiques du cortex préfrontal dorsolatéral.

Les résultats des variations de HbO_2 et de HHb par rapport à la station debout pour chacune des cinq situations attentionnelles sont regroupés dans le tableau 29.

Tâche	ΔHbO_2 CPFdl droit	Comparaison à zéro	$\Delta Hb0_2$ CPFdl gauche	Comparaison à zéro	ΔHHb CPFdl droit	Comparaison à zéro	ΔHHb CPFdl gauche	Comparaison à zéro
MS	-0,001 ± 0,182	p=0,989	- 0,274 ± 0,856	p=0,469	0,054 ± 0,238	p=0,600	0 ,074 ±0,095	p=0,114
MA	-0,006 ±0,362	p=0,968	-0,021 ±0,667	p=0,943	0,019 ±0,218	p=0,842	-0,117 ±0,192	p=0,195
ME	0,059 ±0,220	p=0,540	-0,230 ±0,850	p=0,536	0,090 ± 0,205	p=0,333	0,016 ± 0,138	p=0,782
MI	0,138 ±0,344	p=0,369	0,014 ± 0,526	p=0,949	0,112 ±0,223	p=0,271	-0,043 ± 0,106	p=0,361
MD	0,199 ±0,084	**p<0,01**	-0,211 ± 0,984	p=0,622	0,021 ± 0,196	p=0,799	-0,057 ± 0,187	p=0,490

TABLEAU 29: VARIATIONS DE LA CONCENTRATION EN OXYHEMOGLOBINE (ΔHbO_2) ET DESOXYHEMOGLOBINE (ΔHHB) (μMOL/L) AU NIVEAU DU CPFDL DROIT ET GAUCHE POUR CHACUNE DES CINQ TACHES.

Seule la tâche MD au niveau du CPFdl droit, ΔHbO_2 était significativement supérieure à zéro, indiquant une activation préfrontale dans cette situation. Les autres conditions de marche n'induisaient aucune variation significative de concentration de HbO_2 et HHb.

Nous n'avons pas mis en évidence d'effet tâche, aucune différence significative n'a été relevée entre les cinq conditions de marche que ce soit pour ΔHbO_2 (p=0,605) ou Δ HHb (p=0,575).

5.3.4 Perception de la charge mentale

Les résultats ayant trait à la perception de la charge mentale par les patients, pour chaque condition attentionnelle, figurent dans le tableau 30.

Tâche	MS		MA		ME		MI		MD	
Exigence	Mentale	Physique	Mentale	Mentale	Mentale	Mentale	Mentale	Physique	Mentale	Physique
Moyenne	4,0 ± 3,4	1,7 ± 1,6	5,8 ± 5,6	3,7 ± 3,7	5,8 ± 5,6	8,2 ± 5,5	15,0 ± 3,3	6,8 ± 6,8	5,8 ± 5,6	3,7 ± 3,7
Minimum	0	0	1	0	1	0	10	0	1	0
Maximum	10	4	15	15	15	16	20	18	15	15

TABLEAU 30 : PERCEPTION DE L'EXIGENCE MENTALE ET DE L'EXIGENCE PHYSIQUE (NASA-TLX) POUR CHACUNE DES CONQ TACHES.

Concernant la perception de l'exigence mentale, la comparaison entre les différentes situations attentionnelles est illustrée en figure 43.

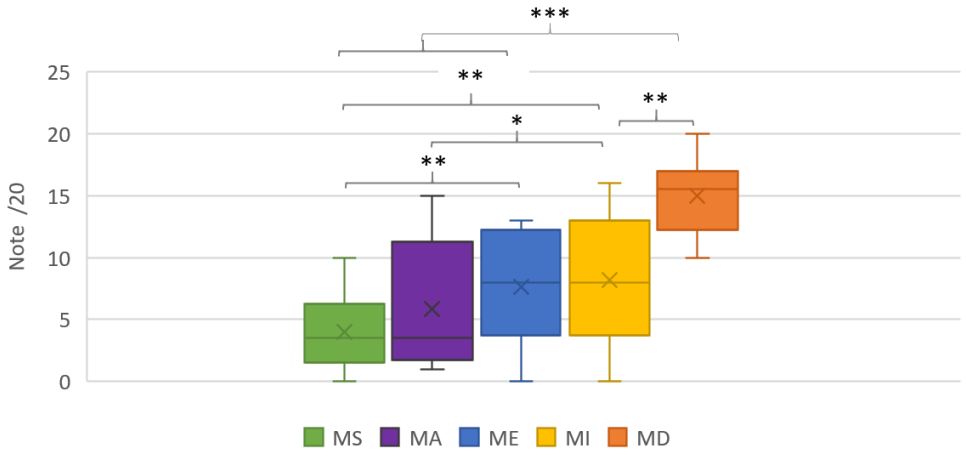


FIGURE 43 : SCORE DE LA PERCEPTION DE L'EXIGENCE MENTALE POUR CHACUNE DES CINQ TACHES.

La situation de MA était perçue autant exigeante mentalement que MS (p=0,309) et ME (p=0 ,070). La MD était perçue comme étant la plus exigeante au niveau mental par rapport aux quatre autres tâches (p<0,01) et la MS était perçue comme étant la tâche la moins exigeante par rapport à ME (p<0,01), MI (p<0,01) et MD (p<0,001). Il n'existait pas de différence entre ME et MI (p=0,494), mais MI était plus exigeante que MA (p<0,05).

Les résultats relatifs à la perception de l'exigence physique sont indiqués en figure 45.

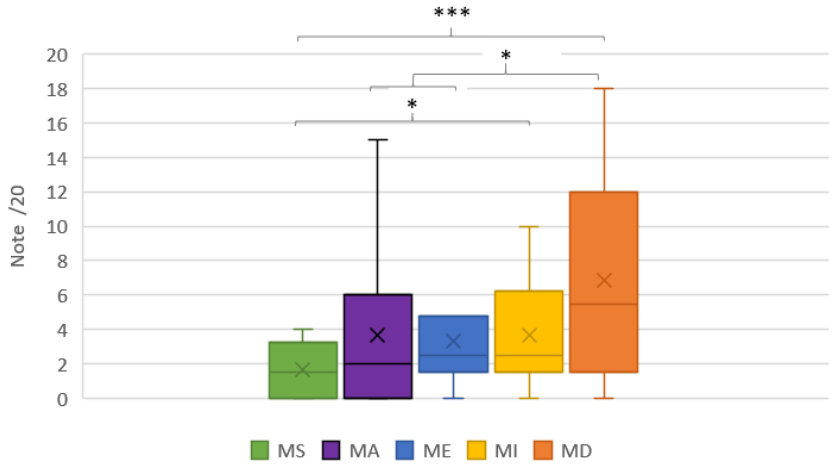


FIGURE 44 : SCORE DE LA PERCEPTION DE L'EXIGENCE PHYSIQUE POUR CHACUNE DES CONQ TACHES.

La situation de MA était perçue aussi exigeante physiquement que MS (p=0,150) ME (p=0,882) et MI (p=0,556).

La situation de MD était perçue comme étant significativement plus exigeante que MS (p<0,001), ME (p<0,05) et MA (p<0,05) et la condition MI plus exigeante que MS (p<0,05) mais aussi exigeante que ME (p=0,658).

5.3.5 Synthèse des résultats

L'attention externe, qu'elle soit de type visuel ou de type auditif, améliorait la vitesse et la cadence. La longueur de la foulée était dégradée par l'attention divisée et le temps de double appui n'était pas impacté par le changement d'orientation de l'attention.

Dans cette étude, c'est uniquement dans le cas de la marche avec attention divisée et dans le CPFdl droit que nous avons détecté une activation caractérisée par une augmentation significative de concentration en HbO_2 par rapport à la station debout.

Concernant la perception de la charge mentale, la marche avec attention externe de type auditif était perçue comme étant aussi simple que la marche avec attention externe de type visuel et la marche simple.

Bien que nous n'observions pas de différence d'activation au niveau du CPFdl entre nos différentes conditions de marche, les MP ont perçu les conditions de marche avec attention externe, qu'elle soit de type visuel ou de type auditif, comme étant aussi exigeantes physiquement et mentalement que la marche simple ; cependant ils amélioraient leur vitesse et leur cadence par rapport à cette dernière.

5.4 Discussion

L'objectif de cette étude préliminaire était de déterminer les effets d'une attention externe avec stimulation auditive musicale synchrone sur les paramètres de marche, sur la charge mentale et sur la réponse hémodynamique du CPFdl (droit et gauche) et les comparer à ceux des différentes situations attentionnelles MS, ME (visuelle), MI et MD.

Nos hypothèses étaient que les conditions MA et ME amélioreraient les paramètres de marche sans activation du CPFdl et que MI et MD dégraderaient les paramètres de marche avec une activation du CPFdl.

5.4.1 L'attention externe visuelle et auditive

Concernant la vitesse et la cadence, aucune différence significative n'a été notée entre MA et ME. Mais pour ces deux situations nous remarquons une amélioration significative par rapport à MS (Tableau 28). La longueur de la foulée restait identique entre ces trois conditions. Concernant la MA, le rythme musical proposé au participant correspondait à 1.1 fois sa cadence en MS. La cadence relevée lors de la MA a également augmenté de 10% par rapport à la MS. On peut donc supposer que les participants ont adapté leur cadence sur la musique. (Ghai et al., 2018 ; McIntosh et al., 1997 ; Thaut et al., 1996). Il a été rapporté que lors des programmes de rééducation par stimulation

auditive rythmique, les MP ont pu améliorer jusqu'à 25% leur vitesse et jusqu'à 10% leur cadence (Thaut et al., 1996).

Selon Cunnington et al (1999), la stimulation auditive permet de modifier les voies de traitement des noyaux gris centraux et de réduire la charge du CPF, se traduisant par une amélioration de la démarche. Les signaux visuels permettent un traitement inconscient plus rapide des informations sensorielles lors de la marche (Vitorio et al., 2022 ; Rabin et al., 2006 ; Johansson, 1984). En revanche, le système auditif est capable de détecter et de déclencher une réponse motrice plus rapidement que le système visuel et tactile (Shelton & Kumar, 2010).

Nous ne retrouvons pas de différence significative dans la perception de l'exigence physique entre les situations MS, ME et MA. En revanche, la ME était perçue comme plus exigeante mentalement que la MS (Figure 43). Le système visuel étant plus sensible aux altérations de l'âge que les autres modalités sensorielles, il doit recruter plus de mécanismes compensatoires que les autres modalités sensorielles (Guerreiro et al., 2012 ; Guerreiro et al., 2010). L'attention auditive permet donc d'améliorer les paramètres de marche sans élever la charge cognitive contrairement à l'attention visuelle qui améliore les paramètres de marche mais avec une sensation d'exigence mentale un peu plus élevée que la MS. On peut donc supposer que les réseaux ganglionnaires-thalamo-corticaux et cérébelleux-thalamo-corticaux empruntés lors de la SAR (Damm et al., 2020) facilitent la marche sans coût cognitif supplémentaire.

5.4.2 L'attention interne et l'attention auditive

Lors de la MI, la vitesse et la cadence étaient réduites par rapport à la situation de MA. La longueur de la foulée et le temps de double appui n'étaient pas significativement différents.

Aucune différence significative n'a été notée entre nos deux tâches pour ΔHbO_2 et ΔHHb. Nous retrouvons également ces résultats dans notre étude 2 lorsque nous comparons ME à MI. Les éléments expliquant ces observations ont été présentés dans la discussion de l'étude 2.

Il n'existe pas de différence dans la perception de l'exigence physique et mentale entre MA et ME d'une part et entre ME et MI d'autre part. Cependant, si MA était ressentie comme étant aussi exigeante physiquement que MI, au niveau de l'exigence mentale perçue on note une augmentation en MI par rapport à MA (Figure 43). Autrement dit, si MA était perçue physiquement comme étant aussi exigeante que ME et MI, au niveau mental, MA était perçue comme étant aussi exigeante que ME mais moins que MI.

5.4.3 L'attention divisée et l'attention auditive

La situation de MD dégradait la vitesse, la cadence et la longueur de la foulée par rapport aux conditions de MA, ME et MS (Tableau 28).

L'attention divisée était la seule situation qui activait le CPFdl droit ; nous avions fait la même observation dans l'étude 2 (Tableaux 24, 29). En revanche nous avons mis en évidence un effet de la tâche dans l'étude 2 par rapport à MS et MI dans le CPFdl droit (Figure 30) et par rapport à MI dans le CPFdl gauche (Figure 31), alors que nous ne retrouvons pas cette différence dans cette étude 3.

L'attention divisée était également perçue comme étant plus exigeante mentalement et physiquement que MS, ME et MA. Nous avions remarqué ces mêmes différences dans l'étude 2.

Nous retrouvons sensiblement les mêmes résultats pour les MP dans les études 2 et 3, sauf en ce qui concerne les variations hémodynamiques. Cette différence peut s'expliquer par la faible cohorte recrutée dans l'étude 3. En effet, la taille du groupe est une variable importante afin de pouvoir interpréter des résultats en fNIRS. Plusieurs études ont mis en évidence l'importance d'avoir un échantillon suffisamment grand pour garantir la robustesse et la fiabilité des résultats (Yücel et al, 2021 ; Pinti et al, 2020 ; Noah et al, 2018 ; Scholkmann et al, 2014).

La condition de MD reste la situation qui dégradait le plus les paramètres de marche de par sa complexité et la MA, comme la ME, améliorent la vitesse et la cadence sans charge cognitive objective supplémentaire. L'attention externe, qu'elle soit auditive ou visuelle semble donc bien être un facilitateur de la composante temporelle du mouvement chez les MP.

Il sera intéressant de poursuivre cette étude pour observer si avec un plus grand échantillon une différence d'effets se produit entre les situations d'attention visuelle et auditive. Il serait aussi intéressant de comparer différentes situations d'attention externe auditive (musique synchrone vs musique asynchrone ; musique synchrone vs métronome…) entre elles et leurs effets sur les paramètres de marche et l'activation du CPF.

Partie III : Discussion générale

1. Synthèse

Ces travaux de recherche visaient à mieux appréhender les effets de l'orientation de l'attention sur les paramètres de marche et la charge mentale qui a été évaluée de manière objective via la technique fNIRS et de manière subjective avec le score d'exigence physique et mentale. Nos hypothèses de départ étaient :

- la focalisation externe de l'attention serait capable d'améliorer les paramètres de marche sans coût cognitif supplémentaire.
- la focalisation interne et l'attention divisée entraîneraient une détérioration de la qualité de la marche et seraient associées à une charge cognitive importante.

Nos hypothèses ont pu être en partie vérifiées. En considérant les trois populations (jeunes adultes, PA, MP), nous avons mis en évidence :

- En attention externe une amélioration globale des paramètres de marche par rapport à MS seulement présente chez les MP, associée à une absence d'activation du CPFdl. Cette situation était toutefois perçue comme étant plus exigeante mentalement que la MS chez les PA.
- En attention divisée une dégradation des paramètres de marche associée à une activation du CPFdl par rapport à la station debout et une exigence physique et mentale élevée chez les trois populations.
- Dans les situations de MI et MD, une détérioration des paramètres de marche, associée généralement à une perception des exigences mentale et physique plus importante. Cependant, nous avons observé :
    - chez les PA, une activation dans le CPFdl droit significativement supérieure pour MI et MD en comparaison de MS.
    - chez les PA et les MP, une activation dans le CPFdl droit significativement plus élevée en MD qu'en MS.

1.1 Effets de l'orientation de l'attention

1.1.1 L'attention divisée

La situation de MD est la tâche qui a été perçue comme étant la plus exigeante par les trois populations (Figures 20, 21, 36, 37, 38, 39). C'est également la condition qui a entrainé le plus de détérioration des paramètres de marche (Tableaux 3, 13, 14). Plusieurs études montrent que lorsqu'une tâche cognitive se déroule en parallèle de la marche, les performances de cette dernière se dégradent (Lin & Lin, 2016 ; Lu et al., 2015 ; Schaefer et al., 2015 ; Mirelman et al, 2014 ; Li et al., 2012 ; Yogev-Seligmann et al., 2012 ; Al-Yahya et al., 2011 ; Yogev-Seligmann et al., 2010 ; Yogev-Seligmann et al., 2008 ; O'Shea et al, 2002 ; Bond & Morris, 2000). Ces observations chez les jeunes et les PA vont dans le sens de la théorie pour la compétition des ressources attentionnelles décrites par Woollacott et Shumway-Cook (2002) et de la théorie du goulet d'étranglement (Pashler, 1984) au détriment de la théorie de Wickens (1984) ou des modèles à ressources multiples (Sharon, 1997 ; Pashler, 1994) selon lesquelles il existerait plusieurs ressources en attention et que si deux tâches ne partagent pas de ressources communes, il n'y a pas d'interférences entre elles. Or il semblerait que chez les MP, la situation de MS sollicite plus les fonctions exécutives que la réalisation de soustractions en simple tâche (Ranchet et al., 2020). Quel que soit le modèle théorique sur lequel on s'appuie, la quantité de ressources attentionnelles nécessaire à la réalisation de la DT est plus importante chez le MP que chez la PA ou le jeune. L'absence de différence d'activation du CPF entre les MP et les PA suppose une incapacité chez le MP à recruter plus de ressources cognitives ce qui pourrait se traduire par une dégradation plus importante de la longueur de la foulée chez le MP.

Avec le vieillissement, on observe une altération des structures anatomiques comme la substance blanche, la substance grise et une diminution de l'activité dopaminergique. Ces phénomènes affectent le fonctionnement des circuits fronto-striataux et altèrent les fonctions exécutives et attentionnelles (Yogev-Seligmann et al., 2008) d'autant plus dans le cas de la MP où la disponibilité dopaminergique est moindre. La mise en place d'un mécanisme compensatoire, comme présenté dans le modèle HAROLD, va tenter de maintenir les capacités cognitives (Cabeza, 2002).

Nos résultats mettent en avant chez les trois populations une détérioration des paramètres de marche en DT. La tâche de calcul mental étant perçue comme exigeante sur le plan cognitif, on peut se demander si la personne ne la priorise pas inconsciemment au détriment de la marche qui mobilise des schémas moteurs bien établis, principalement traités au niveau sous-cortical et donc moins couteux en ressources attentionnelles (Yogev-Seligmann et al., 2008).

1.1.2 L'attention externe

L'attention externe ne modifiait pas les paramètres de marche chez les trois populations, elle permettait même l'amélioration de la vitesse chez le MP (Tableaux 14, 28). La focalisation externe favorise l'automatisation d'un mouvement (Kal et al., 2013). L'attention externe emprunte la voie cérébello-thalamo-corticale ce qui permet de contourner la voie ganglia-thalamo-corticale altérée chez le MP. La marche est un processus automatique qui est altéré dans la MP mais qui fonctionne de manière efficace en l'absence de pathologie. L'attention externe n'apporte donc pas d'amélioration à un processus déjà automatique. La modalité attentionnelle n'aura pas le même effet en fonction du stade de la maladie. A un stade précoce l'attention externe visuelle et l'attention externe auditive sont efficaces, en revanche chez les patients présentant un score de Hoehn et Yahr de III à IV, seule la SAR continue d'être efficiente (Arias & Cudeiro, 2008). Rochester et al. (2010) ont également pu observer l'effet bénéfique jusqu'à six semaines d'une stimulation rythmique externe, en particulier auditive sur la vitesse et la longueur du pas chez les MP après trois semaines d'entrainement.

1.1.3 L'attention interne

L'attention interne n'a pas plus affecté l'activation du CPFdl des jeunes que la situation de MS. En revanche, chez les PA, elle a entrainé une activation supérieure à celle de la situation de MS et d'attention externe (Figures 28, 29). L'attention interne est la seule qui activait significativement moins le CPFdl gauche par rapport à l'attention divisée (Figures 30, 31).

Chez les jeunes et les PA, l'attention interne a dégradé les paramètres de marche (Tableaux 3, 13). Chez les MP (Tableaux 14, 28) la longueur de la foulée n'a pas été altérée, ni la vitesse dans l'étude 3. Il semblerait que dans la MP, l'attention interne n'a pas entravé, voir a amélioré certains aspects de la marche sans cout cognitif important. L'automatisation étant perturbée, on peut supposer que la conscientisation du mouvement limite les interférences entre la voix automatique perturbée et la voie de la motricité volontaire.

Il a été montré que dans des situations d'apprentissage moteur, l'attention interne, comme l'externe favorise la qualité du mouvement. En revanche lors de la phase de rétention, il n'y a plus d'effet bénéfique de l'attention interne (Poolton et al., 2006 ; Wulf et al., 1998). Avec l'altération des mouvements automatiques, les MP restent dans des situations d'apprentissage moteur. Lors de l'attention interne, la conscientisation du mouvement va solliciter les voies de la motricité volontaire : pyramidale et extrapyramidale. La voie directe cortico-spinale ne sera pas affectée par les altérations des noyaux gris centraux, contrairement à la voie extra-pyramidale. Le fait de solliciter

les voies de la motricité volontaire permettrait de répartir les informations entre les voies directes et indirectes et potentiellement de limiter les difficultés motrices des MP.

Il serait intéressant d'évaluer l'impact de l'attention interne sur la marche auprès de patients sévèrement atteints de la MP. Nous n'avons trouvé à ce jour aucune étude sur ce sujet.

1.2 Latéralisation hémisphérique et mécanismes compensatoires

Nous retrouvons dans notre première étude, réalisée chez les jeunes adultes, une activation significativement supérieure dans le CPFdl gauche par rapport au CPFdl droit (Figure 19). Nous ne retrouvons pas ce phénomène dans l'étude 2 portant sur les PA et les MP. Ces observations correspondent à ce qui est présenté dans le Modèle HAROLD qui met en avant une réduction de l'asymétrie hémisphérique chez la PA (Cabeza, 2002).

La théorie du recrutement compensatoire, ou modèle CRUNCH, suggère que lorsque certaines régions du cerveau sont altérées ou moins efficaces, d'autres régions cérébrales peuvent être recrutées pour compenser ces déficits. Le recrutement neuronal peut notamment se faire dans l'hémisphère controlatéral (Agbangla et al., 2019).

Nous n'avons pas noté de différence d'activation entre les quatre situations de marche chez les jeunes adultes en bonne santé. En revanche, nous avons observé, chez les PA, une activation significativement supérieure en MI et en MD par rapport à MS et ME dans le CPFdl droit (Figure 28) et en MI par rapport à MS et ME dans le CPFdl gauche (Figure 29). Nous avons aussi mis en évidence chez les MP une activation significativement supérieure en MD par rapport à MS et MI dans le CPFdl droit (Figure 30) et en MD par rapport à MI dans le CPFdl gauche (Figure 31). Ces résultats sont en adéquation avec le modèle CRUNCH (Reuter-Lorenz & Cappel, 2008). Pour une même activité, les PA déploient davantage de ressources cognitives que les jeunes. De plus, l'activation cérébrale est corrélée à la difficulté de la tâche et donc à la quantité de ressources nécessaires ; or la DT est la tâche la plus complexe, aussi il semble logique que ce soit elle qui active le plus le CPFdl chez les PA et les MP. Cette activation peut être considérée comme un mécanisme compensatoire qui mobilise des régions qui ne le sont pas chez les jeunes.

1.3 Habituation à la tâche

Lors de la situation de MD, nous avons observé chez les jeunes une augmentation du nombre de réponses et du nombre de réponses justes entre les différents essais (Tableau 2). Nous ne retrouvons pas ce phénomène chez les PA ni chez les MP (Tableaux 11, 12). Les sujets jeunes possèdent une plus grande capacité de réserve cognitive qui facilite l'apprentissage et l'adaptation à de nouvelles tâches complexes (Verhaeghen et al., 2003). Cette capacité est associée à une plus grande plasticité cérébrale. Cette dernière diminue avec l'âge surtout au niveau de l'hippocampe et du CPF (Burke & Barnes, 2006). Le phénomène sous-jacent n'est pas une diminution du nombre de neurones mais une altération de la substance blanche (Mendez Colmenares et al., 2024 ; Peters, 2002).

Les jeunes ont également tendance à mieux allouer efficacement leurs ressources attentionnelles en situation de double tâche, permettant l'amélioration des performances avec la pratique (Seidler et al., 2010).

Nous retrouvons le phénomène d'habituation à la tâche lorsque nous comparons les paramètres de marche. Chez les jeunes, dans les situations de ME, MI et MD nous observons une amélioration de la vitesse (Tableau 4), de la longueur de la foulée (Tableau 5) et de la cadence (Tableau 6) entre le premier et les derniers essais. Le phénomène d'habituation se retrouve aussi chez les PA dans les situations de MS, ME et MI. En revanche nous n'avons pas d'amélioration de la vitesse (Tableau 15), de la cadence (Tableau 19), ni du temps de double appui (Tableau 21) en MD entre les différents essais. Il semblerait que plus la tâche est complexe et plus il est difficile pour les PA de s'habituer.

Chez les MP nous retrouvons uniquement une augmentation de la vitesse entre les différents essais dans nos quatre conditions de marche (Tableau 16). Backman et al., (2006) ont mis en avant un lien entre l'altération de la neurotransmission de la dopamine avec l'âge et le déficit cognitif. Il a été montré que la neurotransmission dopaminergique est liée aux fonctions du CPF, notamment la mémoire de travail, mis en jeu dans nos conditions de marche (Bäckman & Nyberg, 2013 ; Bäckman et al., 2010 ; Servan-Schreiber et al., 1998). Les traitements dopaminergiques des MP pourraient expliquer leur capacité à augmenter leur vitesse dans les différentes situations attentionnelles.

2. Les limites de l'étude

Afin d'affiner la compréhension des résultats obtenus, il est important de reconnaitre et de comprendre les différents facteurs qui ont pu les influencer. Des biais peuvent intervenir à différents

stades de l'étude, depuis la conception jusqu'à l'interprétation des résultats, en passant par la collecte des données et l'analyse de ces résultats.

Dans le cadre de nos études, nous nous intéressons plus particulièrement aux modalités des différentes tâches et à l'évaluation de la charge cognitive.

2.1 Analyse critique des biais méthodologiques

2.1.1 Population

Tout d'abord, la faible cohorte de nos groupes de participants peut entrainer un manque de puissance statistique, rendant difficile la détection de différences ou d'associations significatives. Selon Cohen (1992), un échantillon faible augmente le risque de ne pas détecter un effet qui existe réellement.

Dans notre étude, nous n'avons pas recueilli la latéralité alors qu'il existe une spécialisation hémisphérique au niveau du CPF (Miller & Cohen, 2001). Si elle est régulièrement relevée dans les études mettant en jeu les membres supérieurs, celles évaluant les cortex sensorimoteurs ou celles s'intéressant à des pathologies latéralisées (AVC, amputation…), elle l'est rarement dans les études de coordination globale.

Un autre élément important manquait également à notre connaissance afin d'affiner les résultats obtenus pour notre groupe MP. Nous n'avons pas pris en compte dans nos critères de recrutement le type de traitement médicamenteux des patients, ni la distance à laquelle la médication a été réalisée par rapport aux tests. En effet, la disponibilité dopaminergique influence l'expression de la maladie de Parkinson donc la stabilité posturale et en conséquence la qualité de la marche (Beck et al., 2017).

2.1.2 Méthode

Les modalités de réalisation des différentes tâches attentionnelles jouent également un rôle prépondérant. Lors de la marche simple, les participants étaient invités à marcher en ne pensant à rien. Or de nombreux volontaires ont pu exprimer le fait qu'ils n'arrivaient pas à arrêter de penser. Ce phénomène appelé « mind-wandering » active le « Default Mode Network » et le système exécutif qui engage des ressources au niveau du CPFdl et du CPF ventromédian (Christoff et al., 2016 ; Christoff et al., 2009). Ainsi, notre tâche de MS ne pourrait plus être considérée comme une véritable situation contrôle.

Concernant la tâche ME, nous avons fait le choix de positionner des lignes au sol, parallèles au sens de la marche avec des marqueurs tous les 1m. Il existe dans la littérature différentes façons

d'orienter l'attention en externe lors de la marche : présence de ligne transversales (Azulay et al., 2006 ; Jiang & Norman, 2006), de lignes parallèles (Azulay et al., 1999), porter un plateau… (Rochester et al., 2005). Nous avons choisi dans un premier temps une attention externe visuelle du fait que la vue joue un rôle important dans les mécanismes d'équilibration. Les participants du groupe PA et MP ont d'ailleurs pu verbaliser avoir eu une meilleure stabilité grâce aux lignes au sol. Lors de l'attention externe visuelle, ce sont les signaux rythmiques dynamiques visuelles qui améliorent les paramètres de marche (Peterson & Smulders, 2015). C'est pourquoi nous avons positionné des repères noirs tous les mètres sur les lignes. Nous aurions pu rendre plus visibles les signaux visuels, en ajoutant par exemple des lignes transversales.

Quant à l'orientation interne de l'attention, un entrainement a été proposé aux participants afin de s'assurer de la bonne compréhension des consignes. Cependant, nous n'avions aucun moyen de vérifier si le participant respectait bien la consigne sur l'ensemble du parcours et pour tous les essais.

La situation d'attention divisée, consistant en une série de soustractions de sept à partir d'un nombre à trois chiffres, a été retenue du fait de sa complexité. Plusieurs études ont montré que c'est une des situations de double tâche qui activait le plus le CPF et cette tâche est communément employée chez les personnes jeunes et âgées en bonne santé ou atteintes de MP (Pelicioni et al., 2019 ; Al-Yahya et al., 2016 ; Mirelman et al., 2014). L'absence de différence significative d'activation dans le CPFdl chez les jeunes entre MS et MD, mais aussi le fait que l'on retrouve une activation significativement différente par rapport à MS uniquement dans le CPFdl droit chez les PA et les MP, nous amènent à nous demander si l'intensité de la stimulation cognitive était suffisante. Nous aurions dû préciser dans notre consigne que la personne devait nous donner le maximum de réponses correctes tout en maintenant sa vitesse de marche habituelle. Il faut également noter que la majorité des études en DT en fNIRS se font sur tapis roulant, ce qui oblige les participants à maintenir la qualité de leur marche contrairement à notre étude où ils la dégradent. Clark et al. (2014) ont comparé l'activation du CPF entre la marche au sol et la marche sur tapis roulant. Ces auteurs ont observé une activation plus importante lors de la marche au sol. Ce phénomène peut expliquer que nous retrouvons souvent une activation significative en MD, mais plus rarement une différence d'activation significative par rapport à MS.

Nous pouvons également nous questionner sur l'interprétation des résultats de la NASA-TLX. En effet cette échelle permet d'évaluer la charge cognitive de manière subjective. L'appréciation de l'exigence par la personne peut être influencée par des facteurs personnels non quantifiables, par exemple une personne à l'aise en calcul mental percevra la tâche arithmétique comme étant moins

exigeante. C'est pourquoi il était important de pouvoir associer à ces résultats une évaluation plus objective de la charge cognitive via l'évaluation des variations hémodynamiques du CPF.

2.2 L'évaluation des variations hémodynamiques

L'absence d'étude en fNIRS évaluant ΔHbO_2 et ΔHHb dans des situations de marche avec attention interne et attention externe ne nous permet pas pour le moment de comparer nos résultats. En revanche, les études portant sur la MD sont nombreuses. L'absence d'activation du CPFdl lors de la MD chez nos jeunes adultes, alors que nous la retrouvons dans des études similaires (Lin & Lin, 2016 ; Lu et al., 2015 ; Mirelman et al.,2014 ; Yogev-Seligmann et al., 2012 ; Yogev-Seligmann et al., 2010 ; Yogev-Seligmann et al., 2008), nous a amenés à nous questionner sur notre protocole et plus précisément sur l'évaluation des variations hémodynamiques. Menant et al (2020), propose une liste de recommandations pour faciliter la comparaison des travaux réalisés en fNIRS et interpréter les résultats. Ces auteurs distinguent plusieurs points critiques : l'installation du matériel, le protocole, la suppression des artefacts et le traitement des données brutes.

2.2.1 La méthodologie fNIRS

Une des caractéristiques des protocoles expérimentaux en fNIRS est la conception en block design. Les variations hémodynamiques ne sont étudiées qu'après moyennage des différents blocs d'une même tâche. La majorité des études sur la marche compte entre 3 à 5 blocs pour chaque condition (Vitorio, 2017). L'utilisation des blocs offre un rapport signal/bruit adéquat et favorise la robustesse des résultats et une bonne puissance statistique (Herold et al., 2017).

Le type de mesure que l'on souhaite étudier est également un paramètre à prendre en considération. Nous avons choisi pour notre étude d'analyser les ΔHbO_2 et ΔHHb. Strangman et al (2002) ont mis en avant que la mesure de ΔHbO_2 en utilisant la technique fNIRS possède la corrélation la plus forte avec le signal relevé en IRMf. D'ailleurs la majorité des études analyse ΔHbO_2, quelques-unes ΔHbO_2 et ΔHHb. Très peu d'études se basent uniquement sur ΔHHb ou sur les variations de l'hémoglobine totale, c'est-à-dire ΔtHb, que nous n'avons pas présenté dans ce travail (Vitorio et al., 2017).

Il existe plusieurs références possibles afin d'analyser le signal : la valeur maximum, minimum, la moyenne, le nombre de pics. Nous avons choisi d'utiliser, comme dans la majorité des études, la moyenne des variations obtenues pendant l'enregistrement du bloc (Herold et al., 2017). Khan et Hong (2015) mettent cependant en avant que l'utilisation de plusieurs facteurs (maximum, moyenne et somme des maxima) permets une meilleure identification de l'activation corticale.

La durée de l'enregistrement fNIRS est également un élément à prendre un compte. Dans notre première étude, nous avons analysé le signal sur les 30 m du parcours, dépassant parfois les 30

secondes d'enregistrement. Nous avons ensuite fait le choix dans la seconde étude de traiter uniquement les 20 premières secondes du fait qu'une durée comprise entre 10 et 30 secondes semble garantir un rapport signal/bruit approprié (Pellicer et al., 2011).

2.2.2 Le positionnement des optodes

La fNIRS permet d'obtenir des données sur l'activité corticale avec une bonne résolution temporelle, en revanche elle reste moins précise spatialement, ce qui peut entraîner une difficulté à localiser précisément l'activité neuronale (Cui et al., 2010). Nous nous sommes appuyés sur le système EEG 10-20 pour placer les optodes. L'utilisation du système Fastrak Polhemus 3D nous a permis de situer la zone cérébrale enregistrée à savoir le CPFdl. La technique la plus fiable pour obtenir le bon repère anatomique reste le co-enregistrement avec l'IRMf mais cela n'est pas possible dans des tâches dynamiques comme la marche. L'utilisation d'un système de neuronavigation permettrait d'avoir un positionnement spatial optimal des optodes (Machado et al, 2018). Les variations de la distance entre les optodes influencent la profondeur de la mesure. Même si la majorité des études utilise une distance de 3 cm, la distance peut varier de 2,2 à 4,0 cm (Vitorio et al., 2017). Une distance de 3 cm reste recommandée chez les adultes (Orihuela-Espina et al., 2010 ; Ferrari et al., 2004).

2.2.3 Le traitement du signal

Bien que la fNIRS offre de nombreux avantages par rapport aux autres méthodes, notamment la facilité d'installation de l'équipement et des coûts inférieurs, le défi reste de séparer le signal physiologique représentant l'activité corticale des composantes de bruit et d'artefacts. Dans notre première étude, nous avons réalisé un filtrage par ondelettes qui nous semblait le plus pertinent du fait de la tâche de marche. Ce filtre est également utilisé pour supprimer les artefacts dans des tâches où la personne parle, comme lors de notre tâche arithmétique (Brigadoi et al., 2014). Vitorio et al. (2017), recensent uniquement deux études sur la marche utilisant ce type de filtre sur les 31 études qu'il a étudiées. Dans un désir de perfectionner la qualité du traitement du signal, nous avons employé une approche différente lors de l'étude 2. Tout d'abord, nous avons fait le choix d'utiliser un canal court et de supprimer du signal à traiter les zones entre les essais et les tâches. Nous avons également modifié le filtrage par ondelettes au profit de l'ACP qui permet également de corriger, en plus des artefacts de mouvement, la dérive du signal et le bruit de l'environnement.

Le traitement du signal reste un enjeu majeur de l'interprétation des données fNIRS et son homogénéisation dans les différents protocoles permettraient d'affiner les comparaisons des réponses hémodynamiques.

3. Perspective thérapeutique

La marche est une activité quotidienne qui peut devenir un enjeu sanitaire majeur dans le cadre du vieillissement ou de certaines pathologies. Chaque année, 30% des personnes de plus de 65 ans font une chute. Ce chiffre monte à 40% chez les plus de 85 ans (Akyol, 2007). Ces chutes conduisent, dans 10% des cas à des blessures graves nécessitant des hospitalisations. L'altération de la marche, en lien avec les modifications de ses mécanismes de contrôle dans le vieillissement, sont un des facteurs de risque de chute (Rosso et al., 2013). La détection et la prise en charge des troubles locomoteurs répondent donc à un problème de santé publique majeur. La rééducation des troubles de la marche peut se faire au travers de différentes techniques qui sont adaptées aux capacités du patient mais aussi à son âge et à sa pathologie s'il en présente une.

Les résultats présentés dans notre étude mettent en avant que la focalisation attentionnelle influence la marche et peut solliciter le CPFdl. Le focus attentionnel lors d'une prise en charge rééducative présente différents avantages.

Chez la personne âgée et le MP : l'attention interne diminue le temps de double appui, ce qui augmente le temps de l'appui unipodal. Les situations de MI et de MD permettent de stimuler le CPFdl.

Chez le MP, la situation d'attention externe visuelle favorise l'augmentation de la vitesse de marche. La stimulation auditive musicale synchrone semble améliorer la vitesse et la cadence.

L'approche rééducative est d'autant plus importante du fait qu'à l'heure actuelle il n'existe pas de traitement curatif de la MP. L'entière efficacité des traitements les plus courants tels que la lévodopa, les agonistes dopaminergiques et les inhibiteurs de la monoamine oxydase de type B, ne dure qu'en moyenne entre trois et cinq ans pour trois patients sur quatre (Marsden, 1994). Cette courte période d'efficacité du traitement médicamenteux pose problème lorsque l'on sait que l'âge moyen de diagnostic est de 58 ans. Il est donc important de fournir des approches non médicamenteuses aux personnes atteintes de MP d'autant plus que les traitements dopaminergiques sont peu efficaces sur les altérations de la marche. Seule la Lévodopa améliore les aspects rythmiques de la marche (Curtze et al., 2015). Avec l'avancée des neurosciences, la stimulation cérébrale profonde offre une perspective de réduction des symptômes à plus long terme du fait d'une efficacité généralement au-delà de cinq ans (Krack et al., 2003). Mais pour le moment la prise en charge rééducative reste la méthode la plus accessible pour les MP, c'est pourquoi il est important de poursuivre des recherches sur l'efficacité et l'optimisation des différentes méthodes. Certaines pratiques s'appuient déjà sur l'orientation de l'attention. Le terme « indiçage » ou «

signalisation » est employé en rééducation pour définir l'application de stimuli externes qui fournissent des informations temporelles ou spatiales afin de faciliter l'initiation et la poursuite du mouvement (Nieuwboer, 2008). Nous nous intéresserons principalement aux techniques ayant un impact sur la marche.

3.1 Rééducation et attention externe

Nous retrouvons, à l'heure actuelle dans la rééducation, les deux principales approches de l'indiçage externe que nous avons étudiées : la focalisation externe visuelle et auditive.

Les signaux visuels sont utilisés dans le cadre de la MP afin de réorienter le mouvement automatique des noyaux gris centraux vers la voie motrice visuelle (Rubinstein et al., 2002). Les études sur les effets de la thérapie physique combinée aux signaux sensoriels ont toutes pu mettre en avant un impact positif sur la marche (Marchese et al., 2000 ; Dam et al., 1996 ; Patti et al., 1996 ; Thaut et al., 1996). Elles peuvent être réalisées au sol où sur tapis roulant.

Les techniques de SAR ont pu montrer une efficacité persistante à court terme (Kal et al., 2013 ; McIntosh et al., 1997). Elles sont généralement utilisées en clinique pour améliorer la cohérence et la rythmicité des pas. Thaut et al. (1996) a émis l'hypothèse que les SAR fournissent un rythme externe capable de compenser la rythmique interne des noyaux gris centraux. Les SAR permettent aussi de maintenir les performances des situations de marche complexe (Rochester et al., 2005). La rééducation par SAR a conduit au développement des thérapies par le mouvement rythmique comme la pratique du tango argentin qui a permis l'amélioration de la marche (Lötzke et al., 2015).

De Bruin et al., (2010) ont mis en avant que les performances de marche en double tâche pouvaient être améliorées grâce à un entrainement en SAR chez le MP. En revanche il faut bien choisir une musique synchrone correspondant à la cadence de la personne sans quoi les effets de la musique impacteront négativement la marche des MP (Brown et al., 2009).

Chez les personnes atteintes de la MP qui présente une akinésie importante, les signaux visuels et auditifs peuvent également être utilisés de manière transitoire pour rompre les événements de blocage.

3. 2 Rééducation et attention interne

L'attention interne a pour objectif de faciliter l'intégration et la prise de conscience des sensations proprioceptives (Beck et al., 2017 ; Lefaivre & Almeida, 2015 ; Petrides, 2005). Elle joue donc un rôle important dans la perception du schéma-corporel de l'individu et la réduction de

l'instabilité posturale présente à un stade avancé de la maladie (Moreau et al., 2010). Les difficultés d'intégration des données proprioceptives par le MP sont intimement liées aux symptômes moteurs (Konczak et al., 2009). Plus la pathologie est à un stade avancé et plus le déficit proprioceptif moteur est important (Jacobs & Horak, 2006).

La rééducation par stimulation proprioceptive est donc une piste à prendre en considération. Des méthodes à bases de semelles ou de ceinture vibrante ont permis d'améliorer la marche chez le MP (Marazzi et al., 2021 ; Novak & Novak, 2006). Les techniques de pleine conscience sensori-motrice comme le Tai Chi, le Qigonq… améliorent à la fois les capacités motrices du MP mais aussi son état psycho-affectif et ses aptitudes dans les actes de la vie quotidienne. (He et al., 2023).

3. 3 Autres approches rééducatives

En plus de ces approches sensori-motrices, la rééducation du MP peut également passer par des méthodes spécifiques. Nous retrouvons principalement deux techniques : la LSVT BIG adaptée à la réhabilitation motrice et la méthode de Parkinson Wellness Recory (PWR).

La LSVT BIG est une technique rééducative dérivée de la méthode LSVT LOUD qui s'intéresse à la rééducation de la voix chez le MP. Le terme BIG a été ajouté pour différencier la méthode initiale de celle qui permet de travailler la motricité globale et les coordinations. Cette technique s'appuie sur deux principes : réaliser des mouvements de grande amplitude et augmenter la force déployée pour la réalisation du geste. Ces exercices répétés plusieurs fois par semaine ont permis d'améliorer significativement la marche des MP (Eldemir et al., 2024 ; McDonnell et al., 2018).

La PWR est une technique rééducative globale basée sur des exercices favorisant l'équilibre, l'amplitude, la vitesse et la fluidité des mouvements. Elle intègre dans son programme des gestes de la vie quotidienne (Venturino et al., 2023). Cette méthode reste à l'heure actuelle peu documentée.

Comme nous venons de le voir, il existe un panel de méthodes rééducatives utilisées dans le cadre de la MP. Chaque MP étant unique, il est important de pouvoir choisir l'approche la plus bénéfique pour le patient au regard des principaux symptômes et de l'état d'avancée dans la maladie.

Les perspectives futures pourraient s'orienter vers deux approches :

- la première, en lien avec la clinique, serait d'associer des techniques d'indiçages sensoriels aux exercices d'une méthode spécifique et d'évaluer leur impact sur les performances des patients.

- la seconde, plus académique, serait d'affiner la compréhension des mécanismes neuronaux, notamment des connectomes, mis en jeu lors de la réalisation d'une tâche motrice avec orientation de l'attention chez le MP.

Conclusion générale

L'objectif de cette thèse était de mieux appréhender les effets de l'orientation de l'attention sur les paramètres de marche et la charge cognitive. Nous avons souhaité étudier dans un premier temps les mécanismes physiologiques mis en jeu chez les jeunes adultes en bonne santé avant de nous intéresser aux conséquences de l'orientation de l'attention dans le cadre du vieillissement normal puis de la maladie de Parkinson. Nos résultats ont mis en avant des dégradations de la qualité de la marche chez nos trois populations dans le cas de l'attention divisée et de l'attention interne. La charge cognitive objective, évaluée par la technique fNIRS, a montré une absence d'activation chez les jeunes participants contrairement aux PA et aux MP qui activaient le CPFdl en situation d''attention divisée et d'attention interne.

Ces études offrent une meilleure compréhension des mécanismes cognitifs et sensori-moteurs mis en jeu lors de la marche. Tout d'abord, en observant les paramètres de marche et l'activation du CPF, nous avons pu déterminer les situations attentionnelles qui peuvent majorer le risque de chute chez les PA et les MP. L'altération des capacités attentionnelles et des fonctions exécutives ainsi que la difficulté à partager l'attention entre la marche et une tâche secondaire jouent un rôle fondamental chez la PA. Chez le MP, l'association des troubles cognitifs et moteurs vont également amplifier le risque de chute, surtout lors de la DT.

Les situations de double tache, mais aussi l'attention interne, semblent être des facteurs de risque. En effet, la conscientisation du mouvement vient parasiter l'automaticité de la marche, dégradant sa performance. En revanche dans des situations nouvelles, comme marcher sur un terrain accidenté, l'attention interne favorise la qualité du mouvement. Il serait intéressant d'évaluer les effets de cette orientation attentionnelle, qui permet d'emprunter en partie la voie cortico-spinale, chez les MP plus sévèrement atteints.

Les situations d'attention externe semblent soutenir la qualité de la marche. La stimulation externe permet de contourner la voie ganglia-thalamo-corticale altérée dans la MP au profit de la voie cérébello-thalamo-corticale, moins touchée. Au regard de nos résultats et de la littérature, il semble important de fournir un indiçage externe aux MP. Le système visuel étant plus sensible aux altérations de l'âge, la SAR semble être l'indiçage le plus pertinent.

L'étude de l'activation corticale au niveau préfrontal met en évidence la charge cognitive nécessaire à la réalisation d'une action. Dans le cadre de la marche, l'évaluation de la variation de HbO_2 et de HHb par rapport à la station assise pourrait être un indice de la mise en place ou non de stratégie attentionnelle compensatoire au maintien de la qualité de la marche. Définir la baseline

lorsque la personne est assise permettrait d'éviter de prendre en considération les activations de CPFdl dues au maitien de la posture debout des personnes présentant des troubles de l'équilibre et de la marche et ainsi rendre les variations hémodynamiques plus sensibles aux compensations du CPFdl pour conserver la stabilité et la qualité de la marche. A l'avenir il pourrait être intéressant de réaliser un étalonnage du seuil « normal » d'activation afin de prévenir le risque de chute avant même l'apparition des signes moteurs.

Le maintien d'un fonctionnement optimum des fonctions cognitives avec l'avancée en âge n'est pas une piste à négliger pour la prévention du risque de chute. A l'heure actuelle, les approches plus rééducatives sont privilégiées, notamment dans le cadre de la maladie de Parkinson. Une orientation psycho-sensori-motrice apporterait un soutien aux différents aspects mis en jeu lors de la marche.

Bien qu'il existe à l'heure actuelle différentes approches rééducatives mises en place auprès du MP, la combinaison de techniques rééducatives couplées à l'indiçage sensoriel et à une stimulation cognitive n'est pas encore effectuée. Il pourrait être intéressant à l'avenir de comparer l'efficacité de méthodes cognitivo-motrices et sensori-motrices sur la qualité de la marche et l'activation du CPF.

Bibliographie

Abbruzzese, G., Marchese, R., Avanzino, L., & Pelosin, E. (2016). Rehabilitation for Parkinson's disease: Current outlook and future challenges. *Parkinsonism & related disorders*, *22 Suppl 1*, S60–S64. https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2015.09.005

Abernethy, B. (1988). Dual-task methodology and motor skills research: Some applications and methodological constraints. *Journal of Human Movement Studies, 14*, 101-132.

Abernethy, B., Hanna, A., & Plooy, A. (2002). The attentional demands of preferred and non-preferred gait patterns. *Gait & posture*, *15*(3), 256–265. https://doi.org/10.1016/s0966-6362(01)00195-3

Abraham, A., Hart, A., Andrade, I., & Hackney, M. E. (2018). Dynamic Neuro-Cognitive Imagery Improves Mental Imagery Ability, Disease Severity, and Motor and Cognitive Functions in People with Parkinson's Disease. *Neural plasticity*, *2018*, 6168507. https://doi.org/10.1155/2018/6168507

Adam, S., Van der Linden, M., & Collette, F. (2002). L'attention dans le vieillissement normal. In J. Couillet, M. Leclercq, C. Moroni, & P. Azouvi (Eds.), La neuropsychologie de l'attention (pp. 129-155). Marseille : Solal.

Agbangla, N. F., Audiffren, M., Pylouster, J., & Albinet, C. T. (2019). Mémoire de travail, charge cognitive et capacité cardiorespiratoire : Test du modèle CRUNCH par spectroscopie proche infrarouge. *Brain Sciences, 9*(2), 38. https://doi.org/10.3390/brainsci9020038

Agid Y. (1991). Parkinson's disease: pathophysiology. *Lancet (London, England)*, *337*(8753), 1321–1324. https://doi.org/10.1016/0140-6736(91)92989-f

Albert, M., Duffy, F. H., & Naeser, M. (1987). Nonlinear changes in cognition with age and their neuropsychologic correlates. *Canadian journal of psychology*, *41*(2), 141–157.

Alexander, G. E., DeLong, M. R., & Strick, P. L. (1986). Parallel organization of functionally segregated circuits linking basal ganglia and cortex. *Annual review of neuroscience*, *9*, 357–381. https://doi.org/10.1146/annurev.ne.09.030186.002041

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. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews, 35*(3), 715–728. https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2010.08.008

Al-Yahya, E., Johansen-Berg, H., Kischka, U., Zarei, M., Cockburn, J., & Dawes, H. (2016). Prefrontal cortex activation while walking under dual-task conditions in stroke: A multimodal imaging study. *Neurorehabilitation and Neural Repair, 30*(6), 591–599. https://doi.org/10.1177/1545968315613864

Al-Yahya, E., Mahmoud, W., Meester, D., Esser, P., & Dawes, H. (2019). Neural substrates of cognitive motor interference during walking: Peripheral and central mechanisms. *Frontiers in Human Neuroscience, 12*, 536. https://doi.org/10.3389/fnhum.2018.00536

Akyol, A. D. (2007). Falls in the elderly: What can be done? *International Nursing Review, 54*(2), 191-196. https://doi.org/10.1111/j.1466-7657.2007.00505.x

Anderson, J. S., Ferguson, M. A., Lopez-Larson, M., & Yurgelun-Todd, D. (2010). Topographic maps of multisensory attention. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, *107*(46), 20110–20114. https://doi.org/10.1073/pnas.1011616107

Angel, L., & Isingrini, M. (2015). Le vieillissement neurocognitif: Entre pertes et compensation [Neurocognitive aging: Deficits and compensation]. *L'Année Psychologique, 115*(2), 289–324. https://doi.org/10.4074/S0003503314000104

Arias, P., & Cudeiro, J. (2008). Effects of rhythmic sensory stimulation (auditory, visual) on gait in Parkinson's disease patients. *Experimental Brain Research, 186*(https://doi.org/10.1007/s00221-007-1263-y

Armstrong R. A. (2015). Oculo-Visual Dysfunction in Parkinson's Disease. *Journal of Parkinson's disease*, *5*(4), 715–726. https://doi.org/10.3233/JPD-150686

Asplund, C. L., Todd, J. J., Snyder, A. P., & Marois, R. (2010). A central role for the lateral prefrontal cortex in goal-directed and stimulus-driven attention. *Nature neuroscience*, *13*(4), 507–512. https://doi.org/10.1038/nn.2509

Azulay, J. P., Mesure, S., Amblard, B., Blin, O., Sangla, I., & Pouget, J. (1999). Visual control of locomotion in Parkinson's disease. *Brain: a journal of neurology*, *122 (Pt 1)*, 111–120. https://doi.org/10.1093/brain/122.1.111

Azulay, J. P., Mesure, S., & Blin, O. (2006). Influence of visual cues on gait in Parkinson's disease: Contribution to attention or sensory-perceptual dependence? *Journal of the Neurological Sciences, 248*(1-2), 192-195. https://doi.org/10.1016/j.jns.2006.05.034

Bäckman, L., Nyberg, L., Lindenberger, U., Li, S.-C., & Farde, L. (2006). The correlative triad among aging, dopamine, and cognition: Current status and future prospects. Neuroscience & Biobehavioral Reviews, 30(6), 791–807. https://doi.org/10.1016

Bäckman, L., Lindenberger, U., Li, S.-C., & Nyberg, L. (2010). Linking cognitive aging to alterations in dopamine neurotransmitter functioning: Recent data and future avenues. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews, 34*(5), 670–677. https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2009.12.008

Bäckman, L., & Nyberg, L. (2013). Dopamine and training-related working-memory improvement. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews, 37*(9, Part B), 2209–2219. https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2013.01.014

Baddeley A. (2010). Working memory. *Current biology : CB*, *20*(4), R136–R140. https://doi.org/10.1016/j.cub.2009.12.014

Baek, C. Y., Kim, H. D., Yoo, D. Y., Kang, K. Y., & Lee, J. W. (2023). Change in activity patterns in the prefrontal cortex in different phases during the dual-task walking in older adults. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, *20*(1), 86. https://doi.org/10.1186/s12984-023-01211-x

Baltadjieva, R., Giladi, N., Gruendlinger, L., Peretz, C., & Hausdorff, J. M. (2006). Marked alterations in the gait timing and rhythmicity of patients with de novo Parkinson's disease. *The European journal of neuroscience*, *24*(6), 1815–1820. https://doi.org/10.1111/j.1460-9568.2006.05033.x

Baltes P. B. (1993). The aging mind: potential and limits. *The Gerontologist*, *33*(5), 580–594. https://doi.org/10.1093/geront/33.5.580

Barrouillet P, & Camos V. (2007). The time-based resource-sharing model of working memory. *The Cognitive Neuroscience of Working Memory, 455*, 59-80.

https://doi.org/10.1093/acprof:oso/9780198570394.003.0004

Barrouillet, P., Bernardin, S., & Camos, V. (2004). Time constraints and resource sharing in adults' working memory spans. *Journal of experimental psychology. General*, *133*(1), 83–100. https://doi.org/10.1037/0096-3445.133.1.83

Bartels, A. L., & Leenders, K. L. (2009). Parkinson's disease: the syndrome, the pathogenesis and pathophysiology. *Cortex*, *45*(8), 915-921.https://doi.org/10.1016/j.cortex.2008.11.010.

Beauchet, O., & Berrut, G. (2006). Marche et double tâche: définition, intérêts et perspectives chez le sujet âgé [Gait and dual-task: definition, interest, and perspectives in the elderly]. *Psychologie & neuropsychiatrie du vieillissement*, *4*(3), 215–225.

Beauchet, O., Allali, G., Annweiler, C., Bridenbaugh, S., Assal, F., Kressig, R. W., & Herrmann, F. R. (2009). Gait variability among healthy adults: low and high stride-to-stride variability are both a reflection of gait stability. *Gerontology*, *55*(6), 702–706. https://doi.org/10.1159/000235905

Beauchet, O., Kressig, R. W., Najafi, B., Aminian, K., Dubost, V., & Mourey, F. (2003). Age-related decline of gait control under a dual-task condition. *Journal of the American Geriatrics Society*, *51*(8), 1187–1188. https://doi.org/10.1046/j.1532-5415.2003.51385.x

Beck, E. N., & Almeida, Q. J. (2017). Dopa-responsive balance changes depend on use of internal versus external attentional focus in Parkinson disease. *Physical Therapy, 97*(2), 208-216. https://doi.org/10.2522/ptj.20160217

Beurskens, R., & Bock, O. (2012). Age-related deficits of dual-task walking: a review. *Neural plasticity*, *2012*, 131608. https://doi.org/10.1155/2012/131608

Beurskens, R., Helmich, I., Rein, R., & Bock, O. (2014). Age-related changes in prefrontal activity during walking in dual-task situations: a fNIRS study. *International journal of psychophysiology : official journal of the International Organization of Psychophysiology*, *92*(3), 122–128. https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2014.03.005

Bharti, K., Suppa, A., Tommasin, S., Zampogna, A., Pietracupa, S., Berardelli, A., & Pantano, P. (2019). Neuroimaging advances in Parkinson's disease with freezing of gait: A systematic review. *NeuroImage. Clinical*, *24*, 102059. https://doi.org/10.1016/j.nicl.2019.102059

Bilney, B., Morris, M., & Webster, K. (2003). Concurrent related validity of the GAITRite walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait. *Gait & posture*, *17*(1), 68–74. https://doi.org/10.1016/s0966-6362(02)00053-x

Ble, A., Volpato, S., Zuliani, G., Guralnik, J. M., Bandinelli, S., Lauretani, F., Bartali, B., Maraldi, C., Fellin, R., & Ferrucci, L. (2005). Executive function correlates with walking speed in older persons: the InCHIANTI study. *Journal of the American Geriatrics Society*, *53*(3), 410–415. https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2005.53157.x

Bloem, BR, Grimbergen, YA, Cramer, M., Willemsen, M., & Zwinderman, AH (2001). Évaluation prospective des chutes dans la maladie de Parkinson. *Journal of neurology*, *248*, 950-958.

Bloem, B. R., Hausdorff, J. M., Visser, J. E., & Giladi, N. (2004). Falls and freezing of gait in Parkinson's disease: a review of two interconnected, episodic phenomena. *Movement disorders : official journal of the Movement Disorder Society*, *19*(8), 871–884. https://doi.org/10.1002/mds.20115

Bohnen, N. I., Kaufer, D. I., Hendrickson, R., Ivanco, L. S., Lopresti, B. J., Constantine, G. M., Mathis, C.hA., Davis, J. G., Moore, R. Y., & Dekosky, S. T. (2006). Cognitive correlates of cortical

cholinergic denervation in Parkinson's disease and parkinsonian dementia. *Journal of neurology*, *253*(2), 242–247. https://doi.org/10.1007/s00415-005-0971-0

Bohnen, N. I., & Albin, R. L. (2009). Cholinergic denervation occurs early in Parkinson disease. *Neurology*, *73*(4), 256–257. https://doi.org/10.1212/WNL.0b013e3181b0bd3d

Bohnen, N. I., Müller, M. L., Koeppe, R. A., Studenski, S. A., Kilbourn, M. A., Frey, K. A., & Albin, R. L. (2009). History of falls in Parkinson disease is associated with reduced cholinergic activity. *Neurology*, *73*(20), 1670–1676. https://doi.org/10.1212/WNL.0b013e3181c1ded6

Bohnen, N. I., Müller, M. L., Kotagal, V., Koeppe, R. A., Kilbourn, M. R., Gilman, S., Albin, R. L., & Frey, K. A. (2012). Heterogeneity of cholinergic denervation in Parkinson's disease without dementia. *Journal of cerebral blood flow and metabolism: official journal of the International Society of Cerebral Blood Flow and Metabolism*, *32*(8), 1609–1617. https://doi.org/10.1038/jcbfm.2012.60

Bohnen, N. I., Frey, K. A., Studenski, S., Kotagal, V., Koeppe, R. A., Scott, P. J., Albin, R. L., & Müller, M. L. (2013). Gait speed in Parkinson disease correlates with cholinergic degeneration. *Neurology*, *81*(18), 1611–1616. https://doi.org/10.1212/WNL.0b013e3182a9f558

Bohnen, N. I., Frey, K. A., Studenski, S., Kotagal, V., Koeppe, R. A., Constantine, G. M., ... & Müller, M. L. (2014). Extra-nigral pathological conditions are common in Parkinson's disease with freezing of gait: An in vivo positron emission tomography study. *Movement Disorders*, *29*(9), 1118-1124. https://doi.org/10.1002/mds.25929

Bollens, B., Crevecoeur, F., Detrembleur, C., Warlop, T., & Lejeune, T. M. (2014). Variability of human gait: effect of backward walking and dual-tasking on the presence of long-range autocorrelations. *Annals of biomedical engineering*, *42*(4), 742–750. https://doi.org/10.1007/s10439-013-0961-9

Bologna, M., Paparella, G., Fasano, A., Hallett, M., & Berardelli, A. (2020). Evolving concepts on bradykinesia. *Brain, 143*(3), 727–750. https://doi.org/10.1093/brain/awz344

Bond, J. M., & Morris, M. (2000). Goal-directed secondary motor tasks: their effects on gait in subjects with Parkinson disease. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *81*(1), 110–116. https://doi.org/10.1016/s0003-9993(00)90230-2

Bonelli, R. M., & Cummings, J. L. (2007). Frontal-subcortical circuitry and behavior. *Dialogues in clinical neuroscience*, *9*(2), 141–151. https://doi.org/10.31887/DCNS.2007.9.2/rbonelli

Bonetti, L. V., Hassan, S. A., Kasawara, K. T., & Reid, W. D. (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), 3123–3132. https://doi.org/10.1007/s00221-019-05659-z

Braak, H., Del Tredici, K., Rüb, U., de Vos, R. A., Jansen Steur, E. N., & Braak, E. (2003). Staging of brain pathology related to sporadic Parkinson's disease. *Neurobiology of aging*, *24*(2), 197–211. https://doi.org/10.1016/s0197-4580(02)00065-9

Brigadoi, S., Ceccherini, L., Cutini, S., Scarpa, F., Scatturin, P., Selb, J., Gagnon, L., Boas, D. A., & Cooper, R. J. (2014). Motion artifacts in functional near-infrared spectroscopy: A comparison of motion correction techniques applied to real cognitive data. *NeuroImage, 85*(Pt 1), 181–191.

Broeders, M., Velseboer, D. C., de Bie, R., Speelman, J. D., Muslimovic, D., Post, B., de Haan, R., & Schmand, B. (2013). Cognitive change in newly-diagnosed patients with Parkinson's disease: a

5-year follow-up study. *Journal of the International Neuropsychological Society : JINS*, *19*(6), 695–708. https://doi.org/10.1017/S1355617713000295

Brown, L. A., de Bruin, N., Doan, J. B., Suchowersky, O., & Hu, B. (2009). Novel challenges to gait in Parkinson's disease: the effect of concurrent music in single- and dual-task contexts. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *90*(9), 1578–1583. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.03.009

Burke, S. et Barnes, C. (2006). La plasticité neuronale dans le cerveau vieillissant. *Nature Reviews Neuroscience, 7* (1), 30–40. https://doi.org/10.1038/nrn1809

Cabeza, R., Daselaar, S. M., Dolcos, F., Prince, S. E., Budde, M., & Nyberg, L. (2004). Task-independent

and Task-specific Age Effects on Brain Activity during Working Memory, Visual Attention and Episodic Retrieval. *Cerebral Cortex*, *14*(4), 364-375. https://doi.org/10.1093/cercor/bhg133

Cabeza R. (2002). Hemispheric asymmetry reduction in older adults: the HAROLD model. *Psychology and aging*, *17*(1), 85–100. https://doi.org/10.1037//0882-7974.17.1.85

Calso, C., Besnard, J., & Allain, P. (2016). Le vieillissement normal des fonctions cognitives frontales. *Gériatrie et Psychologie Neuropsychiatrie du Vieillissement, 14*(1), 77-85.

https://doi.org /10.1684/pnv.2016.0586

Camicioli, R., Oken, B. S., Sexton, G., Kaye, J. A., & Nutt, J. G. (1998). Verbal fluency task affects gait in Parkinson's disease with motor freezing. *Journal of geriatric psychiatry and neurology*, *11*(4), 181–185. https://doi.org/10.1177/089198879901100403

Camos, V., Johnson, M., Loaiza, V., Portrat, S., Souza, A., & Vergauwe, E. (2018). What is attentional refreshing in working memory?. *Annals of the New York Academy of Sciences*, *1424*(1), 19–32. https://doi.org/10.1111/nyas.13616

Cappell, K. A., Gmeindl, L., & Reuter-Lorenz, P. A. (2010). Age differences in prefontal recruitment during verbal working memory maintenance depend on memory load. *Cortex; a journal devoted to the study of the nervous system and behavior*, *46*(4), 462–473. https://doi.org/10.1016/j.cortex.2009.11.009

Carp, J., Gmeindl, L., & 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*, 217. https://doi.org/10.3389/fnhum.2010.00217

Carriere, J. S. A., Cheyne, J. A., Solman, G. J. F., & Smilek, D. (2010). Age trends for failures of sustained attention. *Psychology and Aging, 25*(3), 569–574. https://doi.org /10.1037/a0019363

Chee, R., Murphy, A., Danoudis, M., Georgiou-Karistianis, N., & Iansek, R. (2009). Gait freezing in Parkinson's disease and the stride length sequence effect interaction. *Brain: a journal of neurology*, *132*(Pt 8), 2151–2160. https://doi.org/10.1093/brain/awp053

Chiviacowsky, S., Wulf, G., & Wally, R. (2010). An external focus of attention enhances balance learning in older adults. *Gait & Posture, 32*(4), 572-575. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.08.004

Christoff, K., Keramatian, K., Gordon, A. M., Smith, R., & Mädler, B. (2009). Prefrontal organization of cognitive control according to levels of abstraction. *Brain research*, *1286*, 94-105.

Christoff, K., Irving, Z. C., Fox, K. C., Spreng, R. N., & Andrews-Hanna, J. R. (2016). Mind-wandering as spontaneous thought: A dynamic framework. *Nature Reviews Neuroscience, 17*(11), 718-731. https://doi.org/10.1038/nrn.2016.113

Chopra, S., Shaw, M., Shaw, T., Sachdev, P. S., Anstey, K. J., & Cherbuin, N. (2018). More highly myelinated white matter tracts are associated with faster processing speed in healthy adults. *NeuroImage*, *171*, 332-340. https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2017.12.069

Clark, D. J., Christou, E. A., Ring, S. A., Williamson, J. B., & Doty, L. (2014). Enhanced somatosensory feedback reduces prefrontal cortical activity during walking in older adults. *Journals of Gerontology Series A: Biomedical Sciences and Medical Sciences*, *69*(11), 1422-1428.Cohen, J. (1992). A power primer. *Psychological Bulletin, 112*(1), 155-159. https://doi.org/10.1037//0033-2909.112.1.155

Christoff, K., Gordon, A. M., Smallwood, J., Smith, R., & Schooler, J. W. (2009). Experience sampling during fMRI reveals default network and executive system contributions to mind wandering. *Proceedings of the National Academy of Sciences, 106*(21), 8719-8724. https://doi.org/10.1073/pnas.0900234106

Cohen, J. (1992). Things I have learned (so far). In *Annual Convention of the American Psychological Association, 98th, Aug, 1990, Boston, MA, US; Presented at the aforementioned conference.*. American Psychological Association.

Colcombe, S., & Kramer, A. F. (2003). Fitness effects on the cognitive function of older adults: a meta-analytic study. *Psychological science*, *14*(2), 125–130. https://doi.org/10.1111/1467-9280.t01-1-01430

Collette, F., & Salmon, E. (2014a). Les modifications du fonctionnement exécutif dans le vieillissement normal. Psychologie Française, 59(1), 41-58.

https://doi.org /10.1016/j.psfr.2013.03.006

Collette, F. et Salmon, E. (2014b). Fonctionnement exécutif et réseaux cérébraux. *Revue de neuropsychologie*, 6, 256-266. https://doi.org/10.1684/nrp.2014.0321

Collette, F., Germain, S., Hogge, M., & Van der Linden, M. (2009). Inhibitory control of memory in normal ageing: dissociation between impaired intentional and preserved unintentional processes. *Memory (Hove, England)*, *17*(1), 104–122. https://doi.org/10.1080/09658210802574146

Conway, K. A., Lee, S. J., Rochet, J. C., Ding, T. T., Williamson, R. E., & Lansbury, P. T., Jr (2000a). Acceleration of oligomerization, not fibrillization, is a shared property of both alpha-synuclein mutations linked to early-onset Parkinson's disease: implications for pathogenesis and therapy. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, *97*(2), 571–576. https://doi.org/10.1073/pnas.97.2.571

Conway, K. A., Harper, J. D., & Lansbury, P. T., Jr (2000b). Fibrils formed in vitro from alpha-synuclein and two mutant forms linked to Parkinson's disease are typical amyloid. *Biochemistry*, *39*(10), 2552–2563. https://doi.org/10.1021/bi991447r

Cools, R., & Robbins, T. W. (2004). Chemistry of the adaptive mind. *Philosophical transactions. Series A, Mathematical, physical, and engineering sciences*, *362*(1825), 2871–2888. https://doi.org/10.1098/rsta.2004.1468

Coon, E. A., Cutsforth-Gregory, J. K., & Benarroch, E. E. (2018). Neuropathology of autonomic dysfunction in synucleinopathies. *Movement disorders : official journal of the Movement Disorder Society*, *33*(3), 349–358. https://doi.org/10.1002/mds.27186

Cooper, J. A., Sagar, H. J., Tidswell, P., & Jordan, N. (1994). Slowed central processing in simple and go/no-go reaction time tasks in Parkinson's disease. *Brain : a journal of neurology*, *117 (Pt 3)*, 517–529. https://doi.org/10.1093/brain/117.3.517

Corbetta, M., Miezin, F. M., Shulman, G. L., & Petersen, S. E. (1993). A PET study of visuospatial attention. *The Journal of neuroscience: the official journal of the Society for Neuroscience*, *13*(3), 1202–1226. https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.13-03-01202.1993

Corbetta, M., & Shulman, G. L. (2002). Control of goal-directed and stimulus-driven attention in the brain. *Nature reviews. Neuroscience*, *3*(3), 201–215. https://doi.org/10.1038/nrn755

Coslett H. B. (1998). Evidence for a disturbance of the body schema in neglect. *Brain and cognition*, *37*(3), 527–544. https://doi.org/10.1006/brcg.1998.1011

Coupé, P., Catheline, G., Lanuza, E., Manjón, J. V., & Alzheimer's Disease Neuroimaging Initiative (2017). Towards a unified analysis of brain maturation and aging across the entire lifespan: A MRI analysis. *Human brain mapping*, *38*(11), 5501–5518. https://doi.org/10.1002/hbm.23743

Cowan, N. (1999) An Embedded Process Model of Working Memory. In: Miyake, A. and Shah, P., Eds., Models of Working Memory: Mechanisms of Active Maintenance and Executive Control, Cambridge University Press, Cambridge, 62-101. https://doi.org/10.1017/CBO9781139174909.006

Cowan, N., Elliott, E. M., Scott Saults, J., Morey, C. C., Mattox, S., Hismjatullina, A., & Conway, A. R. (2005). On the capacity of attention: its estimation and its role in working memory and cognitive aptitudes. *Cognitive psychology*, *51*(1), 42–100. https://doi.org/10.1016/j.cogpsych.2004.12.001

Cowan N. (2014). Working Memory Underpins Cognitive Development, Learning, and Education. *Educational Psychology* Review, *26*(2), 197-223. https://doi.org/10.1007/s10648-013-9246-y

Craik, FIM (1986). Une explication fonctionnelle des différences de mémoire liées à l'âge. Dans F. Klix et H. Hagendorf (éd.), *Mémoire humaine et capacités cognitives : mécanismes et performances, partie A*(pp.409-22). Amsterdam : Elsevier

Cramer, S. C., Sur, M., Dobkin, B. H., O'Brien, C., Sanger, T. D., Trojanowski, J. Q., Rumsey, J. M., Hicks, R., Cameron, J., Chen, D., Chen, W. G., Cohen, L. G., deCharms, C., Duffy, C. J., Eden, G. F., Fetz, E. E., Filart, R., Freund, M., Grant, S. J., Haber, S., … Vinogradov, S. (2011). Harnessing neuroplasticity for clinical applications. *Brain : a journal of neurology*, *134*(Pt 6), 1591–1609. https://doi.org/10.1093/brain/awr039

Cui, X., Bray, S., & Reiss, A. L. (2010). Functional near infrared spectroscopy (NIRS) signal improvement based on negative correlation between oxygenated and deoxygenated hemoglobin dynamics. *Neuroimage*, *49*(4), 3039-3046.

Cummings J. L. (1995). Anatomic and behavioral aspects of frontal-subcortical circuits. *Annals of the New York Academy of Sciences*, *769*, 1–13. https://doi.org/10.1111/j.1749-6632.1995.tb38127.x

Cunnington, R., Iansek, R., & Bradshaw, J. L. (1999). Movement-related potentials in Parkinson's disease: external cues and attentional strategies. *Movement disorders : official journal of the Movement Disorder Society*, *14*(1), 63–68. https://doi.org/10.1002/1531-8257(199901)14:1<63::aid-mds1012>3.0.co;2-v

Curtis, C. E., & D'Esposito, M. (2003). Persistent activity in the prefrontal cortex during working memory. *Trends in cognitive sciences*, *7*(9), 415–423. https://doi.org/10.1016/s1364-6613(03)00197-9

Cutlip, R. G., Mancinelli, C., Huber, F., & DiPasquale, J. (2000). Evaluation of an instrumented walkway for measurement of the kinematic parameters of gait. *Gait & posture*, *12*(2), 134–138. https://doi.org/10.1016/s0966-6362(00)00062-x

Curtze, C., Nutt, J. G., Carlson-Kuhta, P., Mancini, M., & Horak, F. B. (2015). Levodopa is a double-edged sword for balance and gait in people with Parkinson's disease. *Movement Disorders, 30*(10), 1361-1370. https://doi.org/10.1002/mds.26269

Dam, M., Tonin, P., Casson, S., Bracco, F., Piron, L., Pizzolato, G., & Battistin, L. (1996). Effets de la physiothérapie conventionnelle et sensorielle sur l'invalidité des patients atteints de la maladie de Parkinson. *Advances in Neurology*, *69*, 551–555.

Damm, L., Varoqui, D., Cochen De Cock, V., Dalla Bella, S., & Bardy, B. (2020). Why do we move to the beat? A multi-scale approach, from physical principles to brain dynamics. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *112*, 553-584. https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2019.12.024

Davis, S. W., Dennis, N. A., Daselaar, S. M., Fleck, M. S., & Cabeza, R. (2008). Que PASA? The posterior-anterior shift in aging. *Cerebral cortex (New York, N.Y. : 1991)*, *18*(5), 1201–1209. https://doi.org/10.1093/cercor/bhm155

De Beni, R., & Palladino, P. (2004). Decline in working memory updating through ageing : Intrusion error analyses. *Memory*, *12*(1), 75-89. https://doi.org/10.1080/09658210244000568

De Bruin, N., Doan, J. B., Turnbull, G., Suchowersky, O., Bonfield, S., Hu, B., & Brown, L. A. (2010). Walking with Music Is a Safe and Viable Tool for Gait Training in Parkinson' s Disease: The Effect of a 13-Week Feasibility Study on Single and Dual Task Walking. *Parkinson's disease*, *2010*(1), 483530.

De Jaeger, C., & Cherin, P. (2011). Les théories du vieillissement. *Médecine et longévité, 3*, 155-174. https://doi.org/10.1016/j.mlong.2011.10.001

De Melker Worms, J. L. A., Stins, J. F., van Wegen, E. E. H., Verschueren, S. M. P., Beek, P. J., & Loram, I. D. (2017). Effects of attentional focus on walking stability in elderly. *Gait & posture*, *55*, 94–99. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.03.031

De Souza Fortaleza, A. C., Mancini, M., Carlson-Kuhta, P., King, L. A., Nutt, J. G., Chagas, E. F., ... & Horak, F. B. (2017). Dual task interference on postural sway, postural transitions and gait in people with Parkinson's disease and freezing of gait. *Gait & posture*, *56*, 76-81. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.05.006

Dehaene, S., & Cohen, L. (1995). Toward an Anatomical and Functional Model of Number Processing. *Mathematical Cognition, 1,* 83-120.

Dehaene, S., Piazza, M., Pinel, P., & Cohen, L. (2003). Three parietal circuits for number processing. *Cognitive neuropsychology*, *20*(3), 487–506. https://doi.org/10.1080/02643290244000239

Del Tredici, K., & Braak, H. (2016). Review: Sporadic Parkinson's disease: development and distribution of α-synuclein pathology. *Neuropathology and applied neurobiology*, *42*(1), 33–50. https://doi.org/10.1111/nan.12298

Dennis, N. A., & Cabeza, R. (2008). Neuroimaging of healthy cognitive aging. In F. I. M. Craik & T. A. Salthouse (Eds.), *The handbook of aging and cognition* (3rd ed., pp. 1–54). Psychology Press

Desgranges, B., Kalpouzos, G., & Eustache, F. (2008). Imagerie cérébrale du vieillissement normal : contraste avec la maladie d'Alzheimer [Cerebral imaging in healthy aging: contrast with Alzheimer disease]. *Revue neurologique*, *164 Suppl 3*, S102–S107. https://doi.org/10.1016/S0035-3787(08)73299-5

Dietz V. (2003). Spinal cord pattern generators for locomotion. *Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, *114*(8), 1379–1389. https://doi.org/10.1016/s1388-2457(03)00120-2

Dirnberger, G., & Jahanshahi, M. (2013). Executive dysfunction in Parkinson's disease: a review. *Journal of neuropsychology*, *7*(2), 193–224. https://doi.org/10.1111/jnp.12028

Dreher, J. C., & Grafman, J. (2003). Dissociating the roles of the rostral anterior cingulate and the lateral prefrontal cortices in performing two tasks simultaneously or successively. *Cerebral cortex (New York, N.Y. : 1991)*, *13*(4), 329–339. https://doi.org/10.1093/cercor/13.4.329

Dickson, D. W., Braak, H., Duda, J. E., Duyckaerts, C., Gasser, T., Halliday, G. M., Hardy, J., Leverenz, J. B., Del Tredici, K., Wszolek, Z. K., & Litvan, I. (2009). Neuropathological assessment of Parkinson's disease: refining the diagnostic criteria. *The Lancet. Neurology*, *8*(12), 1150–1157. https://doi.org/10.1016/S1474-4422(09)70238-8

Dubois, B., & Pillon, B. (1997). Cognitive deficits in Parkinson's disease. *Journal of neurology*, *244*(1), 2–8. https://doi.org/10.1007/pl00007725

Dujardin, K., Tard, C., Duhamel, A., Delval, A., Moreau, C., Devos, D., & Defebvre, L. (2013). The pattern of attentional deficits in Parkinson's disease. *Parkinsonism & related disorders*, *19*(3), 300–305. https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2012.11.001

Dujardin K. (2020). Troubles cognitifs. Dans Defebvre L. et Vérin M., *La maladie de Parkinson* (4e ed, 91-104). Elsevior Masson France

Duysens, J., & Van de Crommert HW (1998). Neural control of locomotion; The central pattern generator from cats to humans. *Gait & posture*, *7*(2), 131–141. https://doi.org/10.1016/s0966-6362(97)00042-8

Eldemir, S., Eldemir, K., Saygili, F., Ozkul, C., Yilmaz, R., Akbostancı, M. C., & Guclu-Gunduz, A. (2024). The effects of standard and modified LSVT BIG therapy protocols on balance and gait in Parkinson's disease: A randomized controlled trial. *Brain and Behavior*. https://doi.org/10.1002/brb3.3458

Elgh, E., Domellöf, M., Linder, J., Edström, M., Stenlund, H., & Forsgren, L. (2009). Cognitive function in early Parkinson's disease: a population-based study. *European journal of neurology*, *16*(12), 1278–1284. https://doi.org/10.1111/j.1468-1331.2009.02707.x

Emre M. (2003). Dementia associated with Parkinson's disease. *The Lancet. Neurology*, *2*(4), 229–237. https://doi.org/10.1016/s1474-4422(03)00351-x

Erixon-Lindroth, N., Farde, L., Wahlin, T. B., Sovago, J., Halldin, C., & Bäckman, L. (2005). The role of the striatal dopamine transporter in cognitive aging. *Psychiatry research*, *138*(1), 1–12. https://doi.org/10.1016/j.pscychresns.2004.09.005

Etienne, V., Marin-Lamellet, C., & Laurent, B. (2008). Évolution du contrôle exécutif au cours du vieillissement normal. *Revue Neurologique*, *164*(12), 1010-1017. https://doi.org/10.1016/j.neurol.2008.03.021

Fan, J., McCandliss, B. D., Sommer, T., Raz, A., & Posner, M. I. (2002). Testing the efficiency and independence of attentional networks. *Journal of cognitive neuroscience*, *14*(3), 340–347. https://doi.org/10.1162/089892902317361886

Farid, L., Jacobs, D., Moreau, C., Baille, G., & Jacobs, S. (2020). Évaluation à domicile de la marche chez les patients parkinsoniens à l'aide de semelles connectées. *Revue d'Épidémiologie et de Santé Publique, 68*(Supp 2)S79. https://doi.org/10.1016/j.respe.2020.04.032

Farid, L., Jacobs, D., Do Santos, J., Simon, O., Gracies, J. M., & Hutin, E. (2021). FeetMe® Monitor-connected insoles are a valid and reliable alternative for the evaluation of gait speed after stroke. *Topics in stroke rehabilitation*, *28*(2), 127–134. https://doi.org/10.1080/10749357.2020.1792717

Fasano, A., Canning, C. G., Hausdorff, J. M., Lord, S., & Rochester, L. (2017). Falls in Parkinson's disease: A complex and evolving picture. *Movement disorders: official journal of the Movement Disorder Society*, *32*(11), 1524–1536. https://doi.org/10.1002/mds.27195

Feng, H., Jiang, Y., Lin, J., Qin, W., Jin, L., & Shen, X. (2023). Cortical activation and functional connectivity during locomotion tasks in Parkinson's disease with freezing of gait. *Frontiers in aging neuroscience*, *15*, 1068943. https://doi.org/10.3389/fnagi.2023.1068943

Ferrel-Chapus, C., & Tahej, P.K. (2010). Processus attentionnels et apprentissage moteur. *Science & Motricité, 71*:71–83. https://doi.org/10.1051/sm/2009006

Ferrari, M., Mottola, L., & Quaresima, V. (2004). Principles, techniques, and limitations of near infrared spectroscopy. *Canadian journal of applied physiology = Revue canadienne de physiologie appliquee*, *29*(4), 463–487. https://doi.org/10.1139/h04-031

Fisk, J. E., & Sharp, C. A. (2004). Age-related impairment in executive functioning: updating, inhibition, shifting, and access. *Journal of clinical and experimental neuropsychology*, *26*(7), 874–890. https://doi.org/10.1080/13803390490510680

Fox, C., Ebersbach, G., Ramig, L., & Sapir, S. (2012). LSVT LOUD and LSVT BIG: Behavioral Treatment Programs for Speech and Body Movement in Parkinson Disease. Parkinson's disease, 2012, 391946. https://doi.org/10.1155/2012/391946

Fox, S. H., Katzenschlager, R., Lim, S. Y., Barton, B., de Bie, R. M. A., Seppi, K., Coelho, M., Sampaio, C., & Movement Disorder Society Evidence-Based Medicine Committee (2018). International Parkinson and movement disorder society evidence-based medicine review: Update on treatments for the motor symptoms of Parkinson's disease. *Movement disorders : official journal of the Movement Disorder Society*, *33*(8), 1248–1266. https://doi.org/10.1002/mds.27372

Fraser, S. A., Dupuy, O., Pouliot, P., Lesage, F., & Bherer, L. (2016). Comparable Cerebral Oxygenation Patterns in Younger and Older Adults during Dual-Task Walking with Increasing Load. *Frontiers in aging neuroscience*, *8*, 240. https://doi.org/10.3389/fnagi.2016.00240

Freire Júnior, R. C., Porto, J. M., Marques, N. R., Magnani, P. E., & Abreu, D. C. (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*, 146–152. https://doi.org/10.1016/j.humov.2016.12.004

Frenkel-Toledo, S., Giladi, N., Peretz, C., Herman, T., Gruendlinger, L., & Hausdorff, J. M. (2005). Treadmill walking as an external pacemaker to improve gait rhythm and stability in Parkinson's disease. *Movement disorders : official journal of the Movement Disorder Society*, *20*(9), 1109–1114. https://doi.org/10.1002/mds.20507

Friedman, N. P., & Robbins, T. W. (2022). The role of prefrontal cortex in cognitive control and executive function. *Neuropsychopharmacology: official publication of the American College of Neuropsychopharmacology*, *47*(1), 72–89. https://doi.org/10.1038/s41386-021-01132-0

Galletly, R., & Brauer, S. G. (2005). Does the type of concurrent task affect preferred and cued gait in people with Parkinson's disease? *Australian Journal of Physiotherapy, 51*(3), 175–180. https://doi.org/10.1016/S0004-9514(05)70024-6

Garcia-Diaz, A. I., Segura, B., Baggio, H. C., Uribe, C., Campabadal, A., Abos, A., Marti, M. J., Valldeoriola, F., Compta, Y., Bargallo, N., & Junque, C. (2018). Cortical thinning correlates of changes in visuospatial and visuoperceptual performance in Parkinson's disease: A 4-year follow-up. *Parkinsonism & related disorders*, *46*, 62–68. https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2017.11.003

Garzo, A., Silva, P. A., Garay-Vitoria, N., Hernandez, E., Cullen, S., Cochen De Cock, V., ... & Villing, R. (2018). Design and development of a gait training system for Parkinson's disease. *PLoS One*, *13*(11), e0207136.

Gasca-Salas, C., Estanga, A., Clavero, P., Aguilar-Palacio, I., González-Redondo, R., Obeso, J. A., & Rodríguez-Oroz, M. C. (2014). Longitudinal assessment of the pattern of cognitive decline in non-demented patients with advanced Parkinson's disease. *Journal of Parkinson's disease*, *4*(4), 677–686. https://doi.org/10.3233/JPD-140398

Gérin-Lajoie, M., Richards, C. L., & McFadyen, B. J. (2005). The negotiation of stationary and moving obstructions during walking: anticipatory locomotor adaptations and preservation of personal space. *Motor control*, *9*(3), 242–269. https://doi.org/10.1123/mcj.9.3.242

Ghai, S., Ghai, I., Schmitz, G., & Effenberg, A. O. (2018). Effect of rhythmic auditory cueing on Parkinsonian gait: A systematic review and meta-analysis. *Scientific Reports*, *8*(1), 506. https://doi.org/10.1038/s41598-017-16232-5

Giladi, N., & Nieuwboer, A. (2008). Understanding and treating freezing of gait in parkinsonism, proposed working definition, and setting the stage. *Movement disorders : official journal of the Movement Disorder Society*, *23 Suppl 2*, S423–S425. https://doi.org/10.1002/mds.21927

Ginis, P., Heremans, E., Ferrari, A., Dockx, K., Canning, C. G., & Nieuwboer, A. (2017). Prolonged Walking with a Wearable System Providing Intelligent Auditory Input in People with Parkinson's Disease. *Frontiers in neurology*, *8*, 128. https://doi.org/10.3389/fneur.2017.00128

Girard, C., Bastelica, T., Léone, J., Epinat-Duclos, J., Longo, L., & Prado, J. (2022). Nurturing the Mathematical Brain: Home Numeracy Practices Are Associated With Children's Neural Responses to Arabic Numerals. *Psychological Science, 33*(2), 196-211. https://doi.org/10.1177/09567976211034498

Glickstein, M., & Stein, J. (1991). Paradoxical movement in Parkinson's disease. *Trends in neurosciences*, *14*(11), 480–482. https://doi.org/10.1016/0166-2236(91)90055-y

Goedert, M., Spillantini, M. G., Del Tredici, K., & Braak, H. (2013). 100 years of Lewy pathology. *Nature reviews. Neurology*, *9*(1), 13–24. https://doi.org/10.1038/nrneurol.2012.242

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 geriatrics*, *21*(1), 510. https://doi.org/10.1186/s12877-021-02464-8

Gopher, D., & Donchin, E. (1986). Workload: An examination of the concept. In K. R. Boff, L. Kaufman, & J. P. Thomas (Eds.), *Handbook of perception and human performance, Vol. 2. Cognitive processes and performance* (pp. 1–49). John Wiley & Sons.

Grady, C. L., Maisog, J. M., Horwitz, B., Ungerleider, L. G., Mentis, M. J., Salerno, J. A., Pietrini, P., Wagner, E., & Haxby, J. V. (1994). Age-related changes in cortical blood flow activation during visual processing of faces and location. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*, *14*(3 Pt 2), 1450–1462. https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.14-03-01450.1994

Gramigna, V., Pellegrino, G., Cerasa, A., Cutini, S., Vasta, R., Olivadese, G., Martino, I., & Quattrone, A. (2017). Near-Infrared Spectroscopy in Gait Disorders: Is It Time to Begin?. *Neurorehabilitation and neural repair*, *31*(5), 402–412. https://doi.org/10.1177/1545968317693304

Graybiel A. M. (2008). Habits, rituals, and the evaluative brain. *Annual review of neuroscience*, *31*, 359–387. https://doi.org/10.1146/annurev.neuro.29.051605.112851

Greffard, S., Verny, M., Bonnet, A. M., Beinis, J. Y., Gallinari, C., Meaume, S., Piette, F., Hauw, J. J., & Duyckaerts, C. (2006). Motor score of the Unified Parkinson Disease Rating Scale as a good predictor of Lewy body-associated neuronal loss in the substantia nigra. *Archives of neurology*, *63*(4), 584–588. https://doi.org/10.1001/archneur.63.4.584

Grimbergen, Y. A., Munneke, M., & Bloem, B. R. (2004). Falls in Parkinson's disease. *Current opinion in neurology*, *17*(4), 405–415. https://doi.org/10.1097/01.wco.0000137530.68867.93

Grossman, M., Cooke, A., DeVita, C., Alsop, D., Detre, J., Chen, W., & Gee, J. (2002). Age-related changes in working memory during sentence comprehension: an fMRI study. *NeuroImage*, *15*(2), 302–317. https://doi.org/10.1006/nimg.2001.0971

Guerreiro, M. J., Murphy, D. R., & Van Gerven, P. W. (2010). The role of sensory modality in age-related distraction: a critical review and a renewed view. *Psychological bulletin*, *136*(6), 975–1022. https://doi.org/10.1037/a0020731

Guerreiro, M. J., Adam, J. J., & Van Gerven, P. W. (2012). Automatic selective attention as a function of sensory modality in aging. *The journals of gerontology. Series B, Psychological sciences and social sciences*, *67*(2), 194–202. https://doi.org/10.1093/geronb/gbr090

Guttmann, C. R., Jolesz, F. A., Kikinis, R., Killiany, R. J., Moss, M. B., Sandor, T., & Albert, M. S. (1998). White matter changes with normal aging. *Neurology*, *50*(4), 972–978. https://doi.org/10.1212/wnl.50.4.972

Gunning-Dixon, F. M., & Raz, N. (2003). Neuroanatomical correlates of selected executive functions in middle-aged and older adults: a prospective MRI study. *Neuropsychologia*, *41*(14), 1929–1941. https://doi.org/10.1016/s0028-3932(03)00129-5

Hahn, S., & Kramer, A. F. (1995). Attentional flexibility and aging: you don't need to be 20 years of age to split the beam. *Psychology and aging*, *10*(4), 597–609. https://doi.org/10.1037//0882-7974.10.4.597

Hall, C. D., Echt, K. V., Wolf, S. L., & Rogers, W. A. (2011). Cognitive and motor mechanisms underlying older adults' ability to divide attention while walking. *Physical therapy*, *91*(7), 1039–1050. https://doi.org/10.2522/ptj.20100114

Hamacher, D., Herold, F., Wiegel, P., Hamacher, D., & Schega, L. (2015). Brain activity during walking: A systematic review. *Neuroscience and biobehavioral reviews*, *57*, 310–327. https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2015.08.002

Hamasaki, A., Akazawa, N., Yoshikawa, T., Myoenzono, K., Tagawa, K., & Maeda, S. (2018). Age-Related Declines in Executive Function and Cerebral Oxygenation Hemodynamics. *The Tohoku journal of experimental medicine*, *245*(4), 245–250. https://doi.org/10.1620/tjem.245.245

Harada, T., Miyai, I., Suzuki, M., & Kubota, K. (2009). Gait capacity affects cortical activation patterns related to speed control in the elderly. *Experimental brain research*, *193*(3), 445–454. https://doi.org/10.1007/s00221-008-1643-y

Harada, C. N., Natelson Love, M. C., & Triebel, K. L. (2013). Normal cognitive aging. *Clinics in geriatric medicine*, *29*(4), 737–752. https://doi.org/10.1016/j.cger.2013.07.002.

Harrivel, A. R., Weissman, D. H., Noll, D. C., & Peltier, S. J. (2013). Monitoring attentional state with fNIRS. *Frontiers in Human Neuroscience, 7*, 861. https://doi.org/10.3389/fnhum.2013.00861

Hart, S. G., & Staveland, L. E. (1988). Development of NASA-TLX (Task Load Index): Results of empirical and theoretical research. *Advances in Psychology, 52*, 139-183. https://doi.org/10.1016/S0166-4115(08)62386-9

Hasher, L., & Zacks, R. T. (1988). Working memory, comprehension, and aging: A review and a new view. In G. H. Bower (Ed.), *The psychology of learning and motivation* (Vol. 2, pp. 193-225). Academic Press.

Hausdorff, J. M., Balash, J., & Giladi, N. (2003). Effects of cognitive challenge on gait variability in patients with Parkinson's disease. *Journal of Geriatric Psychiatry and Neurology, 16*(1), 53-58. https://doi.org/10.1177/0891988702250580

Hausdorff, J. M. (2005). Gait variability: Methods, modeling and meaning. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, 2*, 19. https://doi.org/10.1186/1743-0003-2-19

Hausdorff J. M. (2007). Gait dynamics, fractals and falls: finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking. *Human movement science*, *26*(4), 555–589. https://doi.org/10.1016/j.humov.2007.05.003

Hausdorff, J. M., Lowenthal, J., Herman, T., Gruendlinger, L., Peretz, C., & Giladi, N. (2007). Rhythmic auditory stimulation modulates gait variability in Parkinson's disease. *European Journal of Neuroscience, 26*(8), 2369-2375. https://doi.org/10.1111/j.1460-9568.2007.05810.x

Hausdorff, J. M., Schweiger, A., Herman, T., Yogev-Seligmann, G., & Giladi, N. (2008). Dual-task decrements in gait: Contributing factors among healthy older adults. *The Journals of Gerontology: Series A, 63*(12), 1335-1343. https://doi.org/10.1093/gerona/63.12.1335

Hausdorff J. M. (2009). Gait dynamics in Parkinson's disease: common and distinct behavior among stride length, gait variability, and fractal-like scaling. *Chaos (Woodbury, N.Y.)*, *19*(2), 026113. https://doi.org/10.1063/1.3147408

Hawkins, K. A., Fox, E. J., Daly, J. J., Rose, D. K., Christou, E. A., McGuirk, T. E., Otzel, D. M., Butera, K. A., Chatterjee, S. A., & Clark, D. J. (2018). Prefrontal over-activation during walking in people with mobility deficits: Interpretation and functional implications. *Human Movement Science, 59*, 46-55. https://doi.org/10.1016/j.humov.2018.03.010

He, S., Fang, W., Wu, J., Lv, H., Zhang, J., Wang, T., Huang, Y., Li, G., & Li, M. (2023). Whether mindfulness-guided therapy can be a new direction for the rehabilitation of patients with Parkinson's disease: A network meta-analysis of non-pharmacological alternative motor-/sensory-based interventions. *Frontiers in Psychology*. https://doi.org/10.3389/fpsyg.2023.1162574

Head, H., & Holmes, G. (1911). Sensory disturbances from cerebral lesions. *Brain, 34*(2-3), 102-254. https://doi.org/10.1093/brain/34.2-3.102

Heinzel, S., Maechtel, M., Hasmann, S. E., Hobert, M. A., Heger, T., Berg, D., & Maetzler, W. (2016). Motor dual-tasking deficits predict falls in Parkinson's disease: A prospective study. *Parkinsonism & related disorders*, *26*, 73–77. https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2016.03.007

Heremans, E., Nieuwboer, A., & Vercruysse, S. (2013). Freezing of gait in Parkinson's disease: where are we now?. *Current neurology and neuroscience reports*, *13*(6), 350. https://doi.org/10.1007/s11910-013-0350-7

Herman, T., Mirelman, A., Giladi, N., Schweiger, A., & Hausdorff, J. M. (2010). Executive control deficits as a prodrome to falls in healthy older adults: A prospective study linking thinking, walking, and falling. *The Journals of Gerontology: Series A, Biological Sciences and Medical Sciences, 65*(10), 1086-1092. https://doi.org/10.1093/gerona/glq077

Herrmann, M. J., Woidich, E., Schreppel, T., Pauli, P., & Fallgatter, A. J. (2008). Brain activation for alertness measured with functional near infrared spectroscopy (fNIRS). *Psychophysiology, 45*(3), 480-486. https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.2007.00633.x

Herssens, N., Verbecque, E., Hallemans, A., Vereeck, L., Van Rompaey, V., & Saeys, W. (2018). Do spatiotemporal parameters and gait variability differ across the lifespan of healthy adults? A systematic review. *Gait & Posture, 64*, 181-190. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.06.012

Herold, F., Wiegel, P., Scholkmann, F., Thiers, A., Hamacher, D., & Schega, L. (2017). Functional near-infrared spectroscopy in movement science: A systematic review on cortical activity in postural and walking tasks. *Neurophotonics, 4*(4), 041403. https://doi.org/10.1117/1.NPh.4.4.041403

Herold, F., Wiegel, P., Scholkmann, F., & Müller, N. G. (2018). Applications of Functional Near-Infrared Spectroscopy (fNIRS) Neuroimaging in Exercise¯Cognition Science: A Systematic, Methodology-Focused Review. *Journal of clinical medicine*, *7*(12), 466. https://doi.org/10.3390/jcm7120466

Hikosaka, O., Nakahara, H., Rand, M. K., Sakai, K., Lu, X., Nakamura, K., Miyachi, S., & Doya, K. (1999). Parallel neural networks for learning sequential procedures. *Trends in neurosciences*, *22*(10), 464–471. https://doi.org/10.1016/s0166-2236(99)01439-3

Hill, A., Bohil, C., Lewis, J., & Neider, M. (2013). Prefrontal Cortex Activity During Walking While Multitasking: An fNIR Study. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, *57*(1), 1224-1228. https://doi.org/10.1177/1541931213571272

Hoang, I., Ranchet, M., Derollepot, R., Moreau, F., & Paire-Ficout, L. (2020). Measuring the Cognitive Workload During Dual-Task Walking in Young Adults : A Combination of Neurophysiological and Subjective Measures. Frontiers in Human Neuroscience, 14. https://doi.org/10.3389/fnhum.2020.592532

Hoang, I., Paire-Ficout, L., Derollepot, R., Perrey, S., Devos, H., & Ranchet, M. (2022). Increased prefrontal activity during usual walking in aging. *International Journal of Psychophysiology, 174*, 9-16. https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2022.01.011

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

Holtzer, R., Verghese, J., Xue, X., & Lipton, R. B. (2006). Cognitive processes related to gait velocity: Results from the Einstein Aging Study. *Neuropsychology, 20*(2), 215-223. https://doi.org/10.1037/0894-4105.20.2.215

Holtzer, R., Mahoney, J. R., Izzetoglu, M., Izzetoglu, K., Onaral, B., & Verghese, J. (2011). fNIRS study of walking and walking while talking in young and old individuals. *The Journals of Gerontology: Series A, Biological Sciences and Medical Sciences, 66*(8), 879-887. https://doi.org/10.1093/gerona/glr068

Holtzer, R., Mahoney, J. R., Izzetoglu, M., Wang, C., England, S., & Verghese, J. (2015). Online fronto-cortical control of simple and attention-demanding locomotion in humans. *NeuroImage, 112*, 152-159. https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2015.03.002

Holtzer, R., Verghese, J., Allali, G., Izzetoglu, M., Wang, C., & Mahoney, J. R. (2016). Neurological gait abnormalities moderate the functional brain signature of the posture first hypothesis. *Brain Topography, 29*, 334–343. https://doi.org/10.1007/s10548-015-0465-z

Hoshi, Y., Tsou, B. H., Billock, V. A., Tanosaki, M., Iguchi, Y., Shimada, M., Shinba, T., Yamada, Y., & Oda, I. (2003). Spatiotemporal characteristics of hemodynamic changes in the human lateral prefrontal cortex during working memory tasks. *NeuroImage, 20*(3), 1493-1504. https://doi.org/10.1016/s1053-8119(03)00412-9

Huang, C. M., Polk, T. A., Goh, J. O., & Park, D. C. (2012). Both left and right posterior parietal activations contribute to compensatory processes in normal aging. *Neuropsychologia, 50*(1), 55-66. https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2011.10.022

Hunton, D. L., Corbetta, M., Shulman, G. M., Miezin, F. M., & Petersen, S. E. (1995). Common areas of parietal activation for shifts of spatial attention and tasks involving the conjunction of visual features. *Society for Neuroscience Abstracts, 21*, 937.

Huot, P., Fox, S. H., & Brotchie, J. M. (2011). The serotonergic system in Parkinson's disease. *Progress in neurobiology*, *95*(2), 163–212. https://doi.org/10.1016/j.pneurobio.2011.08.004

Hyodo, K., Dan, I., Kyutoku, Y., Suwabe, K., Byun, K., Ochi, G., Kato, M., & Soya, H. (2016). The association between aerobic fitness and cognitive function in older men mediated by frontal lateralization. *NeuroImage, 125*, 291-300. https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2015.09.062

Jacobs, J. V., & Horak, F. B. (2006). Abnormal proprioceptive-motor integration contributes to hypometric postural responses of subjects with Parkinson's disease. *Neuroscience, 141*(2), 999–1009. https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2006.04.014

Jacobs, J. V., Lou, J. S., Kraakevik, J. A., & Horak, F. B. (2009). The supplementary motor area contributes to the timing of the anticipatory postural adjustment during step initiation in participants with and without Parkinson's disease. Neuroscience, 164(2), 877–885. https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2009.08.002

Jacobs, D., Farid, L., Ferré, S., Herraez, K., Gracies, J. M., & Hutin, E. (2021). Evaluation of the Validity and Reliability of Connected Insoles to Measure Gait Parameters in Healthy Adults. Sensors (Basel, Switzerland), 21(19), 6543. https://doi.org/10.3390/s21196543

Jiang, Y., & Norman, K. E. (2006). Effects of visual and auditory cues on gait initiation in people with Parkinson's disease. *Clinical rehabilitation*, *20*(1), 36–45. https://doi.org/10.1191/0269215506cr925oa

Johansson, R., & Westling, G. (1984). Rôles des récepteurs de la peau glabre et de la mémoire sensorimotrice dans le contrôle automatique de la prise de précision lors du levage d'objets plus rugueux ou plus glissants. *Experimental Brain Research*, *56*(3), 550–564. https://doi.org/10.1007/BF00237997

James, W. (1890). The principles of psychology: Attention. *The Principles of Psychology, 1*(11), 403-404.

Jankovic, J. (2008). Parkinson's disease: Clinical features and diagnosis. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry, 79*(4), 368-376. https://doi.org/10.1136/jnnp.2007.131045

Jernigan, T. L., Archibald, S. L., Fennema-Notestine, C., Gamst, A. C., Stout, J. C., Bonner, J., & Hesselink, J. R. (2001). Effects of age on tissues and regions of the cerebrum and cerebellum. *Neurobiology of Aging, 22*(4), 581-594. https://doi.org/10.1016/s0197-4580(01)00217-2

Johansson, R. S., & Westling, G. (1984). Roles of glabrous skin receptors and sensorimotor memory in automatic control of precision grip when lifting rougher or more slippery objects. *Experimental Brain Research, 56*(3), 550-564. https://doi.org/10.1007/BF00237997

Kahya, M., Moon, S., Ranchet, M., Vukas, R. R., Lyons, K. E., Pahwa, R., Akinwuntan, A., & Devos, H. (2019). Brain activity during dual task gait and balance in aging and age-related neurodegenerative conditions: A systematic review. *Experimental Gerontology, 128*, 110756. https://doi.org/10.1016/j.exger.2019.110756

Kal, E. C., van der Kamp, J., & Houdijk, H. (2013). External attentional focus enhances movement automatization: A comprehensive test of the constrained action hypothesis. *Human Movement Science, 32*(4), 527-539. https://doi.org/10.1016/j.humov.2013.04.001

Kane, M. J., & Engle, R. W. (2002). The role of prefrontal cortex in working-memory capacity, executive attention, and general fluid intelligence: An individual-differences perspective. *Psychonomic Bulletin & Review, 9*(4), 637-671. https://doi.org/10.3758/BF03196323

Kang, H. G., & Dingwell, J. B. (2008). Effects of walking speed, strength, and range of motion on gait stability in healthy older adults. *Journal of Biomechanics, 41*(14), 2899-2905. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.08.002

Kehagia, A. A., Barker, R. A., & Robbins, T. W. (2013). Cognitive impairment in Parkinson's disease: the dual syndrome hypothesis. *Neuro-degenerative diseases*, *11*(2), 79–92. https://doi.org/10.1159/000341998

Kelly, V. E., Janke, A. A., & Shumway-Cook, A. (2010). Effects of instructed focus and task difficulty on concurrent walking and cognitive task performance in healthy young adults. *Experimental Brain Research, 207*(1), 65-73. https://doi.org/10.1007/s00221-010-2429-6

Kelly, V. E., Eusterbrock, A. J., & Shumway-Cook, A. (2012). A review of dual-task walking deficits in people with Parkinson's disease: Motor and cognitive contributions, mechanisms, and clinical implications. *Parkinson's Disease, 2012*, 918719. https://doi.org/10.1155/2012/918719

Khan, MJ et Hong, KS (2015). BCI passif basé sur la détection de la somnolence : une étude fNIRS. *Biomedical optics express*, *6* (10), 4063-4078.

Khan, R., Naseer, N., Saleem, S., Qureshi, N., Noori, F. M., & Jawad, M. (2020). Cortical tasks-based optimal filter selection: An fNIRS study. *Journal of Healthcare Engineering*, 2020, 1-15. https://doi.org/10.1155/2020/9152369

Kharb, A., Saini, V., Jain, Y., Dhiman, S., Tech, M., & Scholar. (2011). A review of gait cycle and its parameters. *IJCEM International Journal of Computational Engineering and Management, 13*(1).

Khoe, H. C. H., Low, J. W., Wijerathne, S., Ann, L. S., Salgaonkar, H., Lomanto, D., Choi, J., Baek, J., Tam, W. W., Pei, H., & Ho, R. C. M. (2020). Use of prefrontal cortex activity as a measure of learning curve in surgical novices: Results of a single blind randomized controlled trial. *Surgical Endoscopy, 34*(12), 5604-5615. https://doi.org/10.1007/s00464-019-07331-7

Kim, H. F., & Hikosaka, O. (2015). Parallel basal ganglia circuits for voluntary and automatic behaviour to reach rewards. *Brain : a journal of neurology*, *138*(Pt 7), 1776–1800. https://doi.org/10.1093/brain/awv134

Kim, H. Y., Kim, E. J., & You, J. S. H. (2017). Adaptive locomotor network activation during randomized walking speeds using functional near-infrared spectroscopy. *Technology and Health Care, 25*(S1), 93-98. https://doi.org/10.3233/THC-171310

Kim, S., Ryu, Y. U., & Shin, H. K. (2019). The effects of different attentional focus on poststroke gait. *Journal of Exercise Rehabilitation, 15*(4), 592-596. https://doi.org/10.12965/jer.1938360.180

Knaepen, K., Marusic, U., Crea, S., Rodríguez Guerrero, C. D., Vitiello, N., Pattyn, N., Mairesse, O., Lefeber, D., & Meeusen, R. (2015). Psychophysiological response to cognitive workload during symmetrical, asymmetrical and dual-task walking. *Human Movement Science, 40*, 248-263. https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.01.001

Koechlin, E., Basso, G., Pietrini, P., Panzer, S., & Grafman, J. (1999). The role of the anterior prefrontal cortex in human cognition. *Nature, 399*(6732), 148-151. https://doi.org/10.1038/20178

Koenraadt, K. L. M., Roelofsen, E. G. J., Duysens, J., & Keijsers, N. L. W. (2014). Cortical control of normal gait and precision stepping: An fNIRS study. *NeuroImage, 85*, 415-422. https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2013.04.070

Koerts, J., Van Beilen, M., Tucha, O., Leenders, K. L., & Brouwer, W. H. (2011). Executive functioning in daily life in Parkinson's disease: initiative, planning and multi-task performance. *PloS one*, *6*(12), e29254. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0029254

Konczak, J., Corcos, D. M., Horak, F., Poizner, H., Shapiro, M., Tuite, P., Volkmann, J., & Maschke, M. (2009). Proprioception and motor control in Parkinson's disease. *Journal of Motor Behavior, 41*(6), 543–552. https://doi.org/10.3200/35-09-002

Krack, P., Batir, A., Van Blercom, N., Chabardes, S., Fraix, V., Ardouin, C., Koudsie, A., Limousin, P. D., Benazzouz, A., LeBas, J. F., Benabid, A.-L., & Pollak, P. (2003). Five-year follow-up of bilateral stimulation of the subthalamic nucleus in advanced Parkinson's disease. *New England Journal of Medicine*, *349*(20), 1925–1934. https://doi.org/10.1056/NEJMoa035275

Kudlicka, A., Clare, L., & Hindle, J. V. (2011). Executive functions in Parkinson's disease: systematic review and meta-analysis. *Movement disorders : official journal of the Movement Disorder Society*, *26*(13), 2305–2315. https://doi.org/10.1002/mds.23868

Kuznetsova, K. A., Maniega, S. M., Ritchie, S. J., Cox, S. R., Storkey, A. J., Starr, J. M., Wardlaw, J. M., Deary, I. J., & Bastin, M. E. (2016). Brain white matter structure and information processing speed in healthy older age. *Brain Structure and Function, 221*(6), 3223-3235. https://doi.org/10.1007/s00429-015-1097-5

La Fougère, C., Zwergal, A., Rominger, A., Förster, S., Fesl, G., Dieterich, M., Brandt, T., Strupp, M., Bartenstein, P., & Jahn, K. (2010). Real versus imagined locomotion: a [18F]-FDG PET-fMRI comparison. *NeuroImage*, *50*(4), 1589–1598. https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2009.12.060

Lafontaine, M. P., & Lippé, S. (2011). Le cortex préfrontal et le processus d'apprentissage : Caractérisation d'un rôle critique. *Revue de Neuropsychologie, 3*(4), 267-271.

Lage, G. M., Ugrinowitsch, H., Apolinário-Souza, T., Vieira, M. M., Albuquerque, M. R., & Benda, R. N. (2015). Repetition and variation in motor practice: A review of neural correlates. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews, 57*, 132-141. https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2015.08.012

Langenecker, S. A., & Nielson, K. A. (2003). Frontal recruitment during response inhibition in older adults replicated with fMRI. *NeuroImage, 20*(2), 1384-1392. https://doi.org/10.1016/S1053-8119(03)00372-0

Lee, J. E., Cho, K. H., Song, S. K., Kim, H. J., Lee, H. S., Sohn, Y. H., & Lee, P. H. (2014). Exploratory analysis of neuropsychological and neuroanatomical correlates of progressive mild cognitive impairment in Parkinson's disease. *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry*, *85*(1), 7–16. https://doi.org/10.1136/jnnp-2013-305062

Lefaivre, S. C., & Almeida, Q. J. (2015). Can sensory attention focused exercise facilitate the utilization of proprioception for improved balance control in Parkinson's disease? *Gait & Posture, 41*(2), 630-633. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.01.013

Lemaire, P., & Bherer, L. (2005). Psychologie du vieillissement, une perspective cognitive. *NPG Neurologie & Psychiatrie Générale, 5*(30), 50. https://doi.org/10.1016/S1627-4830(05)82624-8

Lewis, G. N., Byblow, W. D., & Walt, S. E. (2000). Stride length regulation in Parkinson's disease: The use of extrinsic, visual cues. *Brain, 123*(10), 2077-2090. https://doi.org/10.1093/brain/123.10.2077

Lewis, S. J., & Barker, R. A. (2009). A pathophysiological model of freezing of gait in Parkinson's disease. *Parkinsonism & Related Disorders, 15*(5), 333–338. https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2008.08.006

Li, K. Z., Lindenberger, U., Freund, A. M., & Baltes, P. B. (2001). Walking while memorizing: Age-related differences in compensatory behavior. *Psychological Science, 12*(3), 230-237. https://doi.org/10.1111/1467-9280.00341

Li, K. Z. H., Bherer, L., Mirelman, A., Maidan, I., & Hausdorff, J. M. (2018). Cognitive involvement in balance, gait, and dual-tasking in aging: A focused review from a neuroscience of aging perspective. *Frontiers in Neurology, 9*, 913. https://doi.org/10.3389/fneur.2018.00913

Lin, M. I., & Lin, K. H. (2016). Walking while performing working memory tasks changes the prefrontal cortex hemodynamic activations and gait kinematics. *Frontiers in Behavioral Neuroscience, 10*, 92. https://doi.org/10.3389/fnbeh.2016.00092

Lin, J. P., Feng, H. S., Zhai, H., & Shen, X. (2021). Cerebral Hemodynamic Responses to the Difficulty Level of Ambulatory Tasks in Patients With Parkinson's Disease: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Neurorehabilitation and neural repair*, *35*(9), 755–768. https://doi.org/10.1177/15459683211028548

Lindenberger, U., & Baltes, P. B. (1994). Sensory functioning and intelligence in old age: A strong connection. *Psychology and Aging, 9*(3), 339-355. https://doi.org/10.1097/01.wad.0000126614.87955.79

López-Otín, C., Blasco, M. A., Partridge, L., Serrano, M., & Kroemer, G. (2013). The hallmarks of aging. *Cell, 153*(6), 1194-1217. https://doi.org/10.1016/j.cell.2013.05.039

Lötzke, D., Ostermann, T., & Büssing, A. (2015). Argentine tango in Parkinson's disease – A systematic review and meta-analysis. *BMC Neurology, 15*, 226.

https://doi.org/10.1186/s12883-015-0484-0

Lu, C. F., Liu, Y. C., Yang, Y. R., Wu, Y. T., & Wang, R. Y. (2015). Maintaining gait performance by cortical activation during dual-task interference: A functional near-infrared spectroscopy study. *PLoS ONE, 10*(6), e0129390. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0129390

MacDonald, A. W. III, Cohen, J. D., Stenger, V. A., & Carter, C. S. (2000). Dissociating the role of the dorsolateral prefrontal and anterior cingulate cortex in cognitive control. *Science, 288*(5472), 1835-1838. https://doi.org/10.1126/science.288.5472.1835

Machado, A., Cai, Z., Pellegrino, G., Marcotte, O., Vincent, T., Lina, J. M., Kobayashi, E., & Grova, C. (2018). Optimal positioning of optodes on the scalp for personalized functional near-infrared spectroscopy investigations. *Journal of neuroscience methods*, *309*, 91–108. https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2018.08.006

Madden, D. J., Turkington, T. G., Provenzale, J. M., Denny, L. L., Langley, L. K., Hawk, T. C., & Coleman, R. E. (2002). Aging and attentional guidance during visual search: Functional neuroanatomy by positron emission tomography. *Psychology and Aging, 17*(1), 24–43. https://doi.org/10.1037//0882-7974.17.1.24

Mahoney, J. R., Holtzer, R., Izzetoglu, M., Zemon, V., Verghese, J., & Allali, G. (2016). The role of prefrontal cortex during postural control in Parkinsonian syndromes: A functional near-infrared spectroscopy study. *Brain Research, 1633*, 126-138. https://doi.org/10.1016/j.brainres.2015.10.053

Maidan, I., Bernad-Elazari, H., Gazit, E., Giladi, N., Hausdorff, J. M., & Mirelman, A. (2015). Changes in oxygenated hemoglobin link freezing of gait to frontal activation in patients with Parkinson disease: an fNIRS study of transient motor-cognitive failures. *Journal of neurology*, *262*(4), 899–908. https://doi.org/10.1007/s00415-015-7650-6

Maidan, I., Rosenberg-Katz, K., Jacob, Y., Giladi, N., Deutsch, J. E., Hausdorff, J. M., & Mirelman, A. (2016a). Altered brain activation in complex walking conditions in patients with Parkinson's disease. *Parkinsonism & Related Disorders, 25*, 91-96. https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2016.01.025

Maidan, I., Nieuwhof, F., Bernad-Elazari, H., Reelick, M. F., Bloem, B. R., Giladi, N., Deutsch, J. E., Hausdorff, J. M., Claassen, J. A., & Mirelman, A. (2016b). The Role of the Frontal Lobe in Complex Walking Among Patients With Parkinson's Disease and Healthy Older Adults: An fNIRS Study. *Neurorehabilitation and neural repair*, *30*(10), 963–971. https://doi.org/10.1177/1545968316650426

Maidan, I., Bernad-Elazari, H., Giladi, N., Hausdorff, J. M., & Mirelman, A. (2017). When is higher level cognitive control needed for locomotor tasks among patients with Parkinson's disease? *Brain Topography, 30*(4), 531–538. https://doi.org/10.1007/s10548-017-0564-0

Maidan, I., Shustak, S., Sharon, T., Bernad-Elazari, H., Geffen, N., Giladi, N., Hausdorff, J. M., & Mirelman, A. (2018). Prefrontal cortex activation during obstacle negotiation: What's the effect size and timing? *Brain and Cognition, 122*, 45-51. https://doi.org/10.1016/j.bandc.2018.02.006

Majsak, M. J., Kaminski, T., Gentile, A. M., & Flanagan, J. R. (1998). The reaching movements of patients with Parkinson's disease under self-determined maximal speed and visually cued conditions. *Brain: a journal of neurology*, *121 (Pt 4)*, 755–766. https://doi.org/10.1093/brain/121.4.755

Marazzi, S., Kiper, P., Palmer, K., Agostini, M., & Turolla, A. (2021). Effects of vibratory stimulation on balance and gait in Parkinson's disease: A systematic review and meta-analysis. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine, 57*(2), 254–264. https://doi.org/10.23736/S1973-9087.20.06099-2

Marchese, R., Diverio, M., Zucchi, F., Lentino, C., & Abbruzzese, G. (2000). Le rôle des signaux sensoriels dans la rééducation des patients parkinsoniens : comparaison de deux protocoles de physiothérapie. *Movement Disorders*, *15*, 879–883.

Marsden, C. D. (1994). Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, *57*(6), 672–681. https://doi.org/10.1136/jnnp.57.6.672

Marsolais, Y., Methqal, I., & Joanette, Y. (2015). Marginal neurofunctional changes in high-performing older adults in a verbal fluency task. *Brain and Language, 140*, 13–23. https://doi.org/10.1016/j.bandl.2014.10.010

Martin, C., Hourlier, S., & Cegarra, J. (2013). La charge mentale de travail : un concept qui reste indispensable, l'exemple de l'aéronautique. *Le Travail Humain, 76*(4), 285–308. https://doi.org/10.3917/th.764.0285

Massion, J. (1998). Postural control systems in developmental perspective. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews, 22*(4), 465–472. https://doi.org/10.1016/s0149-7634(97)00031-6

Mattay, V. S., Fera, F., Tessitore, A., Hariri, A. R., Berman, K. F., Das, S., Meyer-Lindenberg, A., Goldberg, T. E., Callicott, J. H., & Weinberger, D. R. (2006). Neurophysiological correlates of age-related changes in working memory capacity. *Neuroscience Letters, 392*(1-2), 32–37. https://doi.org/10.1016/j.neulet.2005.09.025

Matthews, G., & Campbell, S. E. (2009). Sustained performance under overload: Personality and individual differences in stress and coping. *Theoretical Issues in Ergonomics Science, 10*(5), 417–442. https://doi.org/10.1080/14639220903106395

McConnell, G. C., So, R. Q., Hilliard, J. D., Lopomo, P., & Grill, W. M. (2012). Effective deep brain stimulation suppresses low-frequency network oscillations in the basal ganglia by regularizing neural firing patterns. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*, *32*(45), 15657–15668. https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.2824-12.2012

McDonnell, M. N., Rischbieth, B., Schammer, T. T., Seaforth, C., Shaw, A. J., & Phillips, A. C. (2018). Lee Silverman Voice Treatment (LSVT)-BIG for improving motor function in Parkinson's disease: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Rehabilitation, 32*(5), 607–618. https://doi.org/10.1177/0269215517734385

McDonough, A. L., Batavia, M., Chen, F. C., Kwon, S., & Ziai, J. (2001). The validity and reliability of the GAITRite system's measurements: A preliminary evaluation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 82*(3), 419–425. https://doi.org/10.1053/apmr.2001.19778

McGaughy, J., Ross, R. S., & Eichenbaum, H. (2008). Noradrenergic, but not cholinergic, deafferentation of prefrontal cortex impairs attentional set-shifting. *Neuroscience*, *153*(1), 63–71. https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2008.01.064

McGibbon, C. A. (2003). Toward a better understanding of gait changes with age and disablement: Neuromuscular adaptation. *Exercise and Sport Sciences Reviews, 31*(2), 102–108. https://doi.org/10.1097/00003677-200304000-00009

McIntosh, G. C., Brown, S. H., Rice, R. R., & Thaut, M. H. (1997). Rhythmic auditory-motor facilitation of gait patterns in patients with Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, *62*(1), 22–26. https://doi.org/10.1136/jnnp.62.1.22

McIsaac, T. L., Lamberg, E. M., & Muratori, L. M. (2015). Building a framework for a dual task taxonomy. *BioMed Research International*, 2015, Article 591475. https://doi.org/10.1155/2015/591475

McNevin, N. H., Shea, C. H., & Wulf, G. (2003). Increasing the distance of an external focus of attention enhances learning. *Psychological Research, 67*(1), 22–29. https://doi.org/10.1007/s00426-002-0093-6

Menant, J. C., Maidan, I., Alcock, L., Al-Yahya, E., Cerasa, A., Clark, D. J., ... & Mirelman, A. (2020). A consensus guide to using functional near-infrared spectroscopy in posture and gait research. *Gait & posture*, *82*, 254-265.

Mendez Colmenares, A., Thomas, ML, Anderson, C., Arciniegas, DB, Calhoun, V., Choi, IY, Kramer, AF, Li, K., Lee, J., Lee, P., & Burzynska, AZ (2024). Testing the structural disconnection hypothesis: Myelin content correlates with memory in healthy aging. *Neurobiology of Aging, 141*, 21–33. https://doi.org/10.101

Mendoza-Velásquez, J. J., Flores-Vázquez, J. F., Barrón-Velázquez, E., Sosa-Ortiz, A. L., Illigens, B. M. W., & Siepmann, T. (2019). Autonomic dysfunction in α-synucleinopathies. *Frontiers in neurology*, *10*, 363. https://doi.org/10.3389/fneur.2019.00363

Menz, H. B., Latt, M. D., Tiedemann, A., Mun San Kwan, M., & Lord, S. R. (2004). Reliability of the GAITRite walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. *Gait & Posture, 20*(1), 20–25. https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00068-7

Meulenbroek, O., Petersson, K. M., Voermans, N., Weber, B., & Fernández, G. (2004). Age differences in neural correlates of route encoding and route recognition. *NeuroImage, 22*(4), 1503–1514. https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2004.04.007

Middleton, F. A., & Strick, P. L. (1996). The temporal lobe is a target of output from the basal ganglia. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, *93*(16), 8683–8687. https://doi.org/10.1073/pnas.93.16.8683

Middleton, F. A., & Strick, P. L. (2002). Basal-ganglia 'projections' to the prefrontal cortex of the primate. *Cerebral cortex (New York, N.Y.: 1991)*, *12*(9), 926–935. https://doi.org/10.1093/cercor/12.9.926

Mihara, M., Miyai, I., Hatakenaka, M., Kubota, K., & Sakoda, S. (2008). Role of the prefrontal cortex in human balance control. *NeuroImage, 43*(2), 329-336. https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2008.07.029

Miller, E. K., & Cohen, J. D. (2001). An integrative theory of prefrontal cortex function. *Annual Review of Neuroscience, 24*(1), 167–202. https://doi.org/10.1146/annurev.neuro.24.1.167

Mirelman, A., Maidan, I., Bernad-Elazari, H., Nieuwhof, F., Reelick, M., Giladi, N., & Hausdorff, J. M. (2014). Increased frontal brain activation during walking while dual tasking: An fNIRS study in healthy young adults. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 11*(1), 85. https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-85

Mirelman, A., Maidan, I., Bernad-Elazari, H., Shustack, S., Giladi, N., & Hausdorff, J. M. (2017). Effects of aging on prefrontal brain activation during challenging walking conditions. *Brain and Cognition, 115*, 41–46. https://doi.org/10.1016/j.bandc.2017.04.002

Mirelman, A., Shema, S., Maidan, I., & Hausdorff, J. M. (2018). Gait. In *Handbook of Clinical Neurology* (Vol. 159, pp. 119–134). https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63916-5.00007-0

Mirelman, A., Bonato, P., Camicioli, R., Ellis, T. D., Giladi, N., Hamilton, J. L., Hass, C. J., Hausdorff, J. M., Pelosin, E., & Almeida, Q. J. (2019). Gait impairments in Parkinson's disease. *The Lancet. Neurology*, *18*(7), 697–708. https://doi.org/10.1016/S1474-4422(19)30044-4

Mishizen, A., Ikonomovic, M., & Armstrong, D. (2001). Glutamate receptors in aging and Alzheimer's disease. In P. Hof & C. V. Mobbs (Eds.), *Functional neurobiology of aging* (pp. 283–314). Academic Press. https://doi.org/10.1016/b978-012351830-9/50022-6

Miyai, I., Tanabe, H. C., Sase, I., Eda, H., Oda, I., Konishi, I., Tsunazawa, Y., Suzuki, T., Yanagida, T., & Kubota, K. (2001). Cortical mapping of gait in humans: A near-infrared spectroscopic topography study. *NeuroImage, 14*(5), 1186-1192. https://doi.org/10.1006/nimg.2001.0905

Miyake, A., Friedman, N. P., Emerson, M. J., Witzki, A. H., Howerter, A., & Wager, T. D. (2000). The unity and diversity of executive functions and their contributions to complex "Frontal Lobe" tasks: A latent variable analysis. *Cognitive Psychology, 41*(1), 49–100. https://doi.org/10.1006/cogp.1999.0734

Monteiro, E. P., Wild, L. B., Martinez, F. G., Pagnussat, A. D. S., & Peyré-Tartaruga, L. A. (2017). Aspectos biomecânicos da locomoção de pessoas com doença de Parkinson: Revisão narrativa. *Revista Brasileira de Ciências do Esporte, 39*(4), 450–457. https://doi.org/10.1016/j.rbce.2016.07.003

Montero-Odasso, M., Verghese, J., Beauchet, O., & Hausdorff, J. M. (2012). Gait and cognition: A complementary approach to understanding brain function and the risk of falling. *Journal of the American Geriatrics Society, 60*(11), 2127–2136. https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2012.04209.x

Morcom, A. M., Good, C. D., Frackowiak, R. S. J., & Rugg, M. D. (2003). Age effects on the neural correlates of successful memory encoding. *Brain, 126*(1), 213–229. https://doi.org/10.1093/brain/awg020

Moreau, C., Cantiniaux, S., Delval, A., Defebvre, L., & Azulay, J.-P. (2010). Les troubles de la marche dans la maladie de Parkinson : Problématique clinique et physiopathologique. *Revue Neurologique, 166*(2), 158–167. https://doi.org/10.1016/j.neurol.2009.05.010

Morris, M. E., Iansek, R., Matyas, T. A., & Summers, J. J. (1994a). Ability to modulate walking cadence remains intact in Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry, 57*(12), 1532–1534. https://doi.org/10.1136/jnnp.57.12.1532

Morris, M. E., Iansek, R., Matyas, T. A., & Summers, J. J. (1994b). The pathogenesis of gait hypokinesia in Parkinson's disease. *Brain, 117*(5), 1169–1181. https://doi.org/10.1093/brain/117.5.1169

Morris, M. E., Iansek, R., Matyas, T. A., & Summers, J. J. (1996). Stride length regulation in Parkinson's disease: Normalization strategies and underlying mechanisms. *Brain: A Journal of Neurology, 119*(Pt 2), 551–568. https://doi.org/10.1093/brain/119.2.551

Morris, M., Iansek, R., McGinley, J., Matyas, T., & Huxham, F. (2005). Three-dimensional gait biomechanics in Parkinson's disease: evidence for a centrally mediated amplitude regulation disorder. *Movement disorders: official journal of the Movement Disorder Society*, *20*(1), 40–50. https://doi.org/10.1002/mds.20278

Morris, M. E., Martin, C. L., & Schenkman, M. L. (2010). Striding out with Parkinson disease: evidence-based physical therapy for gait disorders. *Physical therapy*, *90*(2), 280–288. https://doi.org/10.2522/ptj.20090091

Murman, D. L. (2015). The impact of age on cognition. *Seminars in Hearing, 36*(3), 111–121. https://doi.org/10.1055/s-0035-1555115

Nieuwboer, A., Dom, R., De Weerdt, W., Desloovere, K., Fieuws, S., & Broens-Kaucsik, E. (2001). Abnormalities of the spatiotemporal characteristics of gait at the onset of freezing in

Parkinson's disease. *Movement disorders : official journal of the Movement Disorder Society*, *16*(6), 1066–1075. https://doi.org/10.1002/mds.1206

Nieuwboer A. (2008). Cueing for freezing of gait in patients with Parkinson's disease: a rehabilitation perspective. *Movement disorders : official journal of the Movement Disorder Society*, *23 Suppl 2*, S475–S481. https://doi.org/10.1002/mds.21978

Nieuwhof, F., Reelick, M. F., Maidan, I., Mirelman, A., Hausdorff, J. M., Olde Rikkert, M. G., ... & Claassen, J. A. (2016). Measuring prefrontal cortical activity during dual task walking in patients with Parkinson's disease: feasibility of using a new portable fNIRS device. *Pilot and feasibility studies*, *2*, 1-11.

Noah, J. A., Ono, Y., Nomoto, Y., Shimada, S., Tachibana, A., Zhang, X., ... & Hirsch, J. (2018). Sample size matters: Understanding power, effect sizes, and false positives in fNIRS research. *Neurophotonics*, *5*(1), 011015. https://doi.org/10.1117/1.NPh.5.1.011015

Nóbrega-Sousa, P., Gobbi, L. T. B., Orcioli-Silva, D., Conceição, N. R. D., Beretta, V. S., & Vitório, R. (2020). Prefrontal cortex activity during walking: Effects of aging and associations with gait and executive function. *Neurorehabilitation and Neural Repair, 34*(10), 915–924. https://doi.org/10.1177/1545968320953824

Novak, P., & Novak, V. (2006). Effect of step-synchronized vibration stimulation of soles on gait in Parkinson's disease: A pilot study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 3*, 9. https://doi.org/10.1186/1743-0003-3-9

Nutt, J. G., Bloem, B. R., Giladi, N., Hallett, M., Horak, F. B., & Nieuwboer, A. (2011). Freezing of gait: moving forward on a mysterious clinical phenomenon. *The Lancet. Neurology*, *10*(8), 734–744. https://doi.org/10.1016/S1474-4422(11)70143-0

Nyberg, L., Sandblom, J., Jones, S., Neely, A. S., Petersson, K. M., Ingvar, M., & Bäckman, L. (2003). Neural correlates of training-related memory improvement in adulthood and aging. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America, 100*(23), 13728–13733. https://doi.org/10.1073/pnas.1735487100

O'Halloran, A. M., Finucane, C., Savva, G. M., Robertson, I. H., & Kenny, R. A. (2014). Sustained attention and frailty in the older adult population. *Journal of Gerontology: Psychological Sciences and Social Sciences, 69*(2), 147–156. https://doi.org/10.1093/geronb/gbt009

O'Shea, S., Morris, M. E., & Iansek, R. (2002). Dual task interference during gait in people with Parkinson disease: Effects of motor versus cognitive secondary tasks. *Physical Therapy, 82*(9), 888–897. https://doi.org/10.1093/ptj/82.9.888

O'Sullivan, M., Jones, D. K., Summers, P. E., Morris, R. G., Williams, S. C. R., & Markus, H. S. (2001). Evidence for cortical 'disconnection' as a mechanism of age-related cognitive decline. *Neurology, 57*(4), 632–638. https://doi.org/10.1212/WNL.57.4.632

Obeso, J. A., Rodríguez-Oroz, M. C., Benitez-Temino, B., Blesa, F. J., Guridi, J., Marin, C., & Rodriguez, M. (2008). Functional organization of the basal ganglia: therapeutic implications for Parkinson's disease. *Movement disorders : official journal of the Movement Disorder Society*, *23 Suppl 3*, S548–S559. https://doi.org/10.1002/mds.22062

Okun M. S. (2017). Management of Parkinson Disease in 2017: Personalized Approaches for Patient-Specific Needs. *JAMA*, *318*(9), 791–792. https://doi.org/10.1001/jama.2017.7914

Orcioli-Silva, D., Vitório, R., Nóbrega-Sousa, P., da Conceição, N. R., Beretta, V. S., Lirani-Silva, E., & Gobbi, L. T. B. (2020). Levodopa Facilitates Prefrontal Cortex Activation During Dual Task Walking in Parkinson Disease. *Neurorehabilitation and neural repair*, *34*(7), 589–599. https://doi.org/10.1177/1545968320924430

Orcioli-Silva, D., Vitório, R., Nóbrega-Sousa, P., Beretta, V. S., Conceição, N. R. D., Oliveira, A. S., Pereira, M. P., & Gobbi, L. T. B. (2021). Cortical Activity Underlying Gait Improvements Achieved With Dopaminergic Medication During Usual Walking and Obstacle Avoidance in Parkinson Disease. *Neurorehabilitation and neural repair*, *35*(5), 406–418. https://doi.org/10.1177/15459683211000736

Orihuela-Espina, F., Leff, D. R., James, D. R., Darzi, A. W., & Yang, G. Z. (2010). Quality control and assurance in functional near infrared spectroscopy (fNIRS) experimentation. *Physics in medicine and biology*, *55*(13), 3701–3724. https://doi.org/10.1088/0031-9155/55/13/009

Owen, A. M., Doyon, J., Dagher, A., Sadikot, A., & Evans, A. C. (1998). Abnormal basal ganglia outflow in Parkinson's disease identified with PET: Implications for higher cortical functions. *Brain, 121*(5), 949–965. https://doi.org/10.1093/brain/121.5.949

Owen A. M. (2004). Cognitive dysfunction in Parkinson's disease: the role of frontostriatal circuitry. *The Neuroscientist : a review journal bringing neurobiology, neurology and psychiatry*, *10*(6), 525–537. https://doi.org/10.1177/1073858404266776

Paas, F. G. W. C., & Van Merriënboer, J. J. G. (1994). Variability of worked examples and transfer of geometrical problem-solving skills: A cognitive-load approach. *Journal of Educational Psychology, 86*(1), 122–133. https://doi.org/10.1037/0022-0663.86.1.122

Paker, N., Bugdayci, D., Goksenoglu, G., Demircioğlu, D. T., Kesiktas, N., & Ince, N. (2015). Gait speed and related factors in Parkinson's disease. *Journal of Physical Therapy Science, 27*(12), 3675–3679. https://doi.org/10.1589/jpts.27.3675

Parasuraman, R., & Caggiano, D. (2002). Mental workload. In V. S. Ramachandran (Ed.), *Encyclopedia of the Human Brain* (Vol. 3, pp. 17–27). Academic Press.

Park, D. C., & Reuter-Lorenz, P. (2009). The adaptive brain: Aging and neurocognitive scaffolding. *Annual Review of Psychology, 60*, 173–196. https://doi.org/10.1146/annurev.psych.59.103006.093656

Park, J., Carp, J., Kennedy, K. M., Rodrigue, K. M., Bischof, G. N., Huang, C.-M., Rieck, J. R., Polk, T. A., & Park, D. C. (2012). Neural broadening or neural attenuation? Investigating age-related dedifferentiation in the face network in a large lifespan sample. *The Journal of Neuroscience: The Official Journal of the Society for Neuroscience, 32*(6), 2154–2158. https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.4494-11.2012

Pashler, H. (1984). Processing stages in overlapping tasks: Evidence for a central bottleneck. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance, 10*(3), 358–377. https://doi.org/10.1037/0096-1523.10.3.358

Pashler, H. (1994). Dual-task interference in simple tasks: Data and theory. *Psychological Bulletin*, *116*(2), 220–244. https://doi.org/10.1037/0033-2909.116.2.220

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. https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2013.12.054

Patti, F., Reggio, A., Nicoletti, F., Sellaroli, T., Deinite, G., & Nicoletti, F. (1996). Effects of rehabilitation therapy on Parkinsonians' disability and functional independence. *Journal of Neurologic Rehabilitation, 10*(4), 223–231. https://doi.org/10.1177/154596839601000402

Pelicioni, P. H., Tijsma, M., Lord, S. R., & Menant, J. C. (2019). Prefrontal cortical activation measured by fNIRS during walking: Effects of age, disease, and secondary task. *PeerJ, 7*, e6833. https://doi.org/10.7717/peerj.6833

Pellicer, A., & Greisen, G. (2011). Near-infrared spectroscopy: A methodology-focused review. *Seminars in Fetal and Neonatal Medicine, 16*(1), 42-49. https://doi.org/10.1016/j.siny.2010.05.003

Perrey, S. (2008). Non-invasive NIR spectroscopy of human brain function during exercise. *Methods, 45*(4), 289–299. https://doi.org/10.1016/j.ymeth.2008.04.005

Perrey, S. (2014). Possibilities for examining the neural control of gait in humans with fNIRS. *Frontiers in Physiology, 5*, 204. https://doi.org/10.3389/fphys.2014.00204

Perry, M. C., Carville, S. F., Smith, I. C., Rutherford, O. M., & Newham, D. J. (2007). Strength, power output and symmetry of leg muscles: Effect of age and history of falling. *European Journal of Applied Physiology, 100*(5), 553–561. https://doi.org/10.1007/s00421-006-0247-0

Pessiglione, M., Guehl, D., Agid, Y., Hirsch, E. C., Féger, J., & Tremblay, L. (2003). Impairment of context-adapted movement selection in a primate model of presymptomatic Parkinson's disease. *Brain: a journal of neurology*, *126* (Pt 6), 1392–1408. https://doi.org/10.1093/brain/awg139

Peters, A. (2002). The effects of normal aging on myelin and nerve fibers: A review. *Journal of Neurocytology, 31*(6), 581–593. https://doi.org/10.1023/A:1025731309829

Peters, R. (2006). Ageing and the brain. *Postgraduate Medical Journal, 82*(964), 84–88. https://doi.org/10.1136/pgmj.2005.036665

Petersen, S. E., Corbetta, M., Miezin, F. M., Shulman, G. L., & Raichle, M. E. (1993). The effects of selective attention on visual processing measured with performance and PET (positron emission tomography). In T. Ono, L. Squire, & D. Perrett (Eds.), *Brain mechanisms of perception and memory: From neuron to behavior* (pp. 336). Oxford University Press.

Peterson, D. S., & Smulders, K. (2015). Cues and attention in Parkinsonian gait: Potential mechanisms and future directions. *Frontiers in Neurology, 6*, Article 255. https://doi.org/10.3389/fneur.2015.00255

Petrides, M. (2005). Lateral prefrontal cortex: Architectonic and functional organization. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences, 360*(1456), 781–795. https://doi.org/10.1098/rstb.2005.1631

Petzinger, G. M., Fisher, B. E., Van Leeuwen, J. E., Vukovic, M., Akopian, G., Meshul, C. K., Holschneider, D. P., Nacca, A., Walsh, J. P., & Jakowec, M. W. (2010). Enhancing neuroplasticity in the basal ganglia: the role of exercise in Parkinson's disease. *Movement disorders : official journal of the Movement Disorder Society*, *25 Suppl 1*(0 1), S141–S145. https://doi.org/10.1002/mds.22782

Pfefferbaum, A., Adalsteinsson, E., & Sullivan, E. V. (2005). Frontal circuitry degradation marks healthy adult aging: Evidence from diffusion tensor imaging. *NeuroImage, 26*(3), 891–899. https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2005.02.034

Pinti, P., Tachtsidis, I., Hamilton, A., Hirsch, J., Aichelburg, C., Gilbert, S., & Burgess, P. W. (2020). The present and future use of functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) for cognitive neuroscience. *Annals of the New York Academy of Sciences*, *1464*(1), 5-29. https://doi.org/10.1111/nyas.13948

Plotnik, M., Giladi, N., Dagan, Y., & Hausdorff, J. M. (2011). Postural instability and fall risk in Parkinson's disease: Impaired dual tasking, pacing, and bilateral coordination of gait during the "ON" medication state. *Experimental Brain Research, 210*(3-4), 529–538. https://doi.org/10.1007/s00221-011-2551-0

Poewe, W., Seppi, K., Tanner, C. M., Halliday, G. M., Brundin, P., Volkmann, J., Schrag, A. E., & Lang, A. E. (2017). Parkinson disease. *Nature reviews. Disease primers*, *3*, 17013. https://doi.org/10.1038/nrdp.2017.13

Poolton, J. M., Masters, R. S. W., & Maxwell, J. P. (2006). The influence of analogy learning on decision-making in table tennis: Evidence from behavioural data. *Psychology of Sport and Exercise, 7*(6), 677–688. https://doi.org/10.1016/j.psychsport.2006.03.005

Posner, M. I., & Snyder, C. R. (1975). Facilitation and inhibition in the processing of signals. In P. M. A. Rabbitt & S. Dornic (Eds.), *Attention & performance V* (pp. 669–682). Academic Press.

Posner, M. I., & Petersen, S. E. (1990). The attention system of the human brain. *Annual Review of Neuroscience, 13*, 25–42. https://doi.org/10.1146/annurev.ne.13.030190.000325

Posner, M. I., Rothbart, M. K., & Rueda, M. R. (2014). Developing attention and self-regulation in childhood. In A. C. Nobre & S. Kastner (Eds.), *The Oxford handbook of attention* (pp. 541–569). Oxford University Press.

Postal, V., & Mathey, S. (2007). Différences liées à l'âge lors de la lecture de phrases : étude des processus d'activation et d'inhibition. *Revue Européenne de Psychologie Appliquée, 57*, 91–100. https://doi.org/10.1016/j.erap.2006.02.002

Postuma, R. B., & Berg, D. (2019). Prodromal Parkinson's Disease: The Decade Past, the Decade to Come. *Movement disorders : official journal of the Movement Disorder Society*, *34*(5), 665–675. https://doi.org/10.1002/mds.27670

Pothier, K., Benguigui, N., Kulpa, R., & Chavoix, C. (2015). Multiple object tracking while walking: Similarities and differences between young, young-old, and old-old adults. *Journal of Gerontology: Psychological Sciences, 70*(6), 840–849. https://doi.org/10.1093/geronb/gbu047

Postuma, R. B., Berg, D., Stern, M., Poewe, W., Olanow, C. W., Oertel, W., ... & Deuschl, G. (2015). MDS clinical diagnostic criteria for Parkinson's disease. *Movement disorders*, *30*(12), 1591-1601. https://doi.org/10.1002/mds.26424

Postuma, R. B., & Berg, D. (2019). Prodromal Parkinson's disease: the decade past, the decade to come. *Movement disorders*, *34*(5), 665-675. https://doi.org/10.1002/mds.27670

Rabin, E., & Gordon, A. M. (2006). L'expérience antérieure et les objectifs actuels affectent l'intégration musculaire et tactile. *Experimental Brain Research*, *169*(3), 407–416. https://doi.org/10.1007/s00221-005-0149-y

Raffegeau, T. E., Krehbiel, L. M., Kang, N., Thijs, F. J., Altmann, L. J. P., Cauraugh, J. H., & Hass, C. J. (2019). A meta-analysis: Parkinson's disease and dual-task walking. *Parkinsonism & related disorders*, *62*, 28–35. https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2018.12.012

Rajah, M. N., & D'Esposito, M. (2005). Region-specific changes in prefrontal function with age: A review of PET and fMRI studies on working and episodic memory. *Brain, 128*(9), 1964–1983. https://doi.org/10.1093/brain/awh608

Ranchet, M., Hoang, I., Cheminon, M., Derollepot, R., Devos, H., Perrey, S., Luauté, J., Danaila, T., & Paire-Ficout, L. (2020). Changes in prefrontal cortical activity during walking and cognitive functions among patients with Parkinson's disease. *Frontiers in Neurology, 11*, 601686. https://doi.org/10.3389/fneur.2020.601686

Raye, C. L., Johnson, M. K., Mitchell, K. J., Greene, E. J., & Johnson, M. R. (2007). Refreshing: A minimal executive function. *Cortex, 43*(1), 135–145. https://doi.org/10.1016/s0010-9452(08)70451-9

Raz, N. (2000). Aging of the brain and its impact on cognitive performance: Integration of structural and functional findings. In F. Craick & T. Salthouse (Eds.), *Handbook of aging and cognition* (pp. 1–90). Erlbaum. https://doi.org/10.1037/0894-4105.12.1.95

Raz, N., Williamson, A., Gunning-Dixon, F., Head, D., & Acker, J. D. (2000). Neuroanatomical and cognitive correlates of adult age differences in acquisition of a perceptual-motor skill. *Microscopy Research and Technique, 51*(1), 85–93. https://doi.org/10.1002/1097-0029(20001001)51:1<85::AID-JEMT7>3.0.CO;2-N

Raz, N., Gunning-Dixon, F., Head, D., Rodrigue, K. M., Williamson, A., & Acker, J. D. (2004). Aging, sexual dimorphism, and hemispheric asymmetry of the cerebral cortex: Replicability of regional differences in volume. *Neurobiology of Aging, 25*(3), 377–396. https://doi.org/10.1016/j.neurobiolaging.2003.06.011

Raz, N., Lindenberger, U., Rodrigue, K. M., Kennedy, K. M., Head, D., Williamson, A., Dahle, C., Gerstorf, D., & Acker, J. D. (2005). Regional brain changes in aging healthy adults: General trends, individual differences and modifiers. *Cerebral Cortex, 15*(11), 1676–1689. https://doi.org/10.1093/cercor/bhi044

Raz, N., & Rodrigue, K. M. (2006). Differential aging of the brain: Patterns, cognitive correlates and modifiers. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews, 30*(6), 730–748. https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2006.07.001

Reuter-Lorenz, P. A., Jonides, J., Smith, E. E., Hartley, A., Miller, A., Marshuetz, C., & Koeppe, R. A. (2000). Age differences in the frontal lateralization of verbal and spatial working memory revealed by PET. *Journal of Cognitive Neuroscience, 12*(1), 174–187. https://doi.org/10.1162/089892900561814

Reuter-Lorenz, P. A., & Lustig, C. (2005). Brain aging: Reorganizing discoveries about the aging mind. *Current Opinion in Neurobiology, 15*(2), 245–251. https://doi.org/10.1016/j.conb.2005.03.016

Reuter-Lorenz, P. A., & Cappell, K. A. (2008). Neurocognitive aging and the compensation hypothesis. *Current Directions in Psychological Science, 17*(3), 177–182. https://doi.org/10.1111/j.1467-8721.2008.00570.x

Reuter-Lorenz, P. A., & Park, D. C. (2010). Human neuroscience and the aging mind: A new look at old problems. *The Journals of Gerontology: Series B, Psychological Sciences and Social Sciences, 65*(4), 405–415. https://doi.org/10.1093/geronb/gbq035

Robison, M. K., Diede, N. T., Nicosia, J., Ball, B. H., & Bugg, J. M. (2022). A multimodal analysis of sustained attention in younger and older adults. *Psychological Aging, 37*(3), 307–325. https://doi.org/10.1037/pag0000687

Rocha, P. A., Porfírio, G. M., Ferraz, H. B., & Trevisani, V. F. (2014). Effects of external cues on gait parameters of Parkinson's disease patients: a systematic review. *Clinical neurology and neurosurgery*, *124*, 127–134. https://doi.org/10.1016/j.clineuro.2014.06.026

Rochester, L., Hetherington, V., Jones, D., Nieuwboer, A., Willems, A. M., Kwakkel, G., & Van Wegen, E. (2004). Attending to the task: interference effects of functional tasks on walking in Parkinson's disease and the roles of cognition, depression, fatigue, and balance. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *85*(10), 1578-1585.

Rochester, L., Hetherington, V., Jones, D., Nieuwboer, A., Willems, A.-M., Kwakkel, G., & Van Wegen, E. (2005). The effect of external rhythmic cues (auditory and visual) on walking during a functional task in homes of people with Parkinson's disease. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 86*(5), 999-1006. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2004.10.040

Rochester, L., Nieuwboer, A., Baker, K., Hetherington, V., Willems, A. M., Chavret, F., Kwakkel, G., Van Wegen, E., Lim, I., & Jones, D. (2007). The attentional cost of external rhythmical cues and their

impact on gait in Parkinson's disease: effect of cue modality and task complexity. *Journal of neural transmission (Vienna, Austria: 1996)*, *114*(10), 1243–1248. https://doi.org/10.1007/s00702-007-0756-y

Rochester, L., Baker, K., Hetherington, V., Jones, D., Willems, A.-M., Kwakkel, G., Van Wegen, E., Lim, I., & Nieuwboer, A. (2010). Evidence for motor learning in Parkinson's disease: Acquisition, automaticity and retention of cued gait performance after training with external rhythmical cues. *Brain Research, 1319*, 103-111. https://doi.org/10.1016/j.brainres.2010.01.001

Rochester, L., Yarnall, A. J., Baker, M. R., David, R. V., Lord, S., Galna, B., & Burn, D. J. (2012). Cholinergic dysfunction contributes to gait disturbance in early Parkinson's disease. *Brain : a journal of neurology*, *135*(Pt 9), 2779–2788. https://doi.org/10.1093/brain/aws207

Rodrigues, P. F. S., & Pandeirada, J. N. S. (2015). Attention and working memory in older adults: The influence of a distracting environment. *Cognitive Processing, 16*(1), 97–109. https://doi.org/10.1007/s10339-014-0628-y

Rolland, Y., & Vellas, B. (2009). La sarcopénie. *Revue de Médecine Interne, 30*(2), 150–160. https://doi.org/10.1016/j.revmed.2008.08.013

Rosano, C., Studenski, S. A., Aizenstein, H. J., Boudreau, R. M., Longstreth, W. T. Jr., & Newman, A. B. (2011). Slower gait, slower information processing and smaller prefrontal area in older adults. *Age and Ageing, 41*(1), 58–64. https://doi.org/10.1093/ageing/afr113

Rosso, A. L., Studenski, S. A., Chen, W. G., Aizenstein, H. J., Alexander, N. B., Bennett, D. A., Black, S. E., Camicioli, R., Carlson, M. C., Ferrucci, L., Guralnik, J. M., Hausdorff, J. M., Kaye, J., Launer, L. J., Lipsitz, L. A., Verghese, J., & Rosano, C. (2013). Aging, the central nervous system, and mobility. *The Journals of Gerontology: Series A, 68*(11), 1379-1386. https://doi.org/10.1093/gerona/glt089

Rouse, W., Edwards, S. L., & Hammer, J. M. (1993). Modelling the dynamics of mental workload and human performance in complex systems. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, 23*(6), 1662–1671. https://doi.org/10.1109/21.257761

Rubinstein, T. C., Giladi, N., & Hausdorff, J. M. (2002). The power of cueing to circumvent dopamine deficits: A review of physical therapy treatment of gait disturbances in Parkinson's disease. *Movement Disorders*, *17*(6), 1148–1160. https://doi.org/10.1002/mds.10259

Rypma, B., & D'Esposito, M. (2000). Isolating the neural mechanisms of age-related changes in human working memory. *Nature Neuroscience, 3*(5), 509–515. https://doi.org/10.1038/74889

Salat, D. H., Buckner, R. L., Snyder, A. Z., Greve, D. N., Desikan, R. S. R., Busa, E., Morris, J. C., Dale, A. M., & Fischl, B. (2004). Thinning of the cerebral cortex in aging. *Cerebral Cortex, 14*(7), 721–730. https://doi.org/10.1093/cercor/bhh032

Salat, D. H., Tuch, D. S., Greve, D. N., Van Der Kouwe, A. J. W., Hevelone, N. D., Zaletat, A. K., et al. (2005). Age-related alterations in white matter microstructure measured by diffusion tensor imaging. *Neurobiology of Aging, 26*(8), 1215–1227. https://doi.org/10.1016/j.neurobiolaging.2005.01.009

Salthouse, T. A. (1988). Resource-reduction interpretations of cognitive aging. *Developmental Review, 8*(3), 238–272. https://doi.org/10.1016/0273-2297(88)90006-8

Salthouse, T. A., & Babcock, R. L. (1991). Decomposing adult age differences in working memory. *Developmental Psychology, 27*(5), 763–776. https://doi.org/10.1037/0012-1649.27.5.763

Salthouse, T. A. (1996). The processing-speed theory of adult age differences in cognition. *Psychological Review, 103*(3), 403–428. https://doi.org/10.1037/0033-295X.103.3.403

Salthouse, T. A., Fristoe, N., McGuthry, K. E., & Hambrick, D. Z. (1998). Relation of task switching to speed, age, and fluid intelligence. *Psychological Aging, 13*(3), 445–461. https://doi.org/10.1037/0882-7974.13.3.445

Sarma, S. V., Cheng, M. L., Eden, U., Williams, Z., Brown, E. N., & Eskandar, E. (2012). The effects of cues on neurons in the basal ganglia in Parkinson's disease. *Frontiers in integrative neuroscience*, *6*, 40. https://doi.org/10.3389/fnint.2012.00040

Schaefer, S., Jagenow, D., Verrel, J., & Lindenberger, U. (2015). The influence of cognitive load and walking speed on gait regularity in children and young adults. *Gait & Posture, 41*(1), 258–262. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.10.013

Schneider-Garces, N. J., Gordon, B. A., Brumback-Peltz, C. R., Shin, E., Lee, Y., Sutton, B. P., Maclin, E. L., Gratton, G., & Fabiani, M. (2010). Span, CRUNCH, and beyond: Working memory capacity and the aging brain. *Journal of Cognitive Neuroscience, 22*(4), 655–669. https://doi.org/10.1162/jocn.2009.21230

Scholkmann, F., Kleiser, S., Metz, A. J., Zimmermann, R., Mata Pavia, J., Wolf, U., & Wolf, M. (2014). A review on continuous wave functional near-infrared spectroscopy and imaging instrumentation and methodology. *NeuroImage, 85*(Pt 1), 6–27. https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2013.05.004

Schrodt, L. A., Mercer, V. S., Giuliani, C. A., & Hartman, M. (2004). Characteristics of stepping over an obstacle in community dwelling older adults under dual-task conditions. *Gait & Posture, 19*, 279–287. https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00067-5

Schultz, A. B. (1995). Muscle function and mobility biomechanics in the elderly: An overview of some recent research. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences, 50*(Spec No), 60–63. https://doi.org/10.1093/gerona/50A.Special_Issue.60

Seidler, R. D., Bernard, J. A., Burutolu, T. B., Fling, B. W., Gordon, M. T., Gwin, J. T., Kwak, Y., & Lipps, D. B. (2010). Motor control and aging: Links to age-related brain structural, functional, and biochemical effects. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews, 34*(5), 721-733. https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2009.10.005

Servan-Schreiber, D., Carter, C. S., Bruno, R. M., & Cohen, J. D. (1998). Dopamine and the mechanisms of cognition: Part II. D-amphetamine effects in human subjects performing a selective attention task. *Biological Psychiatry, 43*(10), 723–729. https://doi.org/10.1016/S0006-3223(97)00449-6

Shafizadeh, M., Platt, G. K., & Mohammadi, B. (2013). Effects of different focus of attention rehabilitative training on gait performance in multiple sclerosis patients. *Journal of Bodywork and Movement Therapies, 17*(1), 28–34. https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2012.04.005

Sharon, M. (1997). *Organizers and non-organizers: A study on high organizing abilities and divided-attention capacity*. Tel-Aviv: Tcherikover Publishers.

Shelton, J., & Kumar, G. P. (2010). Comparison between auditory and visual simple reaction times. *Neuroscience & Medicine*, *1*(1), 30-32. https://doi.org/10.4236/nm.2010.11004

Shine, J. M., Matar, E., Ward, P. B., Frank, M. J., Moustafa, A. A., Pearson, M., Naismith, S. L., & Lewis, S. J. (2013). Freezing of gait in Parkinson's disease is associated with functional decoupling between the cognitive control network and the basal ganglia. Brain : a journal of neurology, 136(Pt 12), 3671–3681. https://doi.org/10.1093/brain/awt272

Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. (2000). Attentional demands and postural control: The effect of sensory context. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences, 55*(1), M10–M16. https://doi.org/10.1093/gerona/55.1.m10

Shumway-Cook, A., Woollacott, M., Kerns, K. A., & Baldwin, M. (1997). The effects of two types of cognitive tasks on postural stability in older adults with and without a history of falls. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences, 52*(4), M232–M240. https://doi.org/10.1093/gerona/52a.4.m232

Ska, B., & Joanette, Y. (2006). Vieillissement normal et cognition [Normal aging and cognition]. *Médecine Sciences: M/S, 22*(3), 284–287. https://doi.org/10.1051/medsci/2006223284

Skinner, H. B., Barrack, R. L., & Cook, S. D. (1984). Age-related decline in proprioception. *Clinical Orthopaedics and Related Research, 184*, 208–211. https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/6705349/

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

Spaulding, S. J., Barber, B., Colby, M., Cormack, B., Mick, T., & Jenkins, M. E. (2013). Cueing and gait improvement among people with Parkinson's disease: a meta-analysis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *94*(3), 562–570. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2012.10.026

Spieler, D. H., Balota, D. A., & Faust, M. E. (1996). Stroop performance in healthy younger and older adults and in individuals with dementia of the Alzheimer's type. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance, 22*(2), 461–479. https://doi.org/10.1037/0096-1523.22.2.461

Spillantini, M. G., Schmidt, M. L., Lee, V. M. Y., Trojanowski, J. Q., Jakes, R., & Goedert, M. (1997). α-Synuclein in Lewy bodies. *Nature*, *388*(6645), 839-840. https://doi.org/10.1038/42166

Spreng, R. N., Wojtowicz, M., & Grady, C. L. (2010). Reliable differences in brain activity between young and old adults: A quantitative meta-analysis across multiple cognitive domains. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews, 34*(8), 1178–1194. https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2010.01.009

Springer, S., Giladi, N., Peretz, C., Yogev, G., Simon, E. S., & Hausdorff, J. M. (2006). Dual-tasking effects on gait variability: The role of aging, falls, and executive function. *Movement Disorders, 21*(7), 950–957. https://doi.org/10.1002/mds.20848

Staub, B., Doignon-Camus, N., Després, O., & Bonnefond, A. (2013). Sustained attention in the elderly: What do we know and what does it tell us about cognitive aging? *Ageing Research Reviews, 12*(2), 459–468. https://doi.org/10.1016/j.arr.2012.12.001

Staub, B., Doignon-Camus, N., Marques-Carneiro, J. E., Bacon, É., & Bonnefond, A. (2015). Age-related differences in the use of automatic and controlled processes in a situation of sustained attention. *Neuropsychologia, 75*, 607–616. https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2015.07.021

Stebbins, G. T., Carrillo, M. C., Dorfman, J., Dirksen, C., Desmond, J. E., Turner, D. A., Bennett, D. A., Wilson, R. S., Glover, G., & Gabrieli, J. D. E. (2002). Aging effects on memory encoding in the frontal lobes. *Psychology and Aging, 17*(1), 44–55. https://doi.org/10.1037/0882-7974.17.1.44

Stern, Y. (2002). What is cognitive reserve? Theory and research application of the reserve concept. *Journal of the International Neuropsychological Society, 8*(3), 448–460. https://doi.org/10.1017/S1355617702813248

Strangman, G., Culver, J. P., Thompson, J. H., & Boas, D. A. (2002). A quantitative comparison of simultaneous BOLD fMRI and NIRS recordings during functional brain activation. *NeuroImage*, *17*(2), 719–731.

Stuart, S., Vitorio, R., Morris, R., Martini, D. N., Fino, P. C., & Mancini, M. (2018). Cortical activity during walking and balance tasks in older adults and in people with Parkinson's disease: A structured review. *Maturitas, 113*, 53–72. https://doi.org/10.1016/j.maturitas.2018.04.011

Stuart, S., Belluscio, V., Quinn, J. F., & Mancini, M. (2019). Pre-frontal cortical activity during walking and turning is reliable and differentiates across young, older adults, and people with Parkinson's disease. *Frontiers in Neurology, 10*, 536. https://doi.org/10.3389/fneur.2019.00536

Stuart, S., & Mancini, M. (2020). Prefrontal cortical activation with open and closed-loop tactile cueing when walking and turning in Parkinson disease: A pilot study. *Journal of Neurologic Physical Therapy, 44*(2), 121–131. https://doi.org/10.1097/NPT.0000000000000286

Sturm, W. (2002). Neuro-anatomie fonctionnelle de l'attention. In J. Couillet, M. Leclerc, C. Moroni, & P. Azouvi (Eds.), *Neuropsychologie de l'attention* (pp. 55–72). Solal.

Suzuki, M., Miyai, I., Ono, T., Oda, I., Konishi, I., Kochiyama, T., & Kubota, K. (2004). Prefrontal and premotor cortices are involved in adapting walking and running speed on the treadmill: An optical imaging study. *NeuroImage, 23*(3), 1020–1026. https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2004.07.002

Takakusaki, K., Tomita, N., & Yano, M. (2008). Substrates for normal gait and pathophysiology of gait disturbances with respect to the basal ganglia dysfunction. *Journal of Neurology, 255*(Suppl. 4), 19–29. https://doi.org/10.1007/s00415-008-4004-7

Takakusaki, K. (2013). Neurophysiology of gait: From the spinal cord to the frontal lobe. *Movement Disorders, 28*(11), 1483–1491. https://doi.org/10.1002/mds.25669

Takakusaki, K. (2017). *Functional neuroanatomy for posture and gait control*. *Journal of Movement Disorders, 10*(1), 1-17. https://doi.org/10.14802/jmd.16062

Takeuchi, N., Mori, T., Suzukamo, Y., Tanaka, N., & Izumi, S. (2016). Parallel processing of cognitive and physical demands in left and right prefrontal cortices during smartphone use while walking. *BMC Neuroscience, 17*, Article 9. https://doi.org/10.1186/s12868-016-0244-0

Thaut, M. H., McIntosh, G. C., Rice, R. R., Miller, R. A., Rathbun, J., & Brault, J. M. (1996). Rhythmic auditory stimulation in gait training for Parkinson's disease patients. *Movement Disorders*, *11*(2), 193–200. https://doi.org/10.1002/mds.870110213

Thorpe, D. E., Dusing, S. C., & Moore, C. G. (2005). Repeatability of temporospatial gait measures in children using the GAITRite electronic walkway. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 86*(12), 2342–2346. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2005.07.301

Tiffreau, V., Preudhomme, M., & Defebvre, L. (2011). Troubles de la statique au cours des affections neurologiques évolutives: syndromes parkinsoniens et pathologies musculaires. *Revue du Rhumatisme monographies*, *78*(1), 26-31. https://doi.org/10.1016/j.monrhu.2010.08.001

Tomlinson, C. L., Patel, S., Meek, C., Herd, C. P., Clarke, C. E., Stowe, R., Shah, L., Sackley, C. M., Deane, K. H., Wheatley, K., & Ives, N. (2013). Physiotherapy versus placebo or no intervention in Parkinson's disease. *The Cochrane database of systematic reviews*, *2013*(9), CD002817. https://doi.org/10.1002/14651858.CD002817.pub4

Uc, E. Y., Rizzo, M., Anderson, S. W., Qian, S., Rodnitzky, R. L., & Dawson, J. D. (2005). Visual dysfunction in Parkinson disease without dementia. *Neurology*, *65*(12), 1907–1913. https://doi.org/10.1212/01.wnl.0000191565.11065.11

Udina, C., Avtzi, S., Durduran, T., Holtzer, R., Rosso, A. L., Castellano-Tejedor, C., Perez, L. M., Soto-Bagaria, L., & Inzitari, M. (2020). Functional near-infrared spectroscopy to study cerebral hemodynamics in older adults during cognitive and motor tasks: A review. *Frontiers in Aging Neuroscience, 11*, 367. https://doi.org/10.3389/fnagi.2019.00367

Uematsu, A., Tsuchiya, K., Kadono, N., Kobayashi, H., Kaetsu, T., Hortobágyi, T., & Others. (2014). A behavioral mechanism of how increases in leg strength improve old adults' gait speed. *PLOS ONE, 9*(10), e110350. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0110350

Vallesi, A., Tronelli, V., Lomi, F., & Pezzetta, R. (2021). Age differences in sustained attention tasks: A meta-analysis. *Psychonomic Bulletin & Review, 28*(6), 1755–1775. https://doi.org/10.3758/s13423-021-01908-x

Van Abswoude, F., Nuijen, N. B., van der Kamp, J., & Steenbergen, B. (2018). Individual differences influencing immediate effects of internal and external focus instructions on children's motor performance. *Research Quarterly for Exercise and Sport, 89*(2), 190–199. https://doi.org/10.1080/02701367.2018.1442915

Van der Linden, M., & Hupet, M. (1994). *Le vieillissement cognitif*. Presses Universitaires de France.

Van der Linden, M., Beerten, A., & Pesenti, M. (1998). Age-related differences in random generation. *Brain and Cognition, 38*(1), 1–16. https://doi.org/10.1006/brcg.1997.0969

Van Hooren, S. A., Valentijn, A. M., Bosma, H., Ponds, R. W., van Boxtel, M. P., & Jolles, J. (2007). Cognitive functioning in healthy older adults aged 64-81: A cohort study into the effects of age, sex, and education. *Neuropsychology, Development, and Cognition. Section B, Aging, Neuropsychology and Cognition, 14*(1), 40–54. https://doi.org/10.1076/jcen.25.5.634.14572

Vandenbossche, J., Deroost, N., Soetens, E., Spildooren, J., Vercruysse, S., Nieuwboer, A., & Kerckhofs, E. (2011). Freezing of gait in Parkinson's disease is associated with impaired conflict resolution. *Neurorehabilitation and Neural Repair, 25*(8), 765–773. https://doi.org/10.1177/1545968311403493

Vaughan, L., & Giovanello, K. (2010). Executive function in daily life: Age-related influences of executive processes on instrumental activities of daily living. *Psychology and Aging, 25*(2), 343–355. https://doi.org/10.1037/a0017729

Venturino, N., Stepansky, K., Rodak, C., & Cramer, S. (2023). Training amplitude in occupational therapy for the treatment of Parkinson's disease: A feasibility study. *International Journal of Therapy and Rehabilitation, 30*(10). https://doi.org/10.12968/ijtr.2022.0126

Verhaeghen, P., Steitz, D. W., Sliwinski, M. J., & Cerella, J. (2003). Aging and dual-task performance: A meta-analysis. *Psychology and Aging, 18*(3), 443–460. https://doi.org/10.1037/0882-7974.18.3.443

Verghese, J., Kuslansky, G., Holtzer, R., Katz, M., Xue, X., Buschke, H., & Pahor, M. (2007). Walking while talking: Effect of task prioritization in the elderly. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 88*(1), 50–53. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.10.007

Verghese, J., Wang, C., Ayers, E., Izzetoglu, M., & Holtzer, R. (2017). Brain activation in high-functioning older adults and falls: Prospective cohort study. *Neurology, 88*(2), 191–197. https://doi.org/10.1212/WNL.0000000000003421

Villringer, A., Planck, J., Hock, C., Schleinkofer, L., & Dirnagl, U. (1993). Near infrared spectroscopy (NIRS): A new tool to study hemodynamic changes during activation of brain function in human adults. *Neuroscience Letters, 154*(1-2), 101–104. https://doi.org/10.1016/0304-3940(93)90181-j

Villringer, A., & Chance, B. (1997). Non-invasive optical spectroscopy and imaging of human brain function. *Trends in Neurosciences, 20*(10), 435–442. https://doi.org/10.1016/s0166-2236(97)01132-6

Vitorio, R., Stuart, S., Rochester, L., Alcock, L., & Pantall, A. (2017). fNIRS response during walking—Artefact or cortical activity? A systematic review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews, 83*, 160–172. https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2017.10.002

Vitorio, R., Morris, R., Das, J., Walker, R., Mancini, M., & Stuart, S. (2022). Brain activity response to cues during gait in Parkinson's disease: A study protocol. *PLOS ONE*, *17*(11), e0275894. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0275894

Voelcker-Rehage, C. (2008). Motor-skill learning in older adults—a review of studies on age-related differences. *European Review of Aging and Physical Activity, 5*(1), 5–16. https://doi.org/10.1007/s11556-008-0030-9

Walhovd, K. B., Westlye, L. T., Amlien, I., Espeseth, T., Reinvang, I., Raz, N., Agartz, I., Salat, D. H., Greve, D. N., Fischl, B., Dale, A. M., & Fjell, A. M. (2011). Consistent neuroanatomical age-related volume differences across multiple samples. *Neurobiology of Aging, 32*(5), 916–932. https://doi.org/10.1016/j.neurobiolaging.2009.05.013

Warm, J. S., Matthews, G., & Parasuraman, R. (2009). Cerebral hemodynamics and vigilance performance. *Military Psychology, 21*(Suppl. 1), S75–S100. https://doi.org/10.1080/08995600802554706

Wasylyshyn, C., Verhaeghen, P., & Sliwinski, M. J. (2011). Aging and task switching: A meta-analysis. *Psychology and Aging, 26*(1), 15–20. https://doi.org/10.1037/a0020912

Weissman, D. H., & Banich, M. T. (2000). The cerebral hemispheres cooperate to perform complex but not simple tasks. *Neuropsychology, 14*(1), 41–59. https://doi.org/10.1037//0894-4105.14.1.41

West, R. L. (1996). An application of prefrontal cortex function theory to cognitive aging. *Psychological Bulletin, 120*(2), 272–292. https://doi.org/10.1037/0033-2909.120.2.272

Wickens, C.D. (1984). Processing resources in attention. In R. Parasuraman & D.R. Davies (Eds.), *Varieties of attention* (pp. 63-102). Orlando, FL : Academic Press.

Williams, D. S., & Martin, A. E. (2019). Gait modification when decreasing double support percentage. *Journal of Biomechanics, 92*, 76–83. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.05.028

Wong, W. L., Masters, R. S., Maxwell, J. P., & Abernethy, B. B. (2008). Reinvestment and falls in community-dwelling older adults. *Neurorehabilitation and Neural Repair, 22*(4), 410–414. https://doi.org/10.1177/1545968307313510

Wood, J. N., & Grafman, J. (2003). Human prefrontal cortex: Processing and representational perspectives. *Nature Reviews Neuroscience, 4*(2), 139–147. https://doi.org/10.1038/nrn1033

Woollacott, M., & Shumway-Cook, A. (2002). Attention and the control of posture and gait: A review of an emerging area of research. *Gait & Posture, 16*(1), 1–14. https://doi.org/10.1016/s0966-6362(01)00156-4

Wu, T., & Hallett, M. (2008). Neural correlates of dual task performance in patients with Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry, 79*(7), 760–766. https://doi.org/10.1136/jnnp.2007.126599

Wulf, G., Höß, M., & Prinz, W. (1998). Instructions for motor learning: differential effects of internal versus external focus of attention. *Journal of motor behavior*, *30*(2), 169–179. https://doi.org/10.1080/00222899809601334

Wulf, G., & Prinz, W. (2001). Directing attention to movement effects enhances learning: A review. *Psychonomic Bulletin & Review, 8*(4), 648–660. https://doi.org/10.3758/bf03196201

Wulf, G., McNevin, N., & Shea, C. H. (2001a). The automaticity of complex motor skill learning as a function of attentional focus. *Quarterly Journal of Experimental Psychology A, 54*(4), 1143–1154. https://doi.org/10.1080/713756012

Wulf, G., Shea, C., & Park, J. H. (2001b). Attention and motor performance: Preferences for and advantages of an external focus. *Research Quarterly for Exercise and Sport, 72*(4), 335–344. https://doi.org/10.1080/02701367.2001.10608970

Wulf, G. (2013). Attentional focus and motor learning: A review of 15 years. *International Review of Sport and Exercise Psychology, 6*(1), 77–107. https://doi.org/10.1080/1750984X.2012.723728

Yogev, G., Giladi, N., Peretz, C., Springer, S., Simon, E. S., & Hausdorff, J. M. (2005). Dual tasking, gait rhythmicity, and Parkinson's disease: which aspects of gait are attention demanding?. *European journal of neuroscience*, *22*(5), 1248-1256.

Yogev-Seligmann, G., Hausdorff, J. M., & Giladi, N. (2008). The role of executive function and attention in gait. *Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society, 23*(3), 329–472. https://doi.org/10.1002/mds.21720

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. *Physical Therapy, 90*, 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. *Movement Disorders, 27*(6), 765–770. https://doi.org/10.1002/mds.24963

Yogev-Seligmann, G., Sprecher, E., & Kodesh, E. (2016). The effect of external and internal focus of attention on gait variability in older adults. *Journal of Motor Behavior, 49*(2), 1–6. https://doi.org/10.1080/00222895.2016.1169983

Yogev-Seligmann, G., Krasovsky, T., & Kafri, M. (2022). Compensatory movement strategies differentially affect attention allocation and gait parameters in persons with Parkinson's disease. *Frontiers in human neuroscience*, *16*, 943047. https://doi.org/10.3389/fnhum.2022.943047

Young, M. S., Brookhuis, K. A., Wickens, C. D., & Hancock, P. A. (2015). State of science: Mental workload in ergonomics. *Ergonomics, 58*(1), 1–17. https://doi.org/10.1080/00140139.2014.956151

Yücel, M. A., Lühmann, A. V., Scholkmann, F., Gervain, J., Dan, I., Ayaz, H., Boas, D., Cooper, R. J., Culver, J., Elwell, C. E., Eggebrecht, A., Franceschini, M. A., Grova, C., Homae, F., Lesage, F., Obrig, H., Tachtsidis, I., Tak, S., Tong, Y., Torricelli, A., Wabnitz, H., & Wolf, M. (2021). Best practices for fNIRS publications. *Neurophotonics*, *8*(1), 012101. https://doi.org/10.1117/1.NPh.8.1.012101

Zacks, R. T., & Hasher, L. (1994). Directed ignoring: Inhibitory regulation of working memory. In D. Dagenbach & T. H. Carr (Eds.), *Inhibitory processes in attention, memory, and language* (pp. 241–264). Academic Press.

Zomeren Van AH, Brouwer WH. Clinical neuropsychology of attention. New York: Oxford University Press. 1994;250 p.

Table des annexes

Annexe I : Unifed Parkinson’s Disease Rating Scale (UPDRS)

Annexe II : Stades de Hoehn et Yahr (1967).

Annexe III : Tableau des Niveau d'études.

Annexe IV : Questionnaire d'évaluation de l'activité physique.

Annexe V : Montréal Cognitive Assessment (MoCA). (Nasreddine et al., 2005)

Annexe VI : Echelle Gériatrique de Dépression (GDS).

Annexe VII : UK Parkinson’s Disease Society Brain Bank (UKPDSBB) (Hughes et al., 1992).

ANNEXE I : Unifed Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS)

UNIFED PARKINSON'S DISEASE RATING SCALE
D = droit ; G = gauche

FORMES CLINIQUES : AH = AKINETO-HYPERTONIQUE ; M = MIXTE ; T = TREMBLANTE

NOM : Date : UPDRS =
Année de naissance : stable : Oui Non prédominance : D – G – AH – M – T
Début de maladie : début de traitement : cocher : ☐ seul ☐ conjoint ☐ enfant ☐ autre

I) Etat mental, comportemental, thymique

1. affaiblissement intellectuel	0	1	2	3	4
2. troubles de la pensée	0	1	2	3	4
3. dépression	0	1	2	3	4
4. motivation-initiative	0	1	2	3	4

II) activités dans la vie quotidienne

5. parole	0	1	2	3	4
6. salivation	0	1	2	3	4
7. déglutition	0	1	2	3	4
8. écriture	0	1	2	3	4
9. s'alimenter	0	1	2	3	4
10. habillage	0	1	2	3	4
11. hygiène	0	1	2	3	4
12. se retourner dans le lit	0	1	2	3	4
13. chutes non liées au piétinement	0	1	2	3	4
14. piétinement	0	1	2	3	4
15. marche	0	1	2	3	4
16. tremblement	0	1	2	3	4
17. douleurs	0	1	2	3	4

III) examen moteur

18. parole	0	1	2	3	4
19. expression faciale	0	1	2	3	4
20. tremblement de repos	0	1	2	3	4
21. tremblement d'action	0	1	2	3	4
22. rigidité	0	1	2	3	4
23. tapotement des doigts	0	1	2	3	4
24. mouvements des mains	0	1	2	3	4
25. mouvements alternatifs	0	1	2	3	4
26. agilité de la jambe	0	1	2	3	4
27. se lever d'une chaise	0	1	2	3	4
28. posture	0	1	2	3	4
29. stabilité posturale	0	1	2	3	4
30. démarche	0	1	2	3	4
31. bradykinésie	0	1	2	3	4

IV) Complications du traitement

A - DYSKINESIES

32. durée	0	1	2	3	4
33. incapacité	0	1	2	3	4
34. dyskinésies douloureuses	0	1	2	3	4

35. dyskinésies matinale précoce : oui = 1 non = 2

B – FLUCTUATIONS CLINIQUES

36. périodes off prédictives : oui = 1 non = 2
37. périodes off non prédictives : oui = 1 non = 2
38. périodes off brutales : oui = 1 non = 2

39. proportion de off	0	1	2	3	4

C – AUTRES COMPLICATIONS

40. anorexie, nausées, vomissements : oui = 1 non = 2
41. insomnies, somnolence : oui = 1 non = 2
42. hypotension orthostatique : oui = 1 non = 2

Stades de HOEHN et YAHR

Stades : 0 – 1 – 1,5 – 2 – 2,5 – 3 – 4 – 5

AVQ – SCHWAB et ENGLAND

100% - totalement indépendant
90% - indépendant mais plus lent
80% - indépendant conscient de sa lenteur
70% - pas tout à fait indépendant (3 à 4 fois + lent)
60% - partiellement dépendant
50% - aidé dans 50% des activités
40 % - très dépendant
30% - peu d'activités effectuées seul
20% - ne fait rien seul – aidé légerement
10 % - alité – totalement dépendant
0 % : alité – troubles végétatifs

ANNEXE II : Stades de Hoehn et Yahr (1967).

Stade 0	Pas de signes parkinsoniens
Stade I	Signes unilatéraux n'entraînant pas de handicap dans la vie quotidienne
Stade II	Signes à prédominance unilatérale entraînant un certain handicap
Stade III	Atteinte bilatérale avec une certaine instabilité posturale, malade autonome
Stade IV	Handicap sévère mais possibilité de marche, perte partielle de l'autonomie
Stade V	Malade en chaise roulante ou alité, n'est plus autonome

ANNEXE III : Tableau des Niveau d'études.

Décret n° 2019-14 du 8 janvier 2019 relatif au cadre national des certifications professionnelles

Nomenclature relative au niveau de diplôme

Années après le Bac	Titre du diplôme	Niveau de diplôme
-	CAP, BEP	Niveau 3
Bac	Baccalauréat	Niveau 4
Bac + 2	DEUG, BTS, DUT, DEUST	Niveau 5
Bac + 3	Licence, Licence LMD, licence professionnelle	Niveau 6
Bac + 4	Maîtrise	Niveau 6
Bac + 5	Master, DEA, DESS, diplôme d'ingénieur	Niveau 7
Bac + 8	Doctorat, habilitation à diriger des recherches	Niveau 8

ANNEXE IV : Questionnaire d'évaluation de l'activité physique.

(D'après J. Ricci et L. Gagnon, 2011 ; Université de Montréal, modifié par F. Laureyns et JM. Séné)

Etude AttNIRS

Numéro sujet : Att _ _ **Initiales :**

TEST D'AUTO EVALUATION

(D'après J. Ricci et L. Gagnon, université de Montréal, modifié par F. Laureyns et JM. Séné)

Le questionnaire d'auto-évaluation permet de déterminer votre profil : inactif, actif ou très actif ?

Calculez en additionnant le nombre de points (1 à 5) correspondant à la case cochée à chaque question.

	POINTS					SCORES
(A) COMPORTEMENTS SEDENTAIRES	**1**	**2**	**3**	**4**	**5**	
Combien de temps passez-vous en position assise par jour (loisirs, télé, ordinateur, travail, etc.) ?	+ de 5 h ☐	4 à 5 h ☐	3 à 4 h ☐	2 à 3 h ☐	Moins de 2 h ☐	
					Total (A)	
(B) ACTIVITES PHYSIQUES DE LOISIR (DONT SPORTS)	**1**	**2**	**3**	**4**	**5**	**SCORES**
Pratiquez-vous régulièrement une ou des activités physiques ?	Non ☐				Oui ☐	
A quelle fréquence pratiquez-vous l'ensemble de ces activités ?	1 à 2 fois / mois ☐	1 fois/ semaine ☐	2 fois/ semaine ☐	3 fois/ semaine ☐	4 fois/ semaine ☐	
Combien de minutes consacrez-vous en moyenne à chaque séance d'activité physique ?	Moins de 15 min ☐	16 à 30 min ☐	31 à 45 min ☐	46 à 60 min ☐	Plus de 60 min ☐	
Habituellement comment percevez-vous votre effort ? Le chiffre 1 représentant un effort très facile et le 5, un effort difficile.	1 ☐	2 ☐	3 ☐	4 ☐	5 ☐	
					Total (B)	
(C) ACTIVITES PHYSIQUES QUOTIDIENNES	**1**	**2**	**3**	**4**	**5**	**SCORES**
Quelle intensité d'activité physique votre travail requiert-il ?	Légère ☐	Modérée ☐	Moyenne ☐	Intense ☐	Très intense ☐	
En dehors de votre travail régulier, combien d'heures consacrez-vous par semaine aux travaux légers : bricolage, jardinage, ménages, etc. ?	Moins de 2 h ☐	3 à 4 h ☐	5 à 6 h ☐	7 à 9 h ☐	Plus de 10 h ☐	
Combien de minutes par jour consacrez-vous à la marche ?	Moins de 15 min ☐	16 à 30 min ☐	31 à 45 min ☐	46 à 60 min ☐	Plus de 60 min ☐	
Combien d'étages, en moyenne, montez-vous à pied chaque jour ?	Moins de 2 ☐	3 à 5 ☐	6 à 10 ☐	11 à 15 ☐	Plus de 16 ☐	
					Total (C)	
					Total (A)+(B)+(C)	

RESULTATS

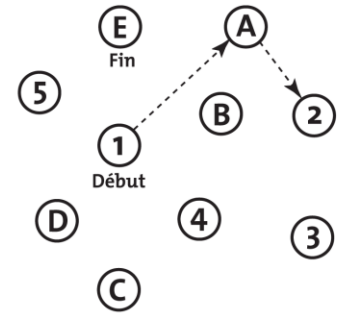
- Moins de 18 : Inactif
- Entre 18 et 35 : Actif
- Plus de 35 : Très actif

Document Clinicprosport – janvier 2011 1/1

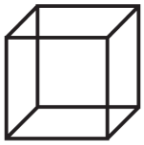
ANNEXE V : Montréal Cognitive Assessment (MoCA) (d'après Nasreddine et al., 2005).

MONTREAL COGNITIVE ASSESSMENT (MOCA) NOM :
Version 7.1 **FRANÇAIS** Scolarité : Date de naissance :
Sexe : DATE :

VISUOSPATIAL / ÉXÉCUTIF — POINTS



Copier le cube

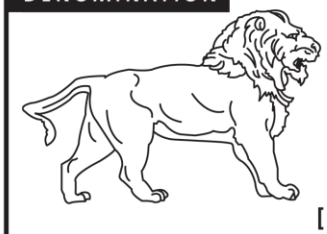
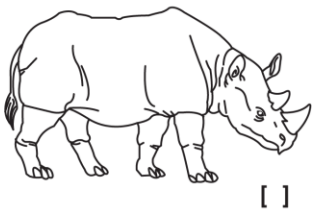
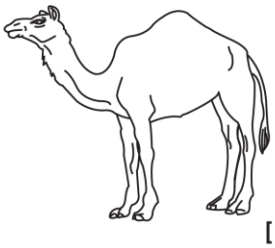


[ ] [ ]

Dessiner HORLOGE (11 h 10 min) (3 points)

[ ] Contour [ ] Chiffres [ ] Aiguilles __/5

DÉNOMINATION

[ ] [ ] [ ] __/3

MÉMOIRE Lire la liste de mots, le patient doit répéter. Faire 2 essais même si le 1er essai est réussi. Faire un rappel 5 min après. — Pas de point

	VISAGE	VELOURS	ÉGLISE	MARGUERITE	ROUGE
1er essai					
2ème essai					

ATTENTION Lire la série de chiffres (1 chiffre/ sec.). Le patient doit la répéter. [ ] 2 1 8 5 4
Le patient doit la répéter à l'envers. [ ] 7 4 2 __/2

Lire la série de lettres. Le patient doit taper de la main à chaque lettre A. Pas de point si 2 erreurs
[ ] F B A C M N A A J K L B A F A K D E A A A J A M O F A A B __/1

Soustraire série de 7 à partir de 100. [ ] 93 [ ] 86 [ ] 79 [ ] 72 [ ] 65
4 ou 5 soustractions correctes : **3 pts**, 2 ou 3 correctes : **2 pts**, 1 correcte : **1 pt**, 0 correcte : **0 pt** __/3

LANGAGE Répéter : Le colibri a déposé ses œufs sur le sable . [ ] L'argument de l'avocat les a convaincus. [ ] __/2

Fluidité de langage. Nommer un maximum de mots commençant par la lettre «F» en 1 min [ ] ____ (N≥11 mots) __/1

ABSTRACTION Similitude entre ex : banane - orange = fruit [ ] train – bicyclette [ ] montre - règle __/2

RAPPEL — Points pour rappel SANS INDICES seulement — __/5

	Doit se souvenir des mots	VISAGE	VELOURS	ÉGLISE	MARGUERITE	ROUGE
	SANS INDICES	[ ]	[ ]	[ ]	[ ]	[ ]
Optionnel	Indice de catégorie					
	Indice choix multiples					

ORIENTATION [ ] Date [ ] Mois [ ] Année [ ] Jour [ ] Endroit [ ] Ville __/6

© Z.Nasreddine MD www.mocatest.org Normal ≥ 26 / 30 **TOTAL** __/30
Ajouter 1 point si scolarité ≤ 12 ans

Administré par : _____

ANNEXE VI : Echelle Gériatrique de Dépression (GDS).

1 - Etes-vous satisfait(e) de votre vie?	oui	non*
2 - Avez-vous renoncé à un grand nombre de vos activités?	oui*	non
3 - Avez-vous le sentiment que votre vie est vide?	oui*	non
4 - Vous ennuyez-vous souvent?	oui*	non
5 - Envisagez-vous l'avenir avec optimisme?	oui	non*
6 - Etes-vous souvent préoccupé(e) par des pensées qui reviennent sans cesse?	oui*	non
7 - Etes-vous de bonne humeur la plupart du temps?	oui	non*
8 - Craignez-vous un mauvais présage pour l'avenir?	oui*	non
9 - Etes-vous heureux la plupart du temps?	oui	non*
10 - Avez-vous souvent besoin d'aide,	oui*	non
11 - Vous sentez-vous souvent nerveux(se) au point de ne pouvoir tenir en place?	oui*	non
12 - Préférez-vous rester seul(e) dans votre chambre plutôt que d'en sortir?	oui*	non
13 - L'avenir vous inquiète-t-il?	oui*	non
14 - Pensez-vous que votre mémoire est plus mauvaise que celle de la plupart des gens?	oui*	non
15 - Pensez-vous qu'il est merveilleux de vivre à notre époque?	oui	non*
16 - Avez-vous souvent le cafard ?	oui*	non
17 - Avez-vous le sentiment d'être désormais inutile?	oui*	non
18 - Ressassez-vous beaucoup le passé?	oui*	non
19 - Trouvez-vous que la vie est passionnante?	oui	non*
20 - Avez-vous des difficultés à entreprendre de nouveaux projets?	oui*	non
21 - Avez-vous beaucoup d'énergie?	oui	non*
22 - Désespérez-vous de votre situation présente?	oui*	non
23 - Pensez-vous que la situation des autres est meilleure que la vôtre et que les autres ont plus de chance que vous?	oui*	non
24 - Etes-vous souvent irrité(e) par des détails?	oui*	non
25 - Eprouvez-vous souvent le besoin de pleurer?	oui*	non
26 - Avez-vous du mal à vous concentrer?	oui*	non
27 - Etes-vous content(e) de vous lever le matin?	oui	non*
28 - Refusez-vous souvent les activités proposées?	oui*	non
29 - Vous est-il facile de prendre des décisions?	oui	non*
30 - Avez-vous l'esprit aussi clair qu'autrefois?	oui	non*

Chaque réponse marquée * vaut un point.

Score 0 à 5 : normal
Score entre 5 et 9 : indique une forte probabilité de dépression
Score à 10 et plus : indique presque toujours une dépression

ANNEXE VII : UK Parkinson's Disease Society Brain Bank (UKPDSBB) (Hughes et al., 1992).

Step 1. Diagnosis of Parkinsonian Syndrome

- Bradykinesia
- At least one of the following
    - Muscular rigidity
    - 4-6 Hz rest tremor
    - postural instability not caused by primary visual, vestibular, cerebellar, or propriocepti dysfunction

Step 2 Exclusion criteria for Parkinson's disease

- history of repeated strokes with stepwise progression of parkinsonian features
- history of repeated head injury
- history of definite encephalitis
- oculogyric crises
- neuroleptic treatment at onset of symptoms
- more than one affected relative
- sustained remission
- strictly unilateral features after 3 years
- supranuclear gaze palsy
- cerebellar signs
- early severe autonomic involvement
- early severe dementia with disturbances of memory, language, and praxis
- Babinski sign
- presence of cerebral tumor or communication hydrocephalus on imaging study
- negative response to large doses of levodopa in absence of malabsorption
- MPTP exposure

Step 3 supportive prospective positive criteria for Parkinson's disease

Three or more required for diagnosis of definite Parkinson's disease in combination with step one

- Unilateral onset
- Rest tremor present
- Progressive disorder
- Persistent asymmetry affecting side of onset most
- Excellent response (70-100%) to levodopa
- Severe levodopa-induced chorea
- Levodopa response for 5 years or more
- Clinical course of ten years or more