

Université de Montréal

**Étude pilote de l'effet d'un entraînement utilisant une stimulation
sensorielle par vibrations reproduisant la marche chez des
personnes hémiparétiques**

par Agnès BARTHÉLÉMY

École de réadaptation
Faculté de Médecine

Mémoire présenté
en vue de l'obtention du grade de Maîtrise
en Sciences de la réadaptation

Décembre, 2017

© Agnès Barthélémy, 2017

Résumé

La plupart des personnes hémiparétiques à la suite d'un accident vasculaire cérébral présentent des atteintes de la marche qui limitent leur participation sociale. Pour optimiser la récupération, l'entraînement prolongé à la marche est aujourd'hui recommandé. Cette approche est fondée sur l'importance des informations sensorielles de mouvement pour récupérer le meilleur contrôle du mouvement possible. Ces informations peuvent aussi être fournies par des vibrations musculaires localisées. L'application séquentielle et structurée de vibrations sur différents muscles des membres inférieurs peut ainsi mimer l'activité sensorielle associée aux mouvements de la marche normale. L'objectif de ce projet était d'évaluer l'effet d'un entraînement utilisant des vibrations reproduisant l'activité sensorielle de la marche sur les paramètres de marche de personnes hémiparétiques en phase de réadaptation fonctionnelle intensive. Pour cela, une étude expérimentale à cas uniques avec des mesures répétées a été menée auprès de trois personnes hémiparétiques. Chaque participant a reçu l'entraînement par vibrations à raison de quatre séances de 30 minutes par semaine pendant trois semaines. La vitesse de marche au sol à vitesse confortable et rapide, mesures principales de résultat, ainsi que les autres paramètres spatio-temporels de la marche et le patron de marche ont été collectés à deux reprises avant l'entraînement, à la fin de chaque semaine d'entraînement puis un mois après la fin de la période d'entraînement. Les vitesses de marche au sol de participants hospitalisés en réadaptation fonctionnelle intensive issues d'une base de données ont été utilisées afin de comparer les résultats obtenus avec les trois participants au projet. Une augmentation de la vitesse de marche au sol a été observée uniquement chez un des trois participants. Ce changement a été observé dès la première semaine d'entraînement et était supérieur à ceux obtenus chez les participants issus de la base de données. L'entraînement par vibrations a cependant permis d'améliorer les autres paramètres spatio-temporels et le patron de marche des trois participants. Au regard de ces résultats, il est nécessaire de poursuivre l'évaluation de l'entraînement par vibrations afin de mieux comprendre ses effets et de développer un nouvel outil de réadaptation.

Mots-clés : Accident vasculaire cérébral, hémiparésie, marche, réadaptation, entraînement, proprioception, vibration.

Abstract

Most of individuals with hemiparesis following a stroke present gait disabilities which limit their social participation. Prolonged gait training is recommended to optimize the recovery. This approach is founded on the importance of the sensory information produced by gait movements to recover the best possible control of movement. This information could also be induced by means of multiple localized muscular vibration. It has been showed that sequential and patterned vibration application on different muscles of lower limbs could mimic sensory activity associated with normal gait movement. The purpose of this project was to evaluate the effect of gait-like vibration training on gait parameter in hemiparetic people in subacute phase. To answer this question, a single case experimental design study with repeated measures was used with three individuals with hemiparesis during intensive functional rehabilitation. Each participant has received gait-like vibration training in 30-minute sessions, four times per week for three weeks. Comfortable and fast overground gait speeds were the principal outcome measures. Spatiotemporal data and gait pattern were also evaluated. Each data was collected twice before training, then at the end of each week of training and a month after the end of the training. Control data of overground gait speeds of individuals with hemiparesis in the same intensive rehabilitation facility, prospectively collected in a clinical database, has been used to compare the additional effect gait speed of the three participants. An increase of overground gait speed has been observed in only one of the three participants. This change appeared at the end of the first week of training and were superior to these obtained in the database participants. Gait-like vibration training has also permitted an improvement of the other spatiotemporal data and gait pattern of all three participants. Regarding these results, it seems necessary to continue the evaluation of gait-like vibration training to better understand these effects and develop a new tool of rehabilitation.

Keywords: Stroke, hemiparesis, gait, rehabilitation, proprioception, vibration.

Table des matières

Résumé.....	i
Abstract.....	ii
Table des matières.....	iii
Liste des tableaux.....	vi
Liste des figures	vii
Liste des abréviations.....	viii
Remerciements.....	x
Chapitre 1 : Introduction.....	1
Chapitre 2 : Recension des écrits	3
2.1. Épidémiologie de l'accident vasculaire cérébral	3
2.2. L'accident vasculaire cérébral	3
2.2.1. Définition de l'AVC	3
2.2.2. Les signes cliniques de l'AVC.....	4
2.3. La marche chez le sujet sain	5
2.3.1. Le patron de marche.....	5
2.3.2. Les paramètres spatio-temporels.....	8
2.3.3. La vitesse de marche.....	9
2.4. La marche chez le sujet hémiparétique.....	10
2.4.1. Le patron de marche.....	11
2.4.2. Les paramètres spatio-temporels.....	12
2.4.3. La vitesse de marche.....	12
2.5. Rééducation locomotrice chez le sujet hémiparétique.....	13
2.5.1. De la physiologie aux principes de réadaptation	13
2.5.2. Les différentes interventions de réadaptation pour la marche	14
2.6. Les vibrations musculaires localisées	20
2.6.1. Physiologie de la proprioception	20

2.6.2.	Effets neurophysiologiques des vibrations	21
2.6.3.	Effets des vibrations à la marche	23
2.6.4.	Vibrations multiples et marche	24
Chapitre 3 :	Objectifs & hypothèse.....	26
3.1	Objectifs.....	26
3.2	Hypothèse	26
Chapitre 4 :	Méthodologie	27
4.1	Contexte de l'étude	27
4.2	Participants.....	27
4.2.1	Participants au projet.....	27
4.2.2	Participants issus de la base de données	28
4.3	Intervention : entraînement par vibrations	29
4.4	Procédure d'évaluation	31
4.4.1	Déroulement temporel	31
4.4.2.	Évaluation clinique	32
4.5	Mesures de résultats	34
4.5.1	Les vitesses de marche au sol	35
4.5.2	Mesures secondaires de résultats	36
4.6	Analyses des données	38
4.7	Analyses statistiques	38
4.7.1	Pour les données issues de la base de données	39
4.7.1	Pour les données issues des participants au projet.....	40
Chapitre 5 :	Résultats	42
5.1	Participants issus de la base de données	42
5.1.1	Description des participants.....	42
5.1.2	Évolution des vitesses de marche au sol	43
5.2	Participant DB – réadaptation seule.....	48

5.2.1	Condition clinique de DB à son inclusion dans l'étude	48
5.2.2	Résultats post-réadaptation seule	51
5.3	Participant DB – entraînement par vibrations seul	52
5.3.1	Condition clinique de DB à son inclusion dans cette phase	52
5.3.2	Pendant l'entraînement par vibrations	53
5.3.3	Suivi après l'entraînement par vibrations	55
5.4	Participante JL – réadaptation et entraînement par vibrations	56
5.4.1	Condition clinique de JL à son inclusion dans l'étude	56
5.4.2	Pendant l'entraînement par vibrations	58
5.4.3	Suivi après l'entraînement par vibrations	59
5.5	Participante MP – réadaptation et entraînement par vibrations	60
5.5.1	Condition clinique de MP à son inclusion dans l'étude	60
5.5.2	Pendant l'entraînement par vibrations	63
5.5.3	Suivi après l'entraînement par vibrations	64
5.6	Perspective des participants ayant reçu l'entraînement par vibrations	65
Chapitre 6 : Discussion		66
Chapitre 7 : Conclusion		74
Bibliographie.....		75
Annexe I : Certificat d'éthique		i
Annexe II : Formulaire de consentement.....		iii
Annexe III : Test des cloches.....		xi
Annexe IV : Gait Assessment and Intervention Tool (G.A.I.T.).....		xiv
Annexe V : Short feedback questionnaire modifié.....		xxiii
(SFQ-M).....		xxiii

Liste des tableaux

Tableau 1.	Données sociodémographiques des participants de la base de données	43
Tableau 2.	Vitesses de marche confortable et rapide à T1 et T2 des participants issus de la base de données.....	45
Tableau 3.	Tableau récapitulatif des données sociodémographiques des cas uniques	48
Tableau 4.	Tableau récapitulatif des données cliniques initiales des participants au projet (membre parétique).....	49

Liste des figures

Figure 1. Courbes cinématiques pour les articulations de la cheville (Figure A), du genou (Figure B) et de la hanche (Figure C) lors de la marche normale	7
Figure 2. Dispositif de vibrations.....	29
Figure 3. Patron modèle d'activation des vibrateurs pour chaque groupe musculaire vibré (Un cycle pour un membre inférieur)	30
Figure 4. Déroulement chronologique de l'étude	32
Figure 5. Plan de l'installation du test de marche sur 10 mètres	35
Figure 6. Plan de l'installation du dispositif GAITRite®	36
Figure 7. Figure récapitulative des résultats de vitesse de marche et des données spatio-temporelles du participant DB aux différents temps de mesure.	50
Figure 8. Scores au G.A.I.T. (/49) du participant DB aux différents temps de mesures	51
Figure 9. Changements moyens des vitesses de marche au sol par jour d'entraînement ou par jour de RFI associé à l'entraînement chez les participants	54
Figure 10. Figure récapitulative des résultats de vitesse de marche et des données spatio-temporelles de la participante JL aux différents temps de mesure.	57
Figure 11. Scores au G.A.I.T. (/49) de la participante JL aux différents temps de mesures	58
Figure 12. Figure récapitulative des résultats de vitesse de marche et des données spatio-temporelles de la participante MP aux différents temps de mesure.....	62
Figure 13. Scores au G.A.I.T. (/49) de la participante MP aux différents temps de mesures ..	63

Liste des abréviations

AVC	Accident vasculaire cérébral
CER	Comité d'éthique à la recherche
CMMSA	<i>Chedoke McMaster Stroke Assessment</i>
G.A.I.T.	<i>Gait Assessment and Intervention Tool</i>
IC	Intervalle de confiance
CCI	Coefficient de corrélation intra-classe
MMS	<i>Mini mental score</i>
RFI	Réadaptation fonctionnelle intensive
RTV	Réponse Tonique Vibratoire
RVA	Réponse Vibratoire Antagoniste
SEF	Stimulation électrique fonctionnelle
SFQ	<i>Short feedback questionnaire</i>

*À Amélie, Éloïse, Julie et Martin,
qui se demandent ce que leur tante peut bien faire de ses journées*

Remerciements

Tout d'abord, je tiens à remercier mon directeur de recherche, Dr Cyril Duclos, pour tout le travail que nous avons effectué ensemble.

J'adresse ensuite mes remerciements à toutes les personnes qui ont participé à ce projet de recherche pour leur disponibilité et leur intérêt. Je remercie également Dre Sylvie Nadeau qui a permis l'accès à sa base de données.

Je remercie les personnes ayant collaboré à ce projet : Dre Noémie Duclos, Youssef El Khamlichi, Vahid Esmaili, Marie-Thérèse Laramée, Daniel Marineau et Alexandre Tapin. Je souhaite remercier particulièrement Dre Noémie Duclos, Dre Carole Miéville et M. Jérémie Soria pour leur précieuse relecture de mon mémoire.

Ce mémoire n'aurait jamais vu le jour sans le soutien permanent de Dre Carole Miéville, l'écoute de ma marraine Dre Johanne Higgins et les précieux conseils de Dre Debbie Feldman et Dre Johanne Filiatrault. Du fond du cœur, merci à chacune d'entre vous.

Je tiens à exprimer ma reconnaissance envers l'École de réadaptation, l'Université de Montréal, la Faculté des études supérieures et postdoctorales ainsi que les Fonds de recherche du Québec – Santé (FRQS) pour l'octroi de bourses d'études qui m'ont permis de me consacrer pleinement et sereinement à mes études de maîtrise.

Je tiens à remercier Cécile, Chloé, Claire et Sandy qui, bien que loin des yeux, ont porté attention à toutes les étapes de ma maîtrise et m'ont rappelé les raisons qui m'ont poussée dans cette aventure. Je remercie également mes amis de ce côté-ci de l'Atlantique qui ont tous joué un rôle important : Annabelle (Sérénité et aquabunga), Carole (ravitaillement en chocolat et conseils en tout genre), Apprentie Bibou Gabrielle (Poterie et guide de savoir-vivre), Bibou Jérémie (belote et blagues pourries) et Bib-roux Julien (Intérieur sport et Tulipe).

Enfin, je ne remerciais jamais assez Matthieu, mon conjoint. Merci à toi de me relever après chacune de mes chutes, de panser mes blessures et de me donner la force de repartir de nouveau. Toi seul sais faire briller le soleil et rajouter des couleurs aux couleurs de l'arc-en-ciel.

Chapitre 1 : Introduction

L'accident vasculaire cérébral (AVC) affecte 62 000 personnes par an au Canada (Hebert et al., 2016) et constitue la seconde cause d'incapacité à long terme en Amérique du Nord (Delaney et Potter, 1993). L'AVC entraîne principalement une atteinte sensori-motrice de l'hémicorps controlatéral à la lésion cérébrale. Du fait de l'interaction quasi-complète existant entre les afférences sensorielles et la commande motrice entrant en jeu dans la production de mouvement, les capacités des personnes hémiparétiques à exécuter certaines tâches fonctionnelles telles que la marche sont réduites.

La marche des personnes hémiparétiques est caractérisée par une diminution de la vitesse de la marche et des asymétries des autres paramètres spatio-temporels et du patron de marche. Ces atteintes entraînent des incapacités fonctionnelles qui ont un fort impact sur la qualité de vie des personnes hémiparétiques. En effet, quand la vitesse de marche est inférieure à 0,8 m/s, les capacités de déambulation dans la communauté sont réduites (Perry, Garrett, Gronley et Mulroy, 1995). De plus, les modifications du patron de marche peuvent être ressenties comme un inconvénient esthétique majeur (Bohannon, Andrews et Smith, 1988).

Actuellement, la réadaptation après un AVC a pour objectif de permettre aux personnes hémiparétiques d'atteindre leurs niveaux optimaux sur différents plans dont les activités fonctionnelles. Elle se base d'un point de vue physiologique sur la plasticité cérébrale qui contribue à la récupération sensori-motrice des personnes hémiparétiques. Pour cela, deux principes fondamentaux de réadaptation doivent être utilisés, à savoir les principes de répétition du mouvement et d'approche orientée vers la tâche ou spécificité. En effet, la répétition d'un mouvement produit à la fois une stimulation sensorielle intense et spécifique au mouvement réalisé, ainsi qu'une activité motrice coordonnée, elle aussi spécifique au mouvement à améliorer. La plasticité cérébrale est particulièrement présente durant les 6 premiers mois après la lésion, c'est-à-dire, pendant la phase subaiguë (Langhorne, Bernhardt et Kwakkel, 2011). C'est donc à cette phase que le potentiel de récupération des patients est maximal, ce qui souligne l'importance d'étudier la population des personnes hémiparétiques en phase subaiguë.

Pour la marche, l'augmentation de la vitesse de marche est l'un des principaux objectifs de la réadaptation post-AVC. En effet, ce paramètre est reconnu comme un excellent indicateur

des performances de marche des personnes hémiparétiques (Patterson et al., 2008). L'approche de réadaptation orientée vers la tâche est actuellement recommandée sous la forme d'un entraînement à la marche prolongé, au sol ou sur tapis roulant, avec ou sans support de poids partiel (Hebert et al., 2016; Langhorne et al., 2011). Elle est fondée en grande partie sur l'importance de la rétroaction sensorielle liée à la tâche pour récupérer le meilleur contrôle sensorimoteur possible. Ces informations proprioceptives peuvent également être fournies par l'application de vibrations mécaniques segmentaires qui provoquent une stimulation sensorielle intense, une activité musculaire et modulent la plasticité cérébrale (Roll et al., 2012). Chez les personnes hémiparétiques, l'application de vibrations sur des muscles du côté atteint a montré une augmentation de la vitesse de marche au cours de l'application de vibration (Kawahira et al., 2004) ou après un entraînement utilisant la vibration de façon répétée (Paoloni et al., 2010). L'application organisée de vibrations sur les muscles des membres inférieurs peut également mimer l'activité sensorielle associée à la marche normale et simuler une activité orientée vers la tâche. Duclos et al. (2014) ont ainsi déclenché des mouvements coordonnés de marche sur place, chez des sujets debout, lors de l'application de vibrations multiples, organisées selon le patron des mouvements de marche (Duclos et al., 2014). Ces résultats ont été obtenus chez des personnes en santé et hémiparétiques (Kemlin et Duclos, 2012). L'approche des vibrations reproduisant un patron de marche a donc un potentiel important en tant qu'outil de réadaptation orienté vers la tâche et par l'effet des vibrations sur la neuroplasticité. Une récente étude de cas menée chez un sujet blessé médullaire incomplet chronique a d'ailleurs mis en évidence une augmentation de la vitesse de marche après neuf séances d'entraînement avec ces vibrations (Barthélémy, Gagnon et Duclos, 2016).

La possibilité de proposer une stimulation sensorielle orientée sur la tâche de marche grâce à un système de vibrations multiples ainsi que les résultats observés sur les paramètres de marche lors de l'application de vibrations localisées, laissent à penser que l'application simultanée de vibrations multiples, organisées de façon à simuler l'activité sensorielle de la marche améliorerait les performances de marche de personne post-AVC. Le but de ce travail était d'évaluer l'effet d'un entraînement utilisant les vibrations musculaires multiples reproduisant l'activité sensorielle de la marche sur les paramètres de marche de personnes hémiparétiques post-AVC en phase de réadaptation fonctionnelle intensive.

Chapitre 2 : Recension des écrits

2.1. Épidémiologie de l'accident vasculaire cérébral

Chaque année au Canada, 62 000 personnes ont un accident vasculaire cérébral (AVC) (Hebert et al., 2016), ce qui représente un AVC toutes les 10 minutes (Hakim, Silver et Hodgson, 1998). C'est la troisième cause de mortalité et la seconde cause d'incapacité à long terme en Amérique du Nord (Delaney et Potter, 1993). Ainsi, 315 000 Canadiens vivent avec les séquelles d'un AVC (Hebert et al., 2016). L'AVC touche en majorité les personnes âgées de plus de 70 ans (Hebert et al., 2016). Cependant, le nombre d'AVC chez des personnes plus jeunes ne cesse de croître : au cours de la dernière décennie, le nombre d'AVC a augmenté de 24 % chez les personnes dans la cinquantaine et de 13 % chez celles dans la soixantaine (Fondation, 2014). De plus, étant donné que ces personnes vivront un plus grand nombre d'années avec des incapacités et que l'espérance de vie est de plus en plus élevée, les personnes hémiparétiques seront de plus en plus nombreuses dans les années à venir.

Selon l'Agence de la santé publique du Canada, l'AVC représente un coût annuel de 3,6 milliards de dollars en considérant les services médicaux, les coûts hospitaliers, les pertes de rémunération et la réduction de productivité (Krueger et al., 2012). Cela représente un fardeau sociétal important auquel s'ajoute un fardeau humain. En effet, les personnes hémiparétiques présentent différentes limitations dans leurs activités de la vie quotidienne ce qui affecte fortement leur qualité de vie, aussi bien dans les domaines de la santé physique que de la santé mentale (Haley, Roth, Kissela, Perkins et Howard, 2011).

2.2. L'accident vasculaire cérébral

2.2.1. Définition de l'AVC

L'AVC est défini selon l'Organisation mondiale de la Santé comme « un déficit brutal d'une fonction cérébrale focale sans autre cause apparente qu'une cause vasculaire ». Il peut être d'origine ischémique (80 % des AVC) ou hémorragique (Bogousslavsky, Van Melle et Regli, 1993). Une récupération spontanée peut survenir dans 10 % des cas. Cependant, dans la majorité des cas, des séquelles neurologiques persistent : seulement 65 % des patients ayant eu un AVC présentent une récupération au niveau du membre inférieur (Hendricks, van Limbeek,

Geurts et Zwarts, 2002). Ces séquelles ont des conséquences importantes sur l'indépendance des personnes ayant eu un AVC.

La séquelle la plus fréquente après un AVC est une atteinte sensori-motrice de l'hémicorps controlatéral à la lésion cérébrale, appelée hémiparésie (atteinte partielle) ou hémiplégie (atteinte complète). À cela peuvent s'ajouter des déficits au niveau de l'équilibre, du langage, de la vision et de la cognition.

2.2.2. Les signes cliniques de l'AVC

Au niveau de la motricité, les principaux signes cliniques sont la spasticité, la faiblesse musculaire et l'incoordination (Dyer et Forget, 2004). La spasticité est définie comme une hyperréflexie et une hypertonicité (Lance, 1980). Elle serait le résultat d'une réorganisation au niveau spinal et d'une réduction des influences inhibitrices exercées par les voies descendantes sur les circuits spinaux (Sheean, 2002). La faiblesse musculaire résulterait, en majeure partie, d'une perturbation directe de l'activation ou de la transmission de la commande motrice découlant de l'atteinte des neurones corticaux ou de l'interruption de certaines voies descendantes (Bourbonnais et Noven, 1989). Enfin, l'incoordination est définie comme étant la difficulté d'activer sélectivement les muscles adéquats au moment opportun selon la tâche requise. Cette difficulté d'activer les muscles de façon sélective et coordonnée dépendrait d'un déficit du contrôle moteur se manifestant à plusieurs niveaux du système nerveux central (Bourbonnais, Vanden Noven et Pelletier, 1992).

Au niveau de la sensibilité, la littérature offre peu de description sur les atteintes survenant après un AVC. Il est communément admis qu'il peut exister une perte de certains influx sensoriels ou/et des difficultés d'intégration des informations sensorielles (Dyer et Forget, 2004; Mullie et Duclos, 2014).

Ces atteintes sensitives et motrices se regroupent sous le terme d'atteinte sensori-motrice, afin de souligner l'interaction quasi-complète existant entre les afférences sensorielles et la commande motrice entrant en jeu dans la production de mouvement. En effet, les efférences motrices sont des commandes neurales qui agissent sur les muscles. Elles sont issues de circuits représentant des transformations sensorimotrices alimentées par les afférences sensorielles (Kandel, Schwartz, Jessell, Siegelbaum et Hudspeth, 2013b). Du fait de cette atteinte sensori-

motrice, les capacités des personnes hémiparétiques à produire des mouvements se trouvent affectées, ce qui réduit la réalisation de tâches fonctionnelles, telles que la marche.

2.3. La marche chez le sujet sain

La marche est le moyen primaire de locomotion de l'homme et, par conséquent, un outil d'indépendance. Elle implique des transitions soudaines d'une surface de support à une autre à chaque pas (Patla, 2003) et doit, de ce fait, répondre à deux impératifs : maintenir la stabilité du corps à partir d'une base d'appui réduite et déplacer le corps vers l'avant (Winter, 1991). La marche est caractérisée par une succession répétée de pas gauches et droits formant un cycle de marche, et chaque cycle de marche est composé de deux phases : la phase d'appui comptant pour environ 60 % du temps total du cycle, et la phase d'oscillation comptant pour environ 40 %. Afin de décrire de façon plus détaillée la marche, plusieurs paramètres peuvent être utilisés et regroupés en différentes catégories : les paramètres cinématiques, les paramètres spatio-temporels, les paramètres cinétiques et les paramètres électromyographiques. Dans le cadre de ce projet, seuls les paramètres cinématiques et spatio-temporels de la marche seront décrits.

2.3.1. Le patron de marche

La cinématique est définie comme l'étude des mouvements dans l'espace indépendamment des forces impliquées qui causent le mouvement (Winter, 1991). Elle peut être décrite dans les trois plans de l'espace et inclut les déplacements linéaires et angulaires, les vitesses et les accélérations. Dans le cadre de ce projet, seule l'étude des déplacements angulaires des différentes articulations lors de la marche a été considérée et a été regroupée sous le terme de patron de marche.

La description d'un cycle de marche débute traditionnellement au contact initial d'un pied au sol et se termine lors du contact successif de ce même pied au sol. Ainsi, au début du cycle, la cheville est en position neutre puis l'avant-pied descend rapidement jusqu'au sol (flexion plantaire d'environ 5°) (Figure 1). Le tibia avançant par rapport à un pied fixe, la cheville passe alors en flexion dorsale avec un pic d'environ 10°. À l'attaque du sol par le talon, le genou est en extension presque totale. Il se fléchit d'environ 10° pendant toute la période d'appui unipodal et s'étend de nouveau juste avant que les orteils ne quittent le sol. La hanche est en flexion d'environ 40° au début de la phase d'appui et passe progressivement en extension pour atteindre une extension maximum de 10°. Lors de la phase oscillante, le pied décolle du

sol avec une flexion plantaire de 15° permettant la propulsion. Le genou se fléchit (60°) afin de faciliter le passage du pied tout comme la hanche. Juste avant la fin de l'oscillation, au moment de l'extension de genou, le pied se relève et la cheville se trouve alors autour de 5° de flexion dorsale.

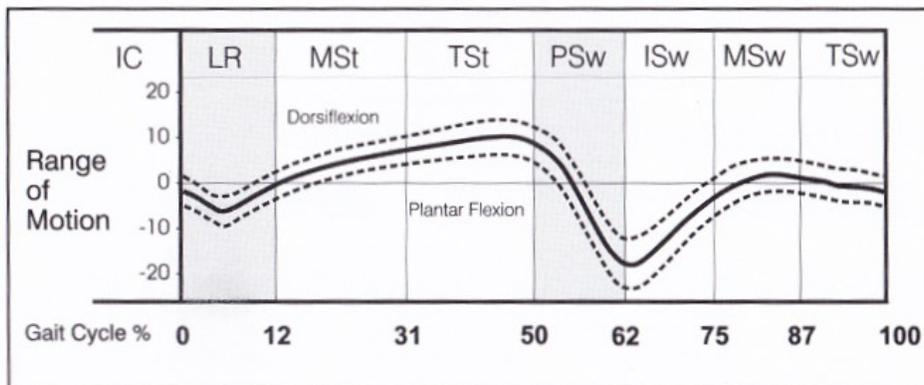
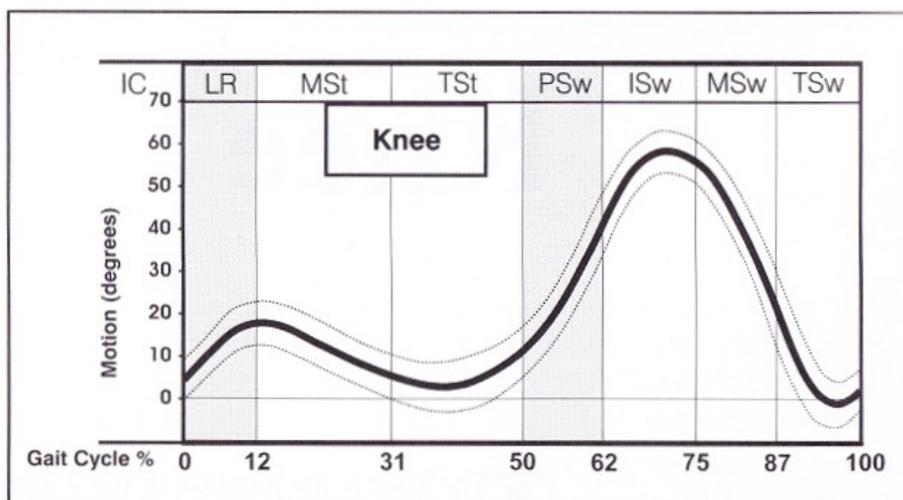
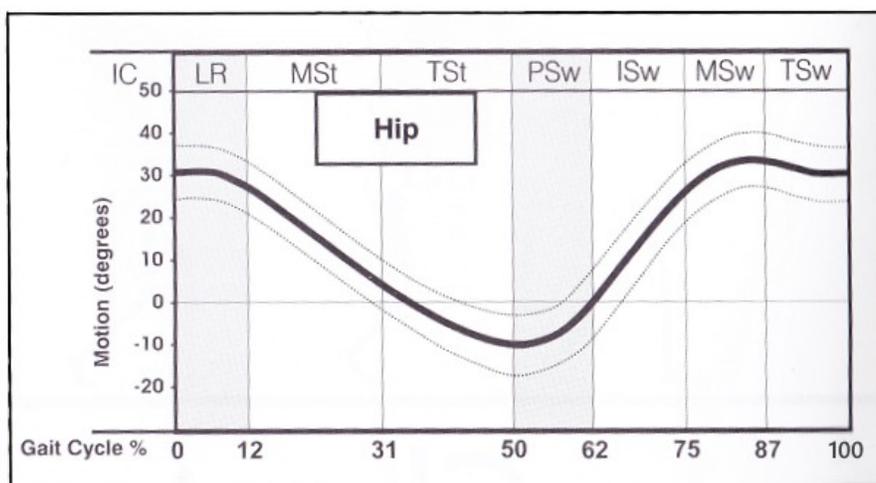
A**B****C**

Figure 1. Courbes cinématiques pour les articulations de la cheville (Figure A), du genou (Figure B) et de la hanche (Figure C) lors de la marche normale

La ligne noire correspond à la moyenne ; les lignes en pointillées correspondent à \pm un écart-type ; LR = loading response = phase de réception du poids du corps, MSt = mid stance =

milieu de la phase d'appui, TSt = terminal stance = fin de la phase d'appui ou phase de poussée plantaire, PSw = pre-swing = avant la phase d'oscillation, ISw = initial swing = début de la phase d'oscillation, MSw = mid swing = milieu de la phase d'oscillation, TSw = terminal swing = fin de la phase d'oscillation. Source : Perry & Burnfield, 2010

2.3.2. Les paramètres spatio-temporels

Pour caractériser le déroulement dans le temps et l'espace de la marche, des paramètres temporels et spatiaux sont décrits. La phase d'appui débute lors du contact initial et se décompose en trois périodes : la réception du poids du corps, le milieu de la phase d'appui et la phase de poussée plantaire. Elle comprend une période de double appui, suivie d'une période d'appui unipodal, puis à nouveau d'une période de double appui. Les deux périodes de double appui sont caractérisées par l'appui des deux pieds au sol. Elles permettent au poids du corps d'être transféré du membre inférieur situé à l'arrière au membre inférieur situé à l'avant.

La phase d'oscillation débute lorsque le pied quitte le sol et se termine lorsque le pied fait de nouveau contact avec le sol, complétant ainsi le cycle de marche. Elle correspond au moment où le membre inférieur soulevé du sol doit être amené vers l'avant grâce à un raccourcissement du membre inférieur. Elle se décompose en trois périodes successives : début, milieu et fin de la phase oscillante. Il est à noter que les durées des différentes phases du cycle de marche sont égales de chaque côté et qu'elles sont décalées de telle façon que la période d'appui unipodal correspond à la phase d'oscillation du côté controlatéral. Ainsi, chacune des différentes périodes des deux phases du cycle de marche peut être décrite afin de caractériser le déroulement dans le temps de la marche du sujet sain.

Concernant les paramètres spatiaux, le pas est fréquemment utilisé, avec description de sa longueur et de sa largeur. Il correspond à la période entre les contacts au sol successifs de chaque pied. L'association de deux pas de deux côtés différents, soit un pas droit et un pas gauche, constitue un cycle de marche. Chez le sujet sain, les longueurs du pas et du cycle de marche sont identiques de chaque côté (Brandstater, 1987) et se situent autour de 70 cm pour la longueur du pas, dépendamment de la longueur des membres inférieurs, et autour de 1,50 m pour la longueur du cycle de marche (Perry et Burnfield, 2010). La largeur du pas est comprise entre 8 et 12 cm (Perry et Burnfield, 2010).

2.3.3. La vitesse de marche

Tout comme les paramètres présentés ci-dessus, la vitesse de marche fait partie des paramètres spatio-temporels de la marche. C'est l'un des paramètres descriptifs le plus fréquemment utilisé, aussi bien en recherche qu'en pratique clinique. Il est même considéré comme le principal indicateur des performances de marche chez les personnes hémiparétiques (Patterson et al., 2008). Ces éléments, ainsi que le fait que la vitesse de marche soit la mesure principale de résultat dans ce projet, nous ont incités à la présenter séparément.

La vitesse de marche correspond à la distance parcourue lors de la tâche de marche par unité de temps. Elle est le plus souvent mesurée à vitesse naturelle ou confortable, c'est-à-dire spontanément choisie, ainsi qu'à vitesse rapide. Chez les personnes entre 20 et 60 ans, la vitesse de marche est d'environ 1,2 -1,4 m/s avec une cadence de 101 à 122 pas/min (Carr et Sheperd, 2000; Winter, 1991). La vitesse normale présente une variabilité modérée : l'écart-type est approximativement de 10 % de la valeur moyenne pour une population de sujets sains âgés entre 20 et 59 ans (Waters, Lunsford, Perry et Byrd, 1988). L'âge et la longueur du membre inférieur contribuent à cette variabilité.

Les déterminants principaux de la vitesse de marche sont la longueur du cycle de marche et la cadence, soit le nombre de pas par minute (Perry et Burnfield, 2010). Cette relation tend à être linéaire et relativement stable pour chaque individu. Elle se définit ainsi :

$$\text{Vitesse de marche} = \text{longueur du cycle de marche} * 0,5 \text{ cadence}$$

Pour faire varier sa vitesse, une personne peut donc modifier l'un ou l'autre des paramètres ou modifier les deux (Murray, Kory, Clarkson et Sepic, 1966). Par exemple, pour augmenter la vitesse de marche, le sujet devra augmenter la longueur du cycle ou la cadence ou combiner les deux, et vice versa pour diminuer la vitesse. Il faut également rappeler que la longueur d'un cycle correspond à la somme des longueurs d'un pas côté droit et d'un pas côté gauche. Chez les personnes hémiparétiques, l'augmentation de la vitesse de marche peut être réalisée grâce à la variation de l'un ou l'autre des paramètres de la vitesse de marche (Jonsdottir et al., 2009; Lamontagne et Fung, 2004). En effet, lors de tâche de marche au sol, Jonsdottir et al. (2009) ont trouvé une augmentation de la cadence (Jonsdottir et al., 2009), tandis que Lamontagne et Fung ont trouvé une augmentation de la longueur du pas (Lamontagne et Fung, 2004). Cependant, les

deux populations à l'étude n'étaient pas similaires (respectivement, AVC depuis plus de trois mois et AVC depuis moins d'un an), tout comme le nombre de participants ($n = 39$ pour Jonsdottir et al., et $n = 12$ pour Lamontagne et Fung). La variable longueur de pas est donc, elle aussi, fréquemment utilisée pour expliquer les variations de la vitesse de marche.

Ces modifications de la vitesse ont des effets sur les paramètres spatio-temporels et le patron de marche. Ainsi, aux variations de la cadence et de la longueur de pas s'ajoutent des modifications des durées des phases d'appui et d'oscillation. Plus la vitesse de marche augmente, plus la durée de la phase d'appui diminue tandis que la phase d'oscillation augmente et inversement lorsque la vitesse de marche diminue (Winter, 1991). Il existe une relation différente concernant les différentes périodes de la phase d'appui et la vitesse de marche. À mesure que la vitesse augmente, la phase d'appui unipodal est proportionnellement rallongée, tandis que les deux phases de double appui sont réduites, alors que la durée totale de la phase d'appui diminue (Murray et al., 1966; Murray, Mollinger, Gardner et Sepic, 1984). L'inverse est vrai quand la vitesse de marche diminue. Il est également à noter que la période d'appui unipodal d'un membre est égale à la période d'oscillation de l'autre membre puisqu'elles surviennent au même moment. A contrario, les effets des modifications de la vitesse de marche sur le patron de marche sont plus limités. Les déplacements angulaires aux membres inférieurs sont peu influencés par les modifications de la vitesse de marche. Seules la flexion de genou au début de la phase d'appui et la flexion de hanche augmentent lorsque la vitesse augmente (Murray et al., 1984; Winter, 1991).

2.4. La marche chez le sujet hémiparétique

La marche des personnes hémiparétiques est caractérisée par une asymétrie du patron de marche et des paramètres spatio-temporels, ainsi qu'une diminution de la vitesse de marche (Kim et Eng, 2004; Patterson, Gage, Brooks, Black et McIlroy, 2010). Ces déficits ont des conséquences fonctionnelles importantes avec, notamment, une réduction des capacités de déambulation dans la communauté quand la vitesse de marche est inférieure à 0,8 m/s (Perry et al., 1995) et une gêne esthétique majeure rapportées par les personnes hémiparétiques (Bohannon et al., 1988).

2.4.1. Le patron de marche

Chez les sujets hémiparétiques, le patron de marche est caractérisé par la présence d'asymétries (Kim et Eng, 2004). Elles sont présentes aussi bien lors de la phase d'appui que lors de la phase d'oscillation et affectent autant le membre parétique que le membre non parétique, bien que les changements soient moins prononcés du côté non parétique (Olney, Griffin, Monga et McBride, 1991; Olney et Richards, 1996; Teixeira-Salmela, Nadeau, McBride et J Olney, 2001). De plus, ces modifications présentent une variabilité inter-sujets importante (Woolley, 2001). Elles peuvent également conduire à l'apparition de stratégies compensatrices de mouvement comme, par exemple, la circumduction du membre atteint lors de la phase d'oscillation (Olney et Richards, 1996).

Lors de la phase d'appui, il y a une diminution de la flexion de hanche au contact initial avec le sol (Trueblood, Walker, Perry et Gronley, 1989) et une diminution de l'extension de hanche à la fin de cette phase (Trueblood et al., 1989; Yavuzer, Öken, Elhan et Stam, 2008). Au genou, trois patrons peuvent être observés : le premier correspond à une augmentation de la flexion du genou durant toute la phase ; le second, à une hyperextension du genou durant toute la phase; Et enfin, le troisième correspond à une diminution de la flexion de genou à la phase précoce d'appui, suivie d'une hyperextension en phase tardive et d'une flexion de genou retardée pour l'amorce de la phase d'oscillation (Woolley, 2001). Pour la cheville, un pied plat est observé au contact initial avec le sol et une diminution de la flexion plantaire lors du décolllement du talon (Kinsella et Moran, 2008).

Lors de la phase d'oscillation, une diminution de la flexion de la hanche est observée (Olney et Richards, 1996). Au genou, de nouveau, différents patrons peuvent être observés. Le premier correspond à une diminution de la flexion du genou durant toute la phase (Bensoussan, Mesure, Viton et Delarque, 2006), la seconde, à une diminution de l'extension du genou à la phase tardive de la phase d'oscillation (McGinley, Morris, Greenwood, Goldie et Olney, 2006). Ensuite, une diminution de la flexion dorsale de la cheville est généralement observée (Bensoussan et al., 2006).

Malgré ces variations, les profils de déplacements angulaires des personnes hémiparétiques sont similaires à ceux des personnes saines. Seuls le moment d'apparition et l'amplitude des pics d'amplitude sont différents de ceux du sujet sain et cette différence est

d'autant plus notable que la vitesse de marche diffère de celle des sujets sains (Olney et al., 1991).

2.4.2. Les paramètres spatio-temporels

Tout comme le patron de marche, les paramètres spatio-temporels de la marche des sujets hémiparétiques sont caractérisés par des asymétries. Elles concernent aussi bien les paramètres spatiaux que temporels, bien qu'elles soient plus fréquentes au niveau temporel (60 % des sujets hémiparétiques vs 33 à 49 % pour les paramètres spatiaux) (Balasubramanian, Neptune et Kautz, 2009; Patterson et al., 2010; Patterson et al., 2008).

L'asymétrie temporelle concerne la phase d'oscillation du côté parétique et la phase de double appui. En effet, la durée de la phase d'oscillation du côté parétique est augmentée par rapport au côté non parétique et, par correspondance, la durée de la phase d'appui du côté non parétique est augmentée (Chen, Patten, Kothari et Zajac, 2005; Harris-Love, Forrester, Macko, Silver et Smith, 2001). La durée du double appui est également augmentée pour les sujets hémiparétiques en comparaison avec des sujets sains lors d'une tâche de marche à vitesse confortable (Olney et Richards, 1996). L'asymétrie spatiale est quant à elle moins fréquente et plus variable. Elle est caractérisée par des diminutions de la longueur du pas du côté parétique ou non parétique, ainsi qu'une diminution de la cadence (Chen et al., 2003; Harris-Love et al., 2001). À ce jour, les asymétries temporelles et spatiales ne semblent pas être reliées (Krasovsky et Levin, 2010). De récentes études réalisées sur un tapis roulant à double courroie ont montré que les paramètres temporels pouvaient s'adapter indépendamment des paramètres spatiaux (Malone et Bastian, 2014; Malone, Bastian et Torres-Oviedo, 2012).

2.4.3. La vitesse de marche

La marche des personnes hémiparétiques est caractérisée par une diminution de la vitesse de marche concernant aussi bien la vitesse confortable que la vitesse rapide. Elle est considérée comme un paramètre prédictif valide du statut ambulateur dans la communauté chez les personnes hémiparétiques. Ainsi, Perry et al. (1995) ont établi trois catégories de déambulation (Perry et al., 1995), confirmées par Bowden (Bowden, Balasubramanian, Behrman et Kautz, 2008), à savoir :

– Vitesse de marche < 0,4 m/s : capacité de déambulation dans l'habitat,

- 0,4 m/s < vitesse de marche < 0,8 m/s : capacité de déambulation réduite dans la communauté (ex : difficulté avec les escaliers ou des terrains irréguliers),
- Vitesse > 0,8 m/s : capacité de déambulation illimitée dans la communauté.

Cette catégorisation n'indique pas la répartition de la population à l'étude dans les différentes catégories et met en valeur l'hétérogénéité de ce paramètre dans cette population.

Bien que marchant à une vitesse réduite, les personnes hémiparétiques ont la capacité de marcher plus rapidement (Capó-Lugo, Mullens et Brown, 2012; Jonsdottir et al., 2009; Lamontagne et Fung, 2004). Cette augmentation de la vitesse est même associée à l'amélioration de certains paramètres de marche, comme l'augmentation de la longueur de pas, conduisant à une diminution de l'asymétrie (Capó-Lugo et al., 2012; Lamontagne et Fung, 2004). Il semble donc paradoxal que les personnes hémiparétiques présentent une vitesse de marche réduite. Actuellement, il semble que cette diminution de la vitesse pourrait procurer une réserve fonctionnelle aux personnes hémiparétiques pour les aider à réagir face à des perturbations externes inattendues et ainsi prévenir le risque de chute (Hak et al., 2013; Kao, Dingwell, Higginson et Binder-Macleod, 2014).

2.5. Rééducation locomotrice chez le sujet hémiparétique

2.5.1. De la physiologie aux principes de réadaptation

Suite à un AVC, la récupération motrice s'effectue d'abord avec la résorption spontanée de l'ischémie et de l'œdème cérébral. Puis, une fois la résorption achevée, la récupération motrice intervient au moyen de la plasticité cérébrale. Chez les personnes hémiparétiques, une corrélation significative a été démontrée entre la présence de plasticité cérébrale et l'amélioration du retour moteur observé (Traversa, Cicinelli, Bassi, Rossini et Bernardi, 1997).

La plasticité cérébrale est définie comme des « changements durables des propriétés corticales tant du point de vue morphologique que fonctionnel » (Donoghue et Hess, 1996). Il s'agit d'un processus dynamique qui se manifeste tant lors du développement que lors de l'apprentissage de chaque personne ou lors de la survenue d'une pathologie (Fraser et al., 2002; Johansson, 2000). Quatre phénomènes principaux sont décrits pour la plasticité : le processus de désinhibition (« unmasking ») (Haley et al., 2011; Jacobs et Donoghue, 1991), des changements dans l'efficacité des synapses (Hess, Aizenman et Donoghue, 1996; Hess et

Donoghue, 1996), des changements dans l'excitabilité de la membrane neuronale (Halter, Carp et Wolpaw, 1995) et des changements anatomiques (Hallett, 2001). Ces phénomènes interviennent aussi bien dans l'hémisphère atteint que dans l'hémisphère sain. La plasticité cérébrale est particulièrement présente durant les six premiers mois après la lésion, c'est-à-dire pendant la phase subaiguë (Langhorne et al., 2011). C'est donc à cette phase que le potentiel de récupération des patients est maximal, ce qui souligne l'importance d'étudier la population des personnes hémiparétiques en phase subaiguë.

La plasticité cérébrale est influencée par la réadaptation, car elle tente de normaliser l'excitabilité neuronale au moyen d'activation motrice et de stimulation sensorielle (Johansen-Berg et al., 2003). Pour cela, elle se base sur l'importance des informations sensorielles de mouvement qui proviennent typiquement des mécanorécepteurs contenus dans les muscles, la peau et les tendons (French et al., 2007). La découverte de la plasticité cérébrale et de ses liens avec la récupération motrice ont permis de faire émerger de nouveaux principes de réadaptation : il s'agit des principes de répétition du mouvement et d'approche orientée vers la tâche ou spécificité (Kleim et Jones, 2008). En effet, la répétition d'un mouvement produit à la fois une stimulation sensorielle intense et spécifique au mouvement réalisé, ainsi qu'une activité motrice coordonnée et elle aussi spécifique au mouvement à améliorer. Chez l'humain, il a été démontré que la répétition d'une tâche fonctionnelle peut produire une réorganisation de la carte motrice du membre entraîné, ce qui favorise la récupération motrice (Stefan, Kunesch, Cohen, Benecke et Classen, 2000). De plus, afin d'assurer une réorganisation optimale de la carte motrice du dit membre, l'entraînement doit être spécifique à la tâche demandée (Rossini et Pauri, 2000).

2.5.2. Les différentes interventions de réadaptation pour la marche

La réadaptation post-AVC est aujourd'hui considérée comme un « processus progressif, dynamique et orienté sur les objectifs qui visent à permettre au patient d'atteindre son niveau fonctionnel optimal sur les plans physique, cognitif, émotionnel, communicatif ou social » (Hebert et al., 2016). Concernant la marche, elle a pour objectif principal l'augmentation de la vitesse de marche (Langhorne et al., 2011). Il existe aujourd'hui différentes interventions pour améliorer la marche. Seules les plus fréquentes dans la littérature et présentes dans les recommandations canadiennes sont présentées dans ce travail à savoir l'entraînement à la marche au sol ou sur tapis roulant, avec ou sans support de poids, et le renforcement musculaire.

L'assistance robotisée et la stimulation électrique fonctionnelle, comme aide technique, sont également présentées afin de balayer l'ensemble des interventions actuelles.

2.5.2.1. L'entraînement à la marche

L'entraînement à la marche au sol ou sur tapis roulant, avec ou sans support de poids est l'intervention actuellement recommandée (niveau de preuve A, c'est-à-dire données probantes provenant d'une méta-analyse d'essais contrôlés randomisés ou résultats uniformes obtenus dans deux essais contrôlés randomisés ou plus) (Hebert et al., 2016; Langhorne et al., 2011). Sans support de poids, il permet une augmentation additionnelle de la vitesse de marche comprise entre 0,05 et 0,09 m/s en comparaison avec d'autres interventions (Hebert et al., 2016; Mehrholz, Thomas et Elsner, 2017; Moseley, Stark, Cameron et Pollock, 2005). Ces effets ont des intervalles de confiance (IC) restreints à larges et ont été obtenus chez des personnes hémiparétiques en phase subaigüe et des populations mixtes (phases subaigüe et chronique). Combiné avec un système de support de poids, l'entraînement sur tapis roulant permet également une augmentation additionnelle de la vitesse de marche comprise entre 0,10 et 0,11 m/s, en comparaison avec d'autres interventions. Ces effets ont des intervalles de confiance larges et ont été obtenus aussi bien chez des personnes hémiparétiques en phase subaigüe que des populations mixtes (Mehrholz, Thomas et Elsner, 2017; Moseley et al., 2005).

Si les effets de l'entraînement à la marche sur tapis roulant avec ou sans support de poids sur la vitesse de marche sont clairs, il est important de s'interroger sur les modalités d'entraînement qui peuvent impacter ces résultats. En effet, l'entraînement peut varier dans sa durée totale et dans le nombre de séances incluses dans sa durée totale. Dans la littérature, la période de quatre semaines est fréquemment utilisée et déclinée (moins et plus de quatre semaines). Quelle que soit la durée, l'entraînement à la marche sur tapis roulant avec ou sans support de poids permet d'augmenter la vitesse de marche (Mehrholz, Thomas et Elsner, 2017). Ce changement est de l'ordre de 0,13 m/s (IC 95 % 0,07 ; 0,19) pour un entraînement durant quatre semaines et de 0,05 m/s (IC 95 % 0,01 ; 0,09) pour un entraînement durant plus de quatre semaines. Des différences significatives ont été trouvées lors de la comparaison des durées entre elles signifiant que les durées d'entraînement ont des effets différents, mais cela n'implique pas qu'une durée soit meilleure que l'autre (Mehrholz, Thomas et Elsner, 2017). L'entraînement peut également être administré avec un nombre variable de séances d'entraînement par semaine

pendant toute la période d'entraînement. Les études proposant au moins trois à quatre séances d'entraînement par semaine permettent d'augmenter la vitesse de marche. Cette augmentation est de l'ordre de 0,08 m/s (IC 95 % 0,03 ; 0,12) pour un entraînement comprenant trois à quatre séances par semaine et de 0,04 m/s (IC 95 % 0,02 ; 0,07) pour un entraînement comprenant cinq séances et plus par semaine (Mehrholtz, Thomas et Elsner, 2017). À l'inverse, les études proposant moins de trois séances d'entraînement par semaine ne permettent pas d'augmenter la vitesse de marche (différence de moyenne pondérée de 0,02 m/s [IC 95 % -0,06 ; 0,10]; modèle à effets aléatoires). Cependant, il faut rester prudent quant à l'interprétation de ces résultats, car aucune différence significative n'a été retrouvée lors de la comparaison des différentes intensités entre elles.

Ainsi, avec les données actuelles de la littérature, il semble important de favoriser des entraînements à la marche sur tapis roulant avec ou sans support de poids comprenant au moins trois à quatre séances d'entraînement par semaine. Cependant, il reste difficile de qualifier et de quantifier ce qu'est l'intensité nécessaire à la réadaptation à la marche. Pour pallier ce manque, il semble donc nécessaire d'avoir recours à un critère objectif et défini au préalable, comme le nombre de pas effectué par séance d'entraînement, puisqu'il y a un lien entre le nombre de pas dans la journée et le niveau de mobilité dans la communauté (Bowden et al., 2008).

Afin d'avoir une idée plus globale des effets des interventions sur la marche, il est aussi intéressant de déterminer leurs effets sur les autres paramètres spatio-temporels. Dans la littérature, il y a peu d'études qui portent sur le sujet et elles utilisent principalement des variables comme la cadence et la longueur du pas, que ce soit du côté parétique ou non parétique. L'entraînement à la marche sur tapis roulant avec ou sans support de poids permet d'augmenter la cadence et la longueur du pas (Ada, Dean, Hall, Bampton et Crompton, 2003; Kim, Lee, Kim et Min, 2016; Mao et al., 2015; Pohl, Mehrholz, Ritschel et Rückriem, 2002). Ces résultats sont cohérents avec l'augmentation de la vitesse de marche observée lors de ces interventions. Dans les différentes études, les augmentations des deux variables sont récurrentes bien que l'ordre de grandeur varie. Cependant, les comparaisons sont difficiles, car il existe des différences méthodologiques importantes avec notamment des populations à l'étude comprenant aussi bien des personnes en phase subaiguë qu'en phase chronique, alors que les capacités de récupération de ces dernières sont plus limitées.

Concernant les effets de l'entraînement à la marche sur le patron de marche, il y a, à nouveau, peu d'études dans la littérature. La plupart d'entre elles évaluent le patron de marche grâce aux amplitudes articulaires de la hanche, du genou et de la cheville dans le plan sagittal. Deux résultats émergent à travers les différents écrits : l'augmentation de l'extension de hanche et l'augmentation de la flexion plantaire (Kuys, Brauer et Ada, 2011a; Mao et al., 2015; Mulroy et al., 2010; Tyrell, Roos, Rudolph et Reisman, 2011). L'augmentation de l'extension de hanche permettrait au membre inférieur parétique d'aller plus loin en extension et ainsi d'être en capacité d'augmenter la longueur du pas parétique, ce qui est cohérent avec les effets observés sur les paramètres spatio-temporels (Tyrell et al., 2011). Cependant ces résultats doivent être interprétés avec prudence car, dans toutes les études, les vitesses de marche utilisées lors des évaluations pré- et post-entraînement n'étaient pas identiques. On ne peut donc pas déterminer si ces modifications sont liées à l'entraînement ou si elles sont liées à la vitesse de marche différente au cours des évaluations.

2.5.2.2. Autres interventions

En plus de l'entraînement à la marche au sol, les recommandations canadiennes préconisent l'utilisation du renforcement musculaire du membre parétique, car il existe une relation forte entre la force des membres inférieurs et la vitesse de marche (Nadeau, Arsenault, Gravel et Bourbonnais, 1999; Sharp et Brouwer). Ainsi, Herbert et al. indiquent qu'il faut considérer le renforcement musculaire chez les personnes ayant des atteintes faibles à modérées des fonctions motrices du membre parétique en phase subaïgue (niveau de preuve C, c'est-à-dire, au moins une étude descriptive non expérimentale bien conçue (p. ex., études comparatives, études de corrélation, études de cas) ou rapports de comités d'experts, opinions et/ou expériences de sommités, y compris consensus au sein de groupes de rédacteurs et/ou d'examineurs) et en phase chronique (niveau de preuve B, c'est-à-dire, essai contrôlé et randomisé simple ou étude d'observation bien conçue, donnant des preuves solides; étude de cohorte ou étude analytique avec cas-témoins bien conçue; séries chronologiques multiples; résultats déterminants d'une expérience non contrôlée. Les effets souhaités et les effets indésirables s'équivalent). Cette intervention permet d'améliorer la vitesse de marche, aussi bien à vitesse confortable que rapide. En effet, Cooke et al. ont montré une augmentation de la vitesse de marche confortable au sol de 0,28 m/s chez des personnes hémiparétiques en phase

subaiguë suite à un renforcement musculaire de 6 semaines (Cooke, Tallis, Clark et Pomeroy, 2009). Flansbjerg et al. ont également obtenu une augmentation 0,10 m/s de la vitesse de marche rapide chez des personnes hémiparétiques depuis plus de 6 mois ayant effectué un entraînement de renforcement musculaire du genou de 10 semaines à raison de 2 séances par semaines (Flansbjerg, Miller, Downham et Lexell, 2008).

Les recommandations canadiennes indiquent également que les systèmes d'assistance robotisée à la marche peuvent être considéré comme intervention de réadaptation à la marche et, en particulier chez les personnes hémiparétiques qui n'auraient pas d'autre façon de s'exercer à la marche (Herbert et al., 2016). Cette approche est de plus en plus étudiée chez les personnes hémiparétiques, car en plus de diminuer la charge physique sur les intervenants, elle permet de mesurer objectivement le patron de marche et les paramètres cinétiques (Hidler, Nichols, Pelliccio et Brady, 2005; Volpe, Krebs et Hogan, 2001). Selon la Cochrane, l'entraînement à la marche avec assistance robotisée associée à la réadaptation permet d'augmenter les chances des personnes hémiparétiques de devenir indépendantes à la marche, mais ne permet pas une augmentation significative de la vitesse de marche (différence de vitesse de marche de 0,04 m/s, IC à 95% 0,00 à 0,09; $p = 0,08$; évidence de qualité faible) (Mehrholz, Thomas, Werner, et al., 2017). De plus, il est recommandé de ne pas utiliser ces systèmes à la place des approches conventionnelles de réadaptation à la marche (niveau de preuve A, c'est-à-dire données probantes provenant d'une méta-analyse d'essais contrôlés randomisés ou résultats uniformes obtenus dans deux essais contrôlés randomisés ou plus) (Herbert et al., 2016).

Enfin, les recommandations canadiennes indiquent que la stimulation électrique fonctionnelle (SEF) peut être utilisée comme une aide technique. En effet, la SEF induit une contraction musculaire en utilisant un courant électrique appliqué sur le muscle au moyen d'électrodes et d'un générateur de courant. Cette stimulation électrique appliquée au muscle est contrôlée de sorte que le mouvement produit aura une finalité fonctionnelle. Dans le cas de la réadaptation post-AVC, la stimulation est appliquée le plus souvent sur les muscles fléchisseurs dorsaux du pied parétique pour modifier un « pied tombant ». La revue Cochrane de Pomeroy et al. (2006) n'a pas montré de variation de la vitesse de marche lors de la comparaison entre des participants en phase subaiguë et chronique ayant eu la SEF et ceux n'ayant pas eu de SEF

(différence de moyenne standardisée de -0,02, IC 95 % -0,30 ; 0,26; modèle à effets aléatoires) (Pomeroy, King, Pollock, Baily-Hallam et Langhorne, 2006).

Concernant les effets de la SEF sur les paramètres spatio-temporels ou le patron de marche, il y a peu de données dans la littérature et les résultats trouvés sont difficilement comparables, car les protocoles de recherche sont hétérogènes et concernent des populations différentes. Pour les paramètres spatio-temporels, ce sont les paramètres en lien avec la vitesse de marche qui sont le plus souvent à l'étude, à savoir la cadence et la longueur de pas (Sabut, Sikdar, Mondal, Kumar et Mahadevappa, 2010; Salisbury, Shiels, Todd et Dennis, 2013). Salisbury et al. (2013) n'ont trouvé aucun changement de la vitesse de marche et de la cadence à l'issue d'un entraînement avec SEF associé à la réadaptation pendant 12 semaines (Salisbury et al., 2013). Sabut et al. (2010) ont, quant à eux, constaté une augmentation significative de 26,3% la vitesse de marche suite à un entraînement de 12 semaines associant la SEF et la réadaptation (Sabut et al., 2010). Cette augmentation était associée à une augmentation de 17,7 % de la cadence et de 21,3 % de la longueur de pas. Les différences peuvent être expliquées par un temps de réadaptation plus court dans l'étude de Sabut (20 minutes par séance contre 60 minutes) (Sabut et al., 2010). Pour le patron de marche, c'est généralement l'articulation de la cheville qui est étudiée, ce qui est cohérent avec le but de la FES. Kesar et al. (2010) ont notamment trouvé une augmentation de la flexion dorsale lors de la phase d'oscillation comprise entre 3,2° et 5,0° et une augmentation de la flexion plantaire au contact initial entre 5,5° et 7,5° (Kesar et al., 2010). Ces résultats ont été obtenus chez des personnes hémiparétiques à plus de six mois de leur AVC dont les performances de marche étaient évaluées dans trois conditions : une condition contrôle sans SEF et deux conditions expérimentales avec SEF au niveau des fléchisseurs dorsaux.

2.5.2.3. Limites des interventions actuelles

Les différentes interventions pour améliorer la marche, aussi bien celles centrées sur la tâche, que celles centrées sur une activité musculaire particulière, montrent des effets sur le patron de marche et les paramètres spatio-temporels, en particulier la vitesse de marche. Cependant, la revue de la littérature Cochrane de Pollock et al. (2014) a montré qu'aucune des interventions n'était plus (ou moins) efficace qu'une autre approche pour améliorer la fonction motrice (Pollock et al., 2014).

En effet, ces interventions se basent sur le fait qu'en apportant un stimulus approprié de marche, le patron pourrait s'améliorer. Or, les personnes hémiparétiques présentent un patron de marche modifié et donc un patron sensoriel modifié lorsqu'elles marchent avec ce patron modifié. Donc, il est à craindre que la stimulation proposée ne soit pas aussi efficace que souhaité si l'intervention n'intègre pas une correction efficace du patron de marche. De plus, ces interventions sont très exigeantes pour les participants et peuvent être source de fatigue aussi bien physique que mentale, du fait d'une inadéquation entre l'effort demandé et le ou les résultat(s) obtenu(s). Enfin, elles ne sont réalisables qu'avec des personnes ayant des capacités de locomotion, ce qui n'est pas le cas de toutes les personnes hémiparétiques. Ainsi, il semble pertinent de s'intéresser à de nouvelles interventions de réadaptation mettant l'accent sur la stimulation sensorielle, comme c'est le cas des vibrations musculaires localisées.

2.6. Les vibrations musculaires localisées

2.6.1. Physiologie de la proprioception

La proprioception est définie comme un système informatif qui constitue le versant sensoriel du contrôle moteur (Julia, Hirt, Perrey, Barsi et Dupeyron, 2012). Son rôle est d'informer le système nerveux central sur la posture et les mouvements de notre corps, de façon relative (un membre en fonction d'un autre) et absolue (en fonction de l'environnement) (Kandel, Schwartz, Jessell, Siegelbaum et Hudspeth, 2013a), lors de la réalisation de tâches motrices comme la marche. Pour cela, elle regroupe les informations sensorielles en provenance de mécanorécepteurs qui assurent la transformation d'une stimulation mécanique en signal électrique. Les principaux mécanorécepteurs sont situés soit au niveau des muscles, soit au niveau des articulations. Ce sont :

- les fuseaux neuromusculaires situés à l'intérieur du corps musculaire. Ils se divisent en terminaisons primaires (fibres *Ia*) et secondaires (fibres *II*) et renseignent sur la longueur du muscle. Les fibres *Ia* renseignent également sur la vitesse d'étirement du muscle (Kandel et al., 2013a),
- les organes tendineux de Golgi (fibres *Ib*) situés dans la jonction musculo-tendineuse. Ils sont sensibles à la tension musculaire (Kandel et al., 2013a; Roll, 2003),

- les terminaisons nerveuses libres situées dans les capsules et les ligaments qui renseignent sur la position des articulations, notamment dans les amplitudes extrêmes (Kandel et al., 2013a),
- les corpuscules de Ruffini et de Pacini, situés respectivement dans le derme et l'hypoderme. Les corpuscules de Ruffini répondent à la fois aux indications de mouvement et de position, alors que les corpuscules de Pacini répondent uniquement au mouvement (Kandel et al., 2013a).

Les informations sensorielles générées par les mécanorécepteurs se rendent ensuite jusqu'à la corne postérieure de la moelle épinière, en empruntant le nerf périphérique (Kandel et al., 2013a). Afin d'acheminer les informations proprioceptives aux centres supra-spinaux, il existe deux voies :

- Les voies conscientes qui concernent les fibres *II*. Elles appartiennent au système lemniscal et comprennent la voie lemniscale (cordons postérieurs) et la voie néo-spino-thalamique (cordons antéro-latéraux). Elles rejoignent ultimement le cortex somesthésique primaire (Kandel et al., 2013a).
- Les voies inconscientes qui concernent les fibres *Ia* et *Ib*. Elles comprennent le système non spécifique ascendant (faisceaux spino-thalamique et spino-réticulo-thalamique) et le système spino-cérébelleux, comprenant la voie cérébelleuse directe (faisceau spino-cérébelleux dorsal) et indirecte (faisceau spino-cérébelleux ventral).

2.6.2. Effets neurophysiologiques des vibrations

Un des moyens de stimulation des récepteurs de la proprioception est la vibration musculaire localisée (Roll, Vedel et Ribot, 1989). En effet, l'application locale de vibration mécanique entraîne :

1. des micro-étirements musculaires répétés provoquant l'excitation des fuseaux neuromusculaires avec principalement une activité des fibres *Ia* à la fréquence de stimulation (Roll et al., 1989),
2. une compression provoquant l'excitation des mécanorécepteurs de la peau.

Les effets de la vibration sont maximaux pour une fréquence de 80 Hz et une amplitude comprise entre 0,2 et 0,5 mm (Roll et Vedel, 1982; Roll et al., 1989).

Les fibres *Ia* étant sensibles à l'allongement musculaire, un signal afférent d'étirement va être envoyé au cortex et va, entre autres, induire une illusion de mouvement (Goodwin, McCloskey et Matthews, 1972; Roll et Vedel, 1982), c'est-à-dire que le sujet va ressentir un mouvement correspondant à l'étirement du muscle vibré (ex : la vibration du biceps brachial entraîne une sensation illusion d'extension du coude).

À cette illusion de mouvement est généralement associée une réponse motrice involontaire proche de celle obtenue suite à une commande volontaire (Goodwin et al., 1972; Roll et Vedel, 1982). Elle peut apparaître dans le muscle sur lequel est appliquée la vibration (réponse tonique vibratoire, RTV) ou dans le muscle antagoniste au muscle vibré (réponse vibratoire antagoniste, RVA) (Calvin-Figuier, Romaguère, C Gilhodes et Roll, 1999; Calvin-Figuier, Romaguère et Roll, 2000). La RTV est présente lorsque le sujet voit le segment où est appliquée la vibration, alors que la RVA apparaît lorsque le sujet ne le voit pas (Calvin-Figuier et al., 1999; Calvin-Figuier et al., 2000). La RTV est probablement due à l'activité de voies allant jusqu'au tronc cérébral, étant donné qu'elle est absente dans les cas de lésion complète de la moelle épinière (Dimitrijevic, Spencer, Trontelj et Dimitrijevic, 1977). La RVA résulterait de la transformation d'une sensation de mouvement en une activité motrice ce qui implique le cortex cérébral (Calvin-Figuier et al., 1999; Calvin-Figuier et al., 2000; Romaguère, Calvin et Roll, 2005).

La vibration est connue pour diminuer le réflexe monosynaptique et l'excitabilité du motoneurone alpha du muscle ciblé, tel que testé par le réflexe H (Herda et al., 2008). Ainsi, l'excitabilité du motoneurone alpha étant diminuée par la voie monosynaptique, la RTV n'est possible que si l'excitabilité du motoneurone alpha est augmentée par d'autres circuits polysynaptiques comme les voies propriospinale, vestibulospinale ou réticulospinale activées elles aussi par les afférences *Ia* lors de la vibration.

L'activation des fibres *Ia* par la vibration permet également de modifier l'excitabilité de la voie corticospinale (Forner-Cordero, Steyvers, Levin, Alaerts et Swinnen, 2008; Steyvers, Levin, Van Baelen et Swinnen, 2003) en modulant l'inhibition intracorticale et en facilitant l'arrivée de signaux afférents issus du muscle vibré (« *inputs* ») au cortex moteur primaire (Rosenkranz, Pesenti, Paulus et Tergau, 2003; Rosenkranz et Rothwell, 2003).

Au niveau cortical, les signaux afférents d'étirement envoyés par la vibration entraînent l'activation des aires motrices primaire et supplémentaire, ainsi que dans les aires somatosensorielles primaire et secondaire. Ces activations corticales sont très proches de celles observées lors d'une activité motrice volontaire (Duclos, Roll, Kavounoudias et Roll, 2007) ou d'une action imaginée (Romaiguère, Anton, Roth, Casini et Roll, 2003), bien qu'elles soient moins larges (Radovanovic et al., 2002).

Les vibrations ont donc des effets neurophysiologiques conséquents, ce qui justifie de s'intéresser à l'effet des vibrations dans une tâche fonctionnelle comme la marche, aussi bien lors d'application isolée ou simultanée de vibration.

2.6.3. Effets des vibrations à la marche

Les effets de vibrations musculaires localisées sur la marche des sujets sains ont été explorés lors de l'application isolée ou simultanée de vibration, c'est-à-dire, lors de l'application de vibration sur un groupe musculaire versus plusieurs groupes musculaires. Verschueren et al (2002) ont trouvé une diminution de la vitesse de marche associée à une augmentation de la durée du pas durant des essais de marche au sol, notamment lors d'application unilatérale de vibration à la cheville (fléchisseurs dorsaux ou triceps sural) (Verschueren, Swinnen, Desloovere et Duysens, 2002). Courtine et al. (2001) n'ont pas observé de modification de la vitesse de marche, de la durée de la phase d'appui ou de la durée de la phase d'oscillation, mais une diminution de la longueur des pas pendant des essais de marche au sol avec application bilatérale de vibration aux triceps suraux (Courtine, Pozzo, Lucas et Schieppati, 2001). Enfin, Ivanenko et al. (2000) ont trouvé une augmentation de la vitesse de marche ainsi qu'une augmentation de la longueur du pas uniquement lors d'essais de marche sur tapis roulant, en particulier lors d'application bilatérale de vibration au niveau des ischio-jambiers (Ivanenko, Grasso et Lacquaniti, 2000). Ainsi, les vibrations entraînent des effets variables sur la marche qui sont difficilement comparables étant donné l'hétérogénéité des protocoles expérimentaux.

Au niveau cinématique, les résultats dans la littérature sont diffus. En effet, des modifications des amplitudes de cheville et de genou ont été observées lors d'application de vibration à la cheville ou au genou (Verschueren et al., 2002). Ces modifications pouvaient être uniformes à la cheville quel que soit le site vibré (ex. : diminution de la flexion plantaire au décolllement du talon lors de la vibration du tibial antérieur ou du quadriceps), ainsi qu'au genou

(ex. : diminution de la flexion de genou durant la phase d'oscillation lors de la vibration du quadriceps ou du biceps fémoral à la hanche). Elles pouvaient être également variables notamment à la cheville. Par exemple, lors de la vibration du quadriceps, une diminution de la flexion plantaire au décolllement du talon peut être observée ainsi qu'une augmentation de cette amplitude durant la phase d'oscillation (Verschuere et al., 2002).

L'effet de vibrations musculaires localisées sur la marche a également été étudié chez des personnes hémiparétiques, essentiellement lors de l'application simultanée de vibration du côté parétique. Les études montrent des effets sur les différents paramètres de marche. En effet, Kawahira et al. (2004) ont trouvé une augmentation de la vitesse de marche durant des essais de marche au sol lors de l'application de vibrations au niveau du membre parétique (tibial antérieur et moyen fessier) par rapport à la condition sans vibration (Kawahira et al., 2004). Paoloni et al. (2010) ont également trouvé une augmentation de la vitesse de marche, ainsi qu'une augmentation de la longueur d'un pas et une diminution de la durée de la phase d'appui du côté parétique (Paoloni et al., 2010). Ces résultats ont été observés suite à un entraînement par vibration consistant en l'application de vibrations au niveau de la cheville parétique (tibial antérieur et long fibulaire) pendant quatre semaines, à raison de 12 sessions de 30 minutes. Ils ont également observé une augmentation de l'amplitude de flexion dorsale lors de l'attaque du talon au sol et lors de la phase d'oscillation du côté parétique (Paoloni et al., 2010). Ainsi, les vibrations ont des effets sur la marche des personnes hémiparétiques. Cependant, du fait de l'hétérogénéité des résultats observés ainsi que des méthodologies utilisées, le niveau de preuve des effets des vibrations sur la marche peut être considéré comme faible.

2.6.4. Vibrations multiples et marche

Les résultats observés sur la marche des sujets sains et hémiparétiques ont été obtenus avec des modalités de stimulation ne reproduisant pas une tâche fonctionnelle. Or, il est possible d'induire des mouvements complexes ressemblant à la tâche de marche en appliquant des vibrations de façon appropriée, par reproduction de l'activité sensorielle d'une tâche fonctionnelle. Roll et al. (2009) ont ainsi créé un patron de vibrations mimant l'activité sensorielle perçue au cours de mouvements du poignet tels que l'écriture de lettres ou le dessin de formes géométriques chez des sujets sains (Roll et al., 2009). Pour la marche, Duclos et al. (2014) ont déclenché des mouvements coordonnés de marche sur place de petites amplitudes

chez des sujets debout lors de l'application de vibrations multiples, organisées selon le patron des mouvements de marche (Duclos et al., 2014). Ces résultats ont été obtenus chez des personnes en santé (Duclos et al., 2014) et hémiparétiques (Kemlin et Duclos, 2012). L'approche des vibrations reproduisant le patron sensoriel de la marche et répondant au principe de spécificité a donc un potentiel important pour devenir un outil de réadaptation locomotrice. En effet, étant donné que les vibrations modifient l'excitabilité corticale et musculaire, ce qui expliquerait les changements dans la réalisation des mouvements de marche décrits plus haut, le fait d'appliquer des vibrations reproduisant l'activité sensorielle de la marche pourrait faciliter l'activité des réseaux nerveux dans un "mode" marche. De plus, cette stimulation étant proche de l'activité sensorielle "normale", l'effet potentiel sur l'organisation du patron de marche et l'activité musculaire pourraient améliorer davantage la qualité de marche que la marche au sol ou sur tapis roulant. Utilisée en modalité d'entraînement, elle répond également au principe de répétition. Une récente étude de cas menée chez un sujet blessé médullaire incomplet chronique a d'ailleurs mis en évidence une augmentation de la vitesse de marche de 0,09 m/s au test de marche sur 10 m (vitesse de marche passant de 0,26 à 0,35 m/s) (Barthélémy et al., 2016). Cet effet a été obtenu après un entraînement avec le dispositif de vibrations multiples durant neuf séances d'entraînement réparties sur deux semaines, à raison de séances durant 25-30 minutes progressivement augmentées à 35-40 minutes. Ainsi, au regard de ces résultats, l'entraînement par vibrations mimant l'activité sensorielle de la marche pourrait améliorer les performances de marche des personnes hémiparétiques. Il est donc nécessaire d'évaluer les effets de cette intervention chez les personnes hémiparétiques et notamment les personnes en phase subaiguë. En effet, ces personnes sont les plus susceptibles de bénéficier de cette intervention puisque c'est dans les six premiers mois après la lésion que la plasticité est la plus active. Afin d'avoir accès à cette population, il faut donc se tourner vers les programmes de réadaptation fonctionnelle intensive qui accueillent ce type de population.

Chapitre 3 : Objectifs & hypothèse

3.1 Objectifs

L'objectif général de ce mémoire était d'évaluer l'effet d'un entraînement utilisant les vibrations musculaires multiples reproduisant l'activité sensorielle de la marche sur les paramètres de marche de personnes hémiparétiques post-AVC en phase de réadaptation fonctionnelle intensive.

Les objectifs spécifiques de ce mémoire étaient de :

1. Évaluer l'effet de l'entraînement par vibrations sur la vitesse de marche et les autres paramètres spatio-temporels, ainsi que sur le patron de marche chez une série de cas uniques de participants au projet.
2. Comparer l'évolution de la vitesse de marche des participants au projet à celle d'un groupe contrôle afin de déterminer l'effet ajouté de l'entraînement par vibrations reproduisant l'activité sensorielle de la marche par rapport à la réadaptation fonctionnelle intensive seule.
3. Évaluer la perspective des participants quant à leur participation à cet entraînement.

3.2 Hypothèse

Notre hypothèse est qu'en offrant un entraînement par vibrations mimant l'activité sensorielle de la marche, soit un outil de réadaptation proposant une stimulation sensorielle et respectant les principes d'intensité et orientée vers la tâche à améliorer, les performances et le patron de marche des personnes hémiparétiques en réadaptation fonctionnelle intensive s'amélioreront comparativement à l'évolution « naturelle » des participants du groupe contrôle qui n'auront reçu que la réadaptation fonctionnelle intensive habituelle.

Chapitre 4 : Méthodologie

Cette section présente la méthodologie utilisée dans cette étude. Le projet a reçu l'approbation de la convenance institutionnelle de l'Institut de Réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM) du CIUSSS du Centre-Sud-de-l'Île-de-Montréal et l'approbation du comité d'éthique des établissements du CRIR (Centre de Recherche Interdisciplinaire en Réadaptation) (Annexe I). Cette étude pilote a été réalisée au laboratoire de pathokinésiologie du CRIR situé au 4^{ème} étage de l'IRGLM.

4.1 Contexte de l'étude

Le projet de recherche a initialement été conçu pour être un essai clinique randomisé pilote, ce qui était le devis le plus approprié pour répondre à la question de recherche. Cependant, suite à des difficultés de recrutement, il a été modifié en étude expérimentale à cas uniques (*Single case experimental design*) avec des mesures répétées (A1 – B – A2). En effet, ce type d'étude permet de décrire l'impact d'une intervention sur des sujets uniques et d'explorer les liens entre la problématique à l'étude, ses effets et l'intervention effectuée (Tankersley, McGoey, Dalton, Rumrill Jr et Balan, 2006). De plus, ce type de devis qui est réalisé avec un petit nombre de sujets est plus accessible en termes de temps et de coût (Callahan et Barisa, 2005; Zhan et Ottenbacher, 2001).

4.2 Participants

4.2.1 Participants au projet

Trois personnes hémiparétiques ont participé à cette étude (DB, JL MP). Elles ont été recrutées pendant qu'elles participaient à un programme de réadaptation fonctionnelle intensive, car c'est à cette phase que le potentiel de récupération est maximal (Langhorne et al., 2011). Pour participer à ce projet, les personnes hémiparétiques devaient répondre aux critères suivants : avoir entre 18 et 75 ans, présenter une hémiparésie suite à un AVC supra-tentorial depuis moins de six mois, avoir une réduction de la fonction motrice au membre inférieur atteint (score au *Chedoke-McMaster Stroke Assessment* inférieur à 7/7 à la jambe ou au pied) et une vitesse de marche inférieure à 0,8 m/s. Ce critère de vitesse a été choisi afin de cibler les personnes hémiparétiques dont les capacités de marche leur permettent de marcher seulement à

domicile (vitesse de marche inférieure à 0,4 m/s) ou dans la communauté si les conditions sont simples (vitesse comprise entre 0,4 et 0,8 m/s) (Bowden et al., 2008; Perry et al., 1995). Les critères d'exclusion comprenaient : la présence d'héminégligence, la présence de trouble de la sensibilité, la présence de déficits proprioceptifs majeurs, une incapacité à tolérer une activité physique modérée pendant une heure même avec des périodes de repos fréquentes, la présence antérieure à l'AVC de troubles musculo-squelettiques et neurologiques affectant la marche, la présence d'un déficit cognitif les empêchant de suivre des consignes simples (*Mini mental score* < 25/30), ainsi que toute autre condition médicale réduisant leurs capacités. Tous les participants ont été informés de la nature et des objectifs de l'étude et chacun a donné son consentement avant d'y participer conformément aux pratiques recommandées par le comité d'éthique à la recherche (CÉR) des établissements du CRIR. (Annexe II).

Parmi les participants, deux ont reçu l'entraînement en complément de la RFI (JL, MP). Le participant DB a été suivi dans un premier temps en tant que cas contrôle (DB_Contrôle) afin de comparer les données spatio-temporelles et le patron de marche des participants au projet. Dans un second temps, il a reçu l'entraînement par vibration seul sans être en RFI (DB_Expérimental).

4.2.2 Participants issus de la base de données

Afin d'avoir des données contrôles dans l'établissement où les participants ont reçu leur RFI, les résultats d'une base de données, créée et supportée par l'Équipe Multidisciplinaire de Recherche en Réadaptation SensoriMotrice (2011-2016), financée par les Instituts de Recherche en Santé du Canada, initiative stratégique en Médecine régénérative et nanomédecine, ont été utilisés. La base de données a été constituée lors d'une étude prospective qui a eu lieu de février 2013 à août 2014 auprès de personnes hémiparétiques en RFI. Deux-cent dix-huit participants ont été recrutés et ont été évalués à deux reprises avec des procédures standardisées, lors de l'admission (T1) et lors du congé (T2) en RFI. Cette base de données a été utilisée pour comparer uniquement l'évolution des vitesses confortable et rapide de marche au sol mesurées chez les trois participants à l'évolution des vitesses chez un groupe contrôle recevant la RFI dans le même hôpital de réadaptation.

4.3 Intervention : entraînement par vibrations

L'entraînement expérimental était réalisé à l'aide d'un système de vibrations multiples. Celui-ci est composé de 12 vibrateurs placés sur les deux membres inférieurs au niveau des muscles fléchisseurs et extenseurs des hanches, des genoux et des chevilles (Figure 2). Ce dispositif organise et combine l'application de vibrations de façon à reproduire l'activité sensorielle liée à la marche pour répondre au concept d'activité orientée sur la tâche (Duclos et al., 2014; Kemlin et Duclos, 2012). En effet, les activations des vibrateurs sont coordonnées les unes aux autres afin de recréer l'activité sensorielle normalement associée à la marche à chaque articulation des deux membres inférieurs.

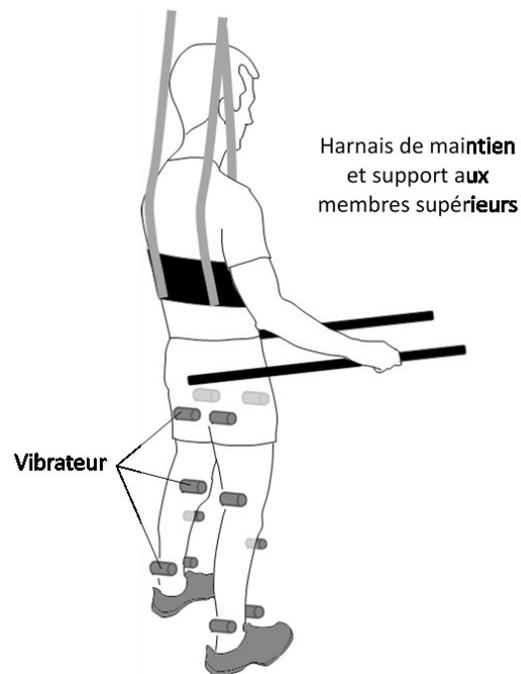


Figure 2. Dispositif de vibrations

L'application des vibrations a été organisée selon un patron de vibrations défini par trois éléments : la séquence d'activation des vibrateurs, la durée d'un cycle de marche et la fréquence cible des vibrations. Le patron de vibrations utilisé a été créé en se basant sur la cinématique de la marche du sujet sain comme décrit par Perry (Perry et Burnfield, 2010) (Figure 3). Par exemple, l'activité sensorielle du mouvement de flexion de hanche, présent lors de la phase

inférieurs était préféré. Par la suite, les deux types de patron étaient proposés aléatoirement durant toute la séance. Enfin, la fréquence cible des vibrateurs était fixée à 80 Hz, car c'est à cette fréquence que le recrutement des fibres *Ia* est maximal (Roll et al., 1989).

L'entraînement consistait en 12 séances de 30 minutes de vibrations réparties sur trois semaines, à raison de quatre séances par semaine. Un minimum de 1600 pas simulés par séance était visé, ce qui correspond à la moitié du nombre de pas effectués en moyenne par jour par des personnes hémiparétiques chroniques capables de marcher dans la communauté, et marchant à une vitesse de marche supérieure à 0,8 m/s (Bowden et al., 2008). Pendant toutes les séances, les participants ont reçu les vibrations en position debout et, une fois accoutumés, ils étaient encouragés à accompagner volontairement les mouvements de marche pouvant être déclenchés par les vibrations tout en restant sur place. Les participants portaient un harnais sans support de poids qui les aidait à maintenir leur équilibre, car les vibrations peuvent entraîner des réactions posturales déstabilisantes (Eklund, 1972) (Figure 2).

4.4 Procédure d'évaluation

4.4.1 Déroulement temporel

L'histoire médicale et personnelle de chaque participant a d'abord été recueillie; l'évaluation de l'héminégligence, de la sensibilité, de la motricité et du tonus du membre inférieur parétique a été réalisée à des fins descriptives et pour s'assurer de l'éligibilité du participant. À ce moment-là, les trois participants étaient en RFI depuis 25 jours.

À la suite des évaluations cliniques, une première évaluation des performances de marche a été effectuée (Tpre1). Une seconde évaluation des performances de marche a été réalisée cinq jours plus tard (Tpre2) pour établir les capacités et l'évolution initiale des participants. Pour JL et MP, participants ayant effectué l'entraînement en première intention, ces mesures étaient ensuite effectuées à la fin de chaque semaine d'entraînement, c'est-à-dire sept jours (T1), 14 jours (T2) et 21 jours (T3) après le début de l'entraînement. Pour DB_Contrôle n'ayant pas reçu l'entraînement, seule l'évaluation à T3 était effectuée. Pour tous les participants (JL, MP et DB_Contrôle), une évaluation de suivi a également été effectuée un mois après la période d'entraînement, soit 51 jours après le début de l'entraînement/période contrôle (T4), afin d'évaluer les effets potentiels de l'intervention à moyen terme. Pour

DB_Expérimental, participant ayant reçu l'entraînement en seconde intention, l'évaluation à J51/T4 était considérée comme l'évaluation pré-entraînement (T4 = Tpre). Les mesures étaient ensuite effectuées de la même façon que pour les autres participants, à savoir à la fin de chaque semaine d'entraînement (T'1, T'2, T'3), puis un mois après (T'4) (Figure 4).

De plus, pour tous les participants ayant reçu l'entraînement, leur perspective a été évaluée à l'issue de la période d'entraînement, c'est-à-dire à la fin de la dernière séance d'entraînement (J21/T3). Toutes les évaluations ont été réalisées avec des procédures standardisées par des physiothérapeutes formés à ce type d'évaluation.

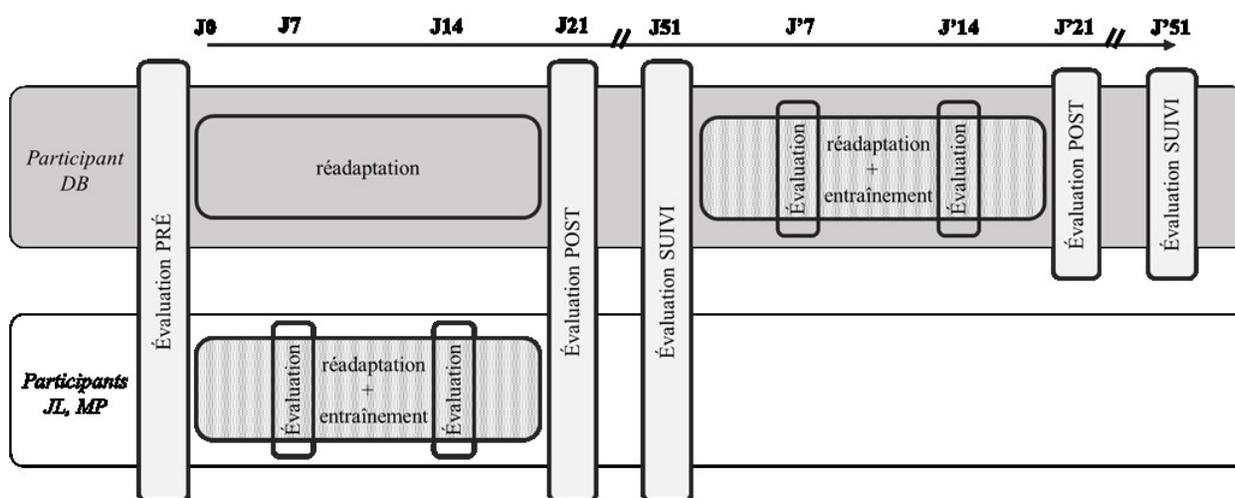


Figure 4. Déroulement chronologique de l'étude

4.4.2. Évaluation clinique

4.4.1.1 Examen de l'héminégligence

L'héminégligence ou négligence spatiale unilatérale est définie comme « des difficultés à signaler, à répondre ou à s'orienter vers des stimuli nouveaux ou porteurs de signification lorsque ceux-ci sont présentés du côté opposé à une lésion cérébrale » (Watson et Heilman, 1979). Ainsi, un participant héminégligent qui recevrait l'entraînement par vibrations ne serait pas en mesure d'utiliser la totalité de l'information sensorielle produite par les vibrations. Cela pourrait limiter les effets de l'intervention et constituait donc un critère d'exclusion.

Pour déterminer le statut d'héminégligence, chaque participant a effectué le test des cloches qui est considéré comme le test le plus sensible pour évaluer ce déficit (Azouvi et al., 2002). Pour réaliser ce test, une feuille de format Lettre est placée devant chaque participant et il lui est demandé d'entourer au stylo les cloches contenues sur cette feuille au sein d'autres figures. Trente-cinq cloches paraissent être distribuées de façon aléatoire au sein de l'ensemble des 280 figures, mais elles sont en réalité réparties en sept colonnes, chacune de ces colonnes contenant cinq cloches et 40 autres figures (Annexe III). Le test s'arrête quand le participant estime avoir entouré toutes les cloches. Une omission de 6 cloches ou plus sur la moitié gauche ou la moitié droite de la feuille indique une héminégligence (Gauthier, Dehaut et Joanette, 1989).

4.4.1.2 Examen de la sensibilité

Les différents examens de la sensibilité ont été réalisés dans la même situation, à savoir que 1) les participants étaient allongés sur le dos, les yeux fermés et 2) chaque test était effectué en premier du côté non parétique, puis du côté parétique.

La sensibilité superficielle a été testée par le toucher léger au niveau des deux chevilles (région inférieure à la malléole externe) avec les monofilaments de Semmes-Weinstein. Cette méthode est considérée comme ayant une fidélité intra-examineur modérée à bonne (Collins, Visscher, De Vet, Zuurmond et Perez, 2010) et une bonne fidélité inter-examineur (Shaffer, Harrison, Brown et Brennan, 2005). Quatre monofilaments de nylon (de 6,65 à 4,17) calibrés pour fléchir sous une pression spécifique ont été utilisés. Le participant répondait verbalement lorsqu'il percevait la pression exercée par le filament. Le test débutait avec le filament 5,18. Si aucune pression n'était perçue par le participant, alors nous utilisons le filament 6,65, correspondant à une pression plus élevée. Si la pression était ressentie avec le filament 5,18, l'évaluation continuait avec les autres filaments par ordre décroissant de pression (4,31 et 4,17). Trois essais étaient réalisés pour chaque taille de filament.

La sensibilité au mouvement a été évaluée, car elle est reconnue comme plus valide que celle du sens de la position des articulations (Tyson, Hanley, Chillala, Selley et Tallis, 2008). Elle a été mesurée au moyen de dix mouvements passifs successifs, lents et de faible amplitude

de l'articulation métatarso-phalangienne du gros orteil. Le participant devait indiquer s'il percevait un mouvement et si oui, dans quelle direction.

La sensibilité à la vibration, ou pallesthésie, a également été mesurée par le temps pendant lequel le participant était capable de ressentir la vibration sur les malléoles externes de chaque cheville lors de la mise en contact avec un diapason vibrant à une fréquence de 128 Hz (Goldblatt, 1954). Deux essais ont été réalisés sur chaque malléole et la moyenne des deux temps a été utilisée dans nos données cliniques. Le diapason était percuté pour produire la vibration puis posé sur la malléole externe. Le chronomètre était déclenché lors de la mise en contact avec la cheville et arrêté lorsque le patient déclarait ne plus sentir la vibration.

4.4.1.3 Examen de la motricité

Les capacités motrices des participants ont été évaluées à l'aide du *Chedoke McMaster Stroke Assessment* (CMMSA) (Gowland et al., 1993). Il évalue six dimensions sur une échelle de 1 à 7, le score inférieur étant associé à un déficit moteur important (Gowland et al., 1993; Poole et Whitney, 2001). Dans cette étude, seules les dimensions en lien avec la motricité du pied et de la jambe parétiques ont été évaluées. Ce test présente une bonne validité concomitante avec le *Fugl-Meyer Assessment* ($r = 0,95$, $p < 0,001$) et d'excellentes fidélités inter-évaluateurs (ICC = 0,97) et intra-évaluateurs (ICC = 0,98) (Gowland et al., 1993).

4.4.1.4 Examen du tonus musculaire

Le tonus des fléchisseurs de hanche, des ischio-jambiers et des fléchisseurs plantaires parétiques a été évalué avec l'échelle d'Ashworth modifiée (Bohannon, 1987). L'examen a été réalisé selon la procédure décrite par les auteurs. Ce test présente une fidélité test-retest adéquate au membre inférieur de 73,3 % (Blackburn, van Vliet et Mockett, 2002).

4.5 Mesures de résultats

Les mesures de résultats ont été recueillies lors d'évaluations réalisées par des physiothérapeutes qui avaient été préalablement formés afin de standardiser les mesures. Il faut aussi préciser que chaque participant a été évalué par un seul évaluateur, qui ne connaissait pas l'intervention que le participant allait recevoir, durant sa participation à l'étude.

4.5.1 Les vitesses de marche au sol

Les mesures principales de résultats étaient les vitesses de marche naturelle et rapide au sol. Elles ont été mesurées avec un test de marche sur dix mètres (Figure 5). Il a été réalisé sur un parcours de 14 mètres. Deux mètres non comptabilisés en début de parcours sont prévus pour atteindre une vitesse constante. Les dix mètres suivants ont permis d'établir la performance locomotrice. Enfin, le cône indiquant la ligne d'arrivée a été placé à une distance de deux mètres de la fin du parcours afin d'éviter que le participant ne décélère pendant les dix mètres de marche. Les essais de marche étaient effectués dans un couloir, à vitesse naturelle, puis à vitesse rapide. Les participants conservaient leurs aides techniques (cannes, bâton de marche) et orthèses (des releveurs du pied) durant l'évaluation. Deux essais étaient complétés à chacune des vitesses et un troisième essai était réalisé si les deux premières mesures présentaient une différence de plus de 10%. Ce test a été choisi, car il présente une excellente fidélité test-retest à vitesse naturelle (CCI = 0,94) et à vitesse rapide (CCI = 0,97) chez des personnes hémiparétiques chroniques (Flansbjerg, Holmbäck, Downham, Patten et Lexell, 2005). De plus, une différence minimale cliniquement importante (MCID) à vitesse confortable a été définie pour les personnes hémiparétiques en phase subaiguë (MCID = 0,13 m/s) (Bohannon, Andrews et Glenney, 2013).

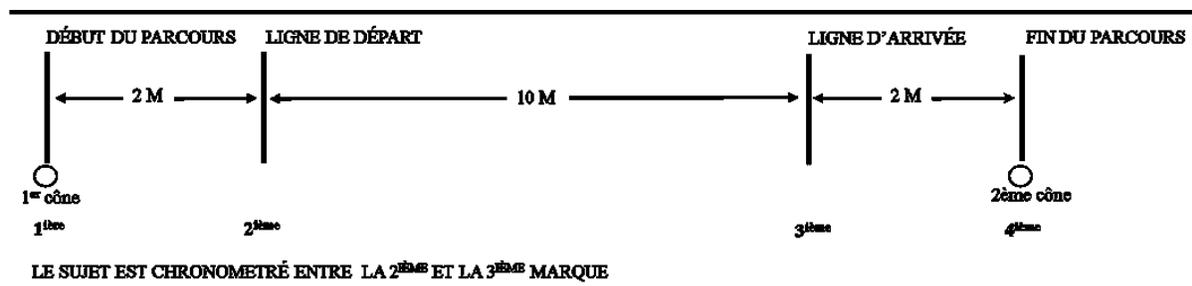


Figure 5. Plan de l'installation du test de marche sur 10 mètres

4.5.2 Mesures secondaires de résultats

4.5.2.1 Paramètres spatio-temporels de la marche

Afin de caractériser la marche des participants, une évaluation a été effectuée au moyen d'un système d'analyse de la marche GAITRite® (CIR Systems Inc., Franklin, USA). Il s'agit d'un système valide comprenant un tapis portable dont la surface est instrumentée au moyen de capteurs de pression et dont le logiciel permet le calcul des paramètres spatio-temporels de la marche (Kressig et Beauchet, 2013) (Figure 6).

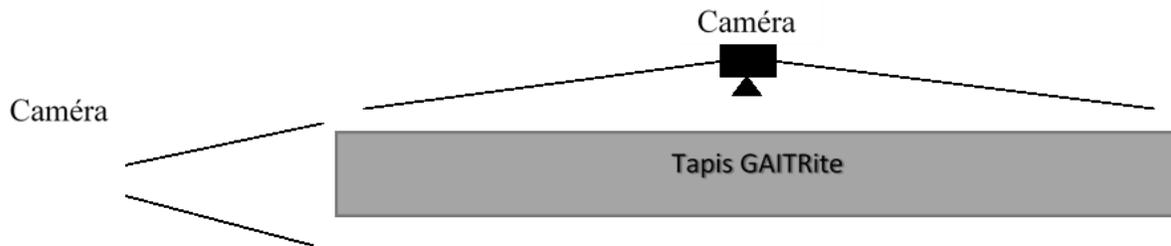


Figure 6. Plan de l'installation du dispositif GAITRite®

Dans cette étude, les paramètres spatio-temporels suivants ont été recueillis :

- la vitesse de marche à vitesse naturelle (en mètre/seconde),
- la cadence (en nombre pas/min),
- les longueurs du pas des côtés parétique et non parétique (en mètre),
- les durées de la phase d'appui des côtés parétique et non parétique (en seconde et en pourcentage (%) du cycle),
- les durées de la phase d'oscillation des côtés parétique et non parétique (en seconde et en % du cycle),
- les durées de la phase de double appui des côtés parétique et non parétique (en seconde et en % du cycle).

Les essais de marche, c.-à-d. les passages sur le tapis GAITRite®, étaient effectués à vitesse naturelle et les participants conservaient leurs aides techniques (cannes, bâton de marche) et orthèses (des releveurs du pied) durant l'évaluation. Les collectes de données ont été

réalisées en suivant les recommandations actuelles d'utilisation du GAITRite® (Kressig et Beauchet, 2013). Au total, six essais de marche étaient réalisés afin de disposer d'un minimum de six cycles de marche (trois du côté parétique et trois du côté non parétique). Les avantages majeurs de ce dispositif sont la simplicité et la facilité d'utilisation. Il possède également des qualités métrologiques adéquates pour la population à l'étude, avec une fidélité test-retest bonne (CCI = 0,72, IC à 95% [0,43-0,87]) à excellente (CCI = 0,94, IC à 95% [0,86-0,98]) (Kuys, Brauer et Ada, 2011b).

4.5.2.2 Patron de marche

Une mesure de résultat secondaire portait sur l'évaluation du patron de marche. Elle était effectuée au moyen d'un enregistrement vidéo réalisé lors des évaluations avec le GAITRite® comme précédemment décrit. Les scores ont été établis a posteriori lors du visionnage des enregistrements vidéo par un examinateur aveugle à la participation à l'entraînement et au temps d'évaluation, en utilisant le *Gait Assessment and Intervention Tool* (G.A.I.T.) (Annexe IV). Le G.A.I.T. est un outil d'évaluation par observation du patron de marche qui a été conçu pour la clientèle post-AVC (Daly et al., 2009). Les composantes du patron de marche sont évaluées simultanément dans les plans sagittal et frontal. L'enregistrement vidéo avec possibilité de recul et arrêt sur image est nécessaire afin d'effectuer la cotation. Le G.A.I.T. contient 31 items, évaluant 45 composantes du patron de marche : 27 items évaluent le tronc, le bassin et les membres inférieurs lors des phases d'appui et d'oscillation de la marche et 4 items traitent des membres supérieurs et du tronc pendant les deux phases confondues (Annexe IV). Les composantes du patron de marche sont cotées entre 0 (normal) et trois points, chaque item pouvant prendre les valeurs 0, 1, 2 ou 3 points. Le score total du G.A.I.T. va de 0 (normal) à 62 points (patron de marche avec le plus de déviations). Dans cette étude, étant donné que les participants conservaient leurs orthèses pendant les essais de marche, les composantes en lien avec la cotation du pied ont été retirées, pour un score total maximal de 49 points, tel que proposé par les auteurs de l'outil. Ce test présente des qualités psychométriques adéquates : il a une bonne fidélité intra-juge (CCI = 0,98, IC à 95% [0,95-0,99]) et inter-juge (CCI = 0,83, IC à 95% [0,32-0,96]) (Daly et al., 2009). Les items 26 et 27 portant sur le genou, respectivement au début ($r = 0,65$; $p = 0,001$) et au milieu de la phase d'oscillation ($r = 0,76$, $p = 0,0001$) dans le plan sagittal,

présentent une corrélation de Spearman modérée avec les données recueillies par capteurs de mouvement (Daly et al., 2009).

4.5.2.3 Perspective des participants

Afin d'évaluer la perspective des participants ayant reçu l'entraînement, un questionnaire auto-administré, le *Short feedback questionnaire* adapté à l'intervention évaluée (SFQ-M), était proposé aux participants (Annexe V). Il est à noter qu'une question spécifique à la perception d'illusion de mouvement (illusion de marche ou autre) était proposée. Cet outil (score maximal de 45) permet de déterminer comment les patients ont perçu cette nouvelle approche en termes d'appréciation, de confiance et de pertinence. Plus le score est élevé, meilleure est la satisfaction. Il est couramment utilisé pour évaluer la perspective des participants exposés à des outils de réalité virtuelle (Archambault, Blackburn, Reid, Routhier et Miller, 2017). Il présente une bonne consistance interne (α de Cronbach = 0,81) et une validité de construit modérée à bonne dans sa version originale (Kizony et Katz, 2003).

4.6 Analyses des données

Pour les vitesses de marche au sol, deux à trois essais de marche ont été réalisés pour chaque participant et pour chaque évaluation. Seules les deux mesures ayant une différence inférieure à moins de 10% ont été retenues pour déterminer la valeur moyenne de la vitesse de marche de l'évaluation.

Les paramètres spatio-temporels collectés avec le GAITRite[®] ont été extraits du logiciel puis mis dans un tableau Excel grâce à une routine MATLAB. La moyenne de chaque paramètre spatio-temporel considéré a été calculée à partir de l'ensemble des essais pour chaque temps d'évaluation. Ainsi, tous les essais ont été analysés, soit cinq essais pour DB_Contrôle, dix essais pour DB_Experimental, quatre essais pour JL et 10 essais pour MP.

4.7 Analyses statistiques

Toutes les analyses statistiques ont été réalisées avec le logiciel SPSS (version 24.0 pour Windows). Une valeur α de 0,05 a été utilisée.

4.7.1 Pour les données issues de la base de données

Des statistiques descriptives ont servi à caractériser les participants issus de la base de données (âge, scores CMMSA jambe et pied, durée entre l'AVC et T1 et durée entre T1 et T2).

Les moyennes et écart-types des vitesses de marche confortable et rapide à T1 et à T2 ont été calculés. Pour mieux comprendre les changements de vitesse et les caractériser, les différences de vitesse de marche entre T1 et T2 à vitesses confortable et rapide entre chaque évaluation ($\Delta_{\text{Confortable}}$, Δ_{Rapide}) ont été calculées pour chaque participant, puis une moyenne du groupe a été déterminée. De la même façon, les différences de vitesse de marche par jour passé en RFI entre T1 et T2 à vitesses confortable et rapide ($\Delta_{\text{RFI_Confortable}}$, $\Delta_{\text{RFI_Rapide}}$) ont été établies. Cette dernière variable est nécessaire pour mieux comparer les participants issus de la base de données dont la durée de RFI varie et les participants au projet dont la durée de RFI entre les évaluations est fixe.

Une catégorisation en sous-groupes en fonction de la vitesse de marche initiale a ensuite été effectuée afin de déterminer si la vitesse de marche initiale des participants avait un impact sur les vitesses observées lors de la RFI. Pour cela, les seuils de vitesse de marche décrits par Perry et al. ont été utilisés (Perry et al., 1995). Deux groupes ont ainsi été constitués : l'un comprenant les personnes marchant à une vitesse inférieure à 0,4 m/s à T1 (groupe vitesse $< 0,4$ m/s) et l'autre comprenant celles marchant à une vitesse supérieure ou égale à 0,4 m/s à T1 (groupe vitesse $\geq 0,4$ m/s). Pour évaluer l'effet de la RFI entre T1 et T2 sur les vitesses de marche entre les deux groupes, une analyse de variances (ANOVA) à deux voies, avec une mesure répétée (facteur temps) et un facteur inter-groupe (groupe vitesse $< 0,4$ m/s vs groupe vitesse $\geq 0,4$ m/s), a été utilisée. Pour comparer les moyennes des différences de vitesses entre T1 et T2 ($\Delta_{\text{Confortable}}$ et Δ_{Rapide}) et la moyenne des différences de vitesse de marche par jour passé en RFI à vitesse rapide ($\Delta_{\text{RFI_Rapide}}$), un test t de Student pour groupes indépendants (groupe vitesse $< 0,4$ m/s vs groupe vitesse $\geq 0,4$ m/s) a été utilisé. Le résultat pris est celui du ratio F de Brown-Forsythe, car il est plus conservateur. Pour la moyenne des différences de vitesse de marche par jour passé en RFI à vitesse confortable ($\Delta_{\text{RFI_Confortable}}$), le test de Mann-Whitney a été utilisé considérant la non-normalité des données, telle qu'évaluée par un test de Shapiro-Wilk.

Les mêmes analyses ont ensuite été conduites avec :

- une catégorisation en fonction de l'âge, afin de déterminer si l'âge des participants avait un impact sur l'évolution des vitesses au cours de la RFI. Pour cela, la médiane du groupe a été calculé ($n = 17$, la médiane était le terme de rang 9 soit 52 ans), puis deux groupes ont été constitués, l'un dont l'âge des participants était inférieur ou égal à 52 ans ($\text{âge} \leq 52$ ans) et l'autre dont l'âge des participants était égal ou supérieur à 52 ans ($\text{âge} \geq 52$ ans),
- une catégorisation en fonction des incapacités motrices des participants, afin de déterminer si ce paramètre avait un impact sur les vitesses. Pour cela, les scores au CMSSA de la jambe et du pied ont été additionnés pour obtenir le score au membre inférieur parétique (score total de 14). Ensuite, la médiane du groupe a été calculée ($n = 17$, la médiane était le terme de rang 9 dont la valeur était 9) et deux groupes ont été constitués, l'un comprenant les personnes dont le score était inférieur ou égal à 9 (score CMSSA ≤ 9) et l'autre comprenant celles dont le score était égal ou supérieur à 9 (score CMSSA ≥ 9).

Enfin, les changements de vitesse de marche pouvant survenir entre T1 et T2 peuvent également être influencées par le nombre de jour passé en RFI. Aussi, la moyenne du nombre de jours passés en RFI a été comparé avec un test de de Mann-Whitney en fonction des groupes de vitesse initiale de marche (groupe vitesse $< 0,4$ m/s vs groupe vitesse $\geq 0,4$ m/s), des groupes d'âge (groupe âge ≤ 52 ans vs groupe âge ≥ 52 ans) et des groupes d'incapacité motrice (groupe score CMSSA ≤ 9 vs groupe score CMSSA ≥ 9).

4.7.1 Pour les données issues des participants au projet

Des statistiques descriptives ont servi à caractériser chaque cas unique (âge, scores CMMSA jambe et pied, score du tonus musculaire, durée entre l'AVC et Tpre1).

Considérant le devis expérimental choisi, des statistiques descriptives ont été utilisées pour analyser les vitesses de marche au sol confortable et rapide aux différents temps d'évaluation. De la même façon que pour les données issues de la base de données, deux variables ont été calculées pour la vitesse confortable et la vitesse rapide, à savoir :

- les différences de vitesse de marche entre chaque évaluation ($\Delta_{\text{Confortable}}$, Δ_{Rapide}),

- les différences de vitesse de marche par jour passé en RFI ou changement moyen de vitesse de marche par jour passé en RFI ($\Delta_RFI_Confortable$, Δ_RFI_Rapide).

Les moyennes de ces dernières variables ont été comparées aux moyennes \pm un écart-type des différences de vitesse de marche par jour passé en RFI à vitesses confortable et rapide des participants issus de la base de données tel que proposé par Backman (Backman, Harris, Chisholm et Monette, 1997).

Pour chaque participant, des statistiques descriptives ont également été utilisées pour décrire les données spatio-temporelles, le patron de marche, ainsi que la perspective des participants. Pour les données spatio-temporelles, les moyennes \pm un écart-type de chaque variable pour chaque temps d'évaluation ont été calculées. Les durées des phases d'oscillation et d'appui ont également été déterminées en pourcentage de la durée du cycle de marche. Ces données ont été comparées aux données connues de la marche chez le sujet sain telles que définies dans la littérature. Pour le patron de marche, les scores ont été déterminés pour chaque temps d'évaluation. Dans un premier temps, toutes ces données ont été comparées pour chaque participant entre les différents temps de mesure. Dans un second temps, elles ont été comparées entre les participants, qu'ils aient reçu ou non l'entraînement par vibrations ou la RFI. Ces données n'ont pas été comparées avec celles de la base de données, car ces informations n'étaient pas disponibles.

Chapitre 5 : Résultats

5.1 Participants issus de la base de données

5.1.1 Description des participants

Suite à l'étude de la base de données, 17 dossiers ont été retenus dont neuf femmes (Tableau 1). L'âge moyen des personnes sélectionnées était de 52,5 ans (22-82 ans). Neuf d'entre elles présentaient une hémiparésie du côté gauche et elles avaient toutes des incapacités motrices modérées (score moyen au CMMSA à la jambe de 5 (3-7) et au pied de 4 (1-7)). La durée moyenne entre la date de survenue de l'AVC et la première évaluation (T1) était de 29 jours (7-72 jours). La durée moyenne entre la date de la première évaluation (T1) et la date de la deuxième évaluation (T2) était de 31 jours (13-51 jours); cette durée correspond à la période d'entraînement en RFI.

Lors de l'évaluation T1, la majorité des participants conservaient la même aide technique à vitesse confortable et à vitesse rapide : 5/17 participants utilisaient une marchette, 1/17 un bâton de marche, 4/17 une canne quadripode et 2/17 une canne simple. Enfin, 5/17 personnes marchaient sans aide technique. Seul un participant a utilisé une aide technique différente pour chaque vitesse d'évaluation (canne quadripode à vitesse confortable et bâton de marche à vitesse rapide). Lors de l'évaluation T2, tous les participants avaient conservé la même aide technique à vitesse confortable qu'à vitesse rapide : 1/17 participant utilisait une marchette, 1/17 un bâton de marche, 4/17 une canne quadripode et 2 /17 une canne simple. Enfin, 12/17 personnes marchaient sans aide technique. Ainsi, la majorité des participants avaient changé leurs aides techniques entre T1 et T2, aussi bien à vitesse confortable qu'à vitesse rapide.

Tableau 1. Données sociodémographiques des participants de la base de données

Participant	Sexe F ou M	Âge ans	Côté hémiparésie D ou G	CMMSA		AVC - T1 jours	T1 - T2 jours
				jambe /7	pied /7		
S1	F	82	D	4	3	20	50
S2	F	37	G	3	1	29	51
S3	H	49	G	3	2	22	34
S4	F	37	G	7	7	7	41
S5	F	75	G	3	4	34	33
S6	F	22	D	3	2	29	35
S7	H	54	G	4	4	21	20
S8	H	77	G	5	3	29	34
S9	H	44	G	5	4	31	14
S10	H	24	G	5	4	20	15
S11	F	52	D	5	4	36	41
S12	F	72	G	6	5	64	24
S13	F	49	D	6	3	72	29
S14	F	50	D	5	4	20	29
S15	H	54	D	5	4	16	39
S16	H	52	D	5	4	11	20
S17	H	63	D	4	4	31	13
Moyenne		52,5		5	4	29	31
ÉT		17,3				17	12
Min		22		3	1	7	13
Max		82		7	7	72	51

F = féminin, M = masculin, D = droit, G = gauche, CMMSA = Chedoke-McMaster Stroke Assessment, AVC - T1 = durée entre la date de survenue de l'AVC et la date de la première évaluation, T1 - T2 = durée entre la date de la première évaluation et la date de la deuxième évaluation T2, ÉT = écart-type.

5.1.2 Évolution des vitesses de marche au sol

5.1.2.1 En fonction de la vitesse de marche initiale

La catégorisation en sous-groupes en fonction de la vitesse de marche initiale a permis de constituer deux groupes : l'un comprenant sept participants marchant à une vitesse inférieure à 0,4 m/s et un autre de dix participants marchant à une vitesse supérieure ou égale à 0,4 m/s.

Les évaluations de marche réalisées ont montré qu'à vitesse confortable, la vitesse moyenne de marche est passée de 0,23 (0,09) m/s à 0,47 (0,16) m/s entre T1 et T2 dans le groupe de personnes marchant initialement à moins de 0,4 m/s ($\Delta = 0,24$ (0,15) m/s) (Tableau 2). Dans le groupe de personnes marchant initialement à 0,4 m/s ou plus, elle est passée de 0,61 (0,14) m/s à 0,95 (0,17) m/s ($\Delta = 0,34$ (0,15) m/s). Les analyses statistiques ont montré qu'il n'y avait pas d'effet d'interaction entre le temps et la vitesse de marche initiale (Interaction : $F_{(1,15)} = 0,5$; $p = 0,504$). Par contre, il y avait un effet du facteur temps (Facteur temps : $F_{(1,15)} = 63,0$; $p \leq 0,001$) et un effet du facteur groupe (Facteur groupe $F_{(1,15)} = 47,7$; $p \leq 0,001$), signifiant que les vitesses à T1 et T2 sont différentes et que les personnes marchant à moins de 0,4 m/s marchent plus lentement que celles marchant à plus de 0,4 m/s. Cependant, ces changements ($\Delta_{\text{Confortable}}$) n'étaient pas différents d'un groupe à l'autre ($t_{(15)} = 1,4$; $p = 0,177$).

À vitesse rapide, la vitesse moyenne de marche est passée de 0,43 (0,28) m/s à T1 à 0,73 (0,55) m/s à T2 dans le groupe de personnes marchant initialement à moins de 0,4 m/s ($\Delta = 0,30$ (0,42) m/s) (Tableau 2). Dans le groupe de personnes marchant initialement plus rapidement, la vitesse moyenne de marche est passée de 0,90 (0,24) m/s à 1,31 (0,23) m/s ($\Delta = 0,41$ (0,25) m/s). Les analyses statistiques ont montré que, comme à vitesse confortable, il n'y avait pas d'effet d'interaction entre le temps et la vitesse de marche initiale (Interaction: $F_{(1,15)} = 0,5$; $p = 0,504$), mais qu'il y avait un effet du facteur temps (Facteur temps : $F_{(1,15)} = 19,3$; $p = 0,001$) et du facteur groupe (Facteur groupe : $F_{(1,15)} = 13,6$; $p = 0,002$). De nouveau, ces changements (Δ_{Rapide}) n'étaient pas différents d'un groupe à l'autre ($t_{(15)} = 0,7$, $p = 0,504$). Enfin, que ce soit à vitesse confortable ou à vitesse rapide, les changements observés étaient supérieurs à 0,13 m/s soit la différence minimale cliniquement importante (Bohannon et al., 2013).

À vitesse confortable, les changements moyens de vitesse de marche par jour passé en RFI étaient de l'ordre de 0,007 (0,005) m/s/j dans le groupe de personnes marchant initialement à moins de 0,4 m/s et de 0,015 (0,010) m/s/j dans le groupe de personne marchant initialement plus rapidement (Tableau 2). À vitesse rapide, ces changements étaient de l'ordre de 0,011 m/s (0,020) m/s/j et de 0,018 (0,012) m/s/j respectivement (Tableau 2). Ces changements n'étaient pas significativement différents entre les groupes, aussi bien à vitesse confortable (test de Wilcoxon-Mann-Whitney $U = 15$; $p = 0,051$) qu'à vitesse rapide ($t_{(15)} = 0,9$; $p = 0,396$).

Tableau 2. Vitesses de marche confortable et rapide à T1 et T2 des participants issus de la base de données

Participant	Vitesse Confortable				Vitesse Rapide			
	VT1 m/s	VT2 m/s	Δ m/s	Δ /jour RFI m/s/jour	VT1 m/s	VT2 m/s	Δ m/s	Δ /jour RFI m/s/jour
S1	0,13	0,63	0,50	0,010	0,15	0,66	0,51	0,010
S2	0,14	0,26	0,12	0,002	0,23	0,33	0,10	0,002
S3	0,17	0,41	0,24	0,007	0,18	0,57	0,39	0,011
S4	0,24	0,50	0,26	0,006	0,50	0,50	0,00	0,000
S5	0,27	0,33	0,06	0,002	0,35	0,51	0,16	0,005
S6	0,30	0,45	0,15	0,004	0,76	0,60	-0,16	-0,005
S7	0,39	0,71	0,32	0,016	0,85	1,95	1,10	0,055
Moyenne	0,23	0,47	0,24	0,007	0,43	0,73	0,30	0,011
ÉT	0,09	0,16	0,15	0,005	0,28	0,55	0,42	0,020
Min	0,13	0,26	0,06	0,002	0,15	0,33	-0,16	-0,005
Max	0,39	0,71	0,50	0,016	0,85	1,95	1,10	0,055
S8	0,43	0,58	0,15	0,004	0,71	0,88	0,17	0,005
S9	0,45	0,95	0,50	0,036	0,63	1,15	0,52	0,037
S10	0,45	0,86	0,41	0,027	0,78	1,16	0,38	0,025
S11	0,49	1,06	0,57	0,014	0,70	1,52	0,82	0,020
S12	0,63	0,98	0,35	0,015	1,43	1,41	-0,02	-0,001
S13	0,64	0,91	0,27	0,009	0,74	1,39	0,65	0,022
S14	0,74	1,12	0,38	0,013	0,93	1,26	0,33	0,011
S15	0,76	0,99	0,23	0,006	0,94	1,34	0,40	0,010
S16	0,76	1,18	0,42	0,021	1,11	1,72	0,61	0,031
S17	0,76	0,87	0,11	0,008	1,02	1,26	0,24	0,018
Moyenne	0,61	0,95	0,34	0,015	0,90	1,31	0,41	0,018
ÉT	0,14	0,17	0,15	0,010	0,24	0,23	0,25	0,012
Min	0,43	0,58	0,11	0,004	0,63	0,88	-0,02	-0,001
Max	0,76	1,18	0,57	0,036	1,43	1,72	0,82	0,037

VT1 = vitesse de marche lors de la première évaluation T1, VT2 = vitesse de marche lors de la deuxième évaluation T2, Δ = différence de vitesse de marche entre T2 et T1, Δ /jour RFI = différence de vitesse de marche par jour passé en RFI, ÉT = écart-type.

5.1.2.2 En fonction de l'âge

La catégorisation en sous-groupes en fonction de la valeur de la médiane de l'âge (52 ans) a permis de constituer deux groupes : l'un comprenant neuf participants dont l'âge est

inférieur à la médiane (âge moyen de 40 (11,3) ans) et l'autre comprenant huit participants dont l'âge est supérieur à la médiane (âge moyen de 66 (11,9) ans).

À vitesse confortable, les changements de vitesse de marche entre T1 et T2 étaient de l'ordre de 0,32 (0,15) m/s dans le groupe d'âge inférieur à la médiane et de 0,27 (0,16) m/s dans le groupe d'âge supérieur à la médiane. À vitesse rapide, ces changements étaient de l'ordre de 0,34 (0,31) m/s et 0,40 (0,35) m/s respectivement. De plus, les analyses statistiques ont montré qu'il n'y avait pas d'interaction entre le temps et l'âge (vitesse confortable : $F_{(1,15)} = 0,5$; $p = 0,482$, vitesse rapide : $F_{(1,15)} = 0,1$; $p = 0,719$), ni d'effet du facteur âge (vitesse confortable : $F_{(1,15)} = 0,5$; $p = 0,491$, vitesse rapide : $F_{(1,15)} = 1,8$; $p = 0,199$), ce qui signifie que l'âge n'influence pas l'évolution des vitesses de marche mesurée entre T1 et T2. Il y avait par contre un effet du facteur temps (vitesse confortable : $F_{(1,15)} = 62,3$; $p \leq 0,001$, vitesse rapide : $F_{(1,15)} = 20,7$; $p \leq 0,001$) impliquant que les vitesses étaient différentes à T1 et T2. Cependant, bien que les changements observés étaient supérieurs à la DMCI, ils n'étaient pas significativement différents entre les deux groupes d'âge, aussi bien à vitesse confortable ($t_{(15)} = 0,7$; $p = 0,482$) qu'à vitesse rapide ($t_{(15)} = 0,4$; $p = 0,719$).

À vitesse confortable, les changements moyens de vitesse de marche par jour passé en RFI étaient de l'ordre de 0,013 (0,011) m/s/j dans le groupe d'âge inférieur à la médiane et de 0,010 (0,006) m/s/j dans le groupe d'âge supérieur à la médiane. À vitesse rapide, ces changements étaient de l'ordre de 0,014 (0,014) m/s/j et 0,017 (0,018) m/s/j respectivement. Ces changements n'étaient pas significatifs, aussi bien à vitesse confortable (test de Wilcoxon-Mann-Whitney $U = 34$; $p = 0,847$) qu'à vitesse rapide ($t_{(15)} = 0,3$; $p = 0,726$), ce qui confirme que les changements ne sont pas différents entre les groupes.

5.1.2.3 En fonction du score CMMSA

La catégorisation en sous-groupes en fonction de la valeur médiane du score combiné au CMMSA (score de 9/14) a permis de constituer deux groupes : l'un comprenant neuf participants dont le score combiné au CMMSA est inférieur à la médiane (score moyen de 6,8 (1,72), score max. = 9/14) et l'autre comprenant huit participants dont le score combiné au CMMSA est supérieur à la médiane (score moyen de 9,8 (1,72), score max. = 14/14).

À vitesse confortable, les changements de vitesse de marche entre T1 et T2 étaient de l'ordre de 0,24 (0,17) m/s dans le groupe de score CMSSA inférieur à la médiane et de 0,36 (0,11) m/s dans le groupe de score CMMSA supérieur à la médiane. À vitesse rapide, ces changements étaient de l'ordre de 0,34 (0,36) m/s et 0,40 (0,30) m/s respectivement. De plus, les analyses statistiques ont montré qu'il n'y avait pas d'interaction entre le temps et le score d'incapacités motrices (vitesse confortable : $F_{(1,15)} = 3,1$; $p = 0,100$, vitesse rapide : $F_{(1,15)} = 0,1$; $p = 0,714$). Il y avait un effet temps (vitesse confortable : $F_{(1,15)} = 75,1$; $p \leq 0,001$, vitesse rapide : $F_{(1,15)} = 20,7$; $p \leq 0,001$) et un effet du groupe (vitesse confortable : $F_{(1,15)} = 10,7$; $p = 0,005$, vitesse rapide : $F_{(1,15)} = 5,2$; $p = 0,038$). Cela signifie que les vitesses augmentaient entre T1 et T2 et que le groupe dont les incapacités motrices étaient les plus importantes a des vitesses de marche inférieures à celles du groupe dont les incapacités motrices sont plus modérées. Cependant, bien que les changements observés étaient supérieurs à la DMCI, ils n'étaient pas significativement différents entre les deux groupes (vitesse confortable : $t_{(15)} = 1,7$; $p = 0,100$, vitesse rapide : $t_{(15)} = 0,4$; $p = 0,714$).

À vitesse confortable, les changements moyens de vitesse de marche par jour passé en RFI étaient de l'ordre de 0,010 (0,011) m/s/j dans le groupe d'âge inférieur à la médiane et de 0,014 (0,011) m/s/j dans le groupe d'âge supérieur à la médiane. À vitesse rapide, ces changements étaient de l'ordre de 0,015 (0,020) m/s/j et de 0,019 (0,018) m/s/j respectivement. Ces changements n'étaient pas significatifs aussi bien à vitesse confortable (test de Wilcoxon-Mann-Whitney $U = 21$; $p = 0,149$) qu'à vitesse rapide ($t_{(15)} = 0,1$; $p = 0,939$), ce qui signifie que les changements ne sont pas différents entre les groupes. Il faut noter que les mêmes analyses ont été faites avec les scores du CMMSA du pied et de la jambe séparés et que les résultats étaient identiques.

5.1.2.4 Temps en RFI

Pour les sous-groupes séparés selon leur vitesse de marche initiale, le nombre de jour de RFI était plus grand dans le groupe de personne marchant à moins de 0,4 m/s (37,7 (10,8) jours) que dans le groupe marchant plus rapidement (25,8 (10,3) jours) et cette différence était significative ($p = 0,045$). À l'inverse, les nombres de jour de RFI n'étaient pas différents entre les groupes d'âge (groupe inférieur à la médiane : 32,1 (12,1) jours, groupe supérieur à la

médiane : 29,1 (12,1) jours, $p = 0,469$) et les groupes d'incapacités motrices (groupe inférieur à la médiane : 31,6 (13,8) jours, groupe supérieur à la médiane : 29,8 (9,9) jours, $p = 0,885$).

5.2 Participant DB – réadaptation seule

5.2.1 Condition clinique de DB à son inclusion dans l'étude

DB était un homme de 47 ans qui présentait une hémiparésie gauche suite à un AVC survenu cinq mois plus tôt (153 jours) (Tableau 3). Il était pris en charge en RFI lors de son recrutement et il y est resté de l'évaluation Tpre1 jusqu'à l'évaluation T3. Ses incapacités motrices étaient modérées avec des scores au CMMSA à la jambe de 5/7 et au pied de 3/7. Il présentait une spasticité légère au niveau des ischio-jambiers et des fléchisseurs plantaires (scores 1+/4 sur l'échelle d'Ashworth modifiée). Il répondait à tous les critères d'inclusion ce qui a permis sa participation à ce projet (Tableau 4).

Tableau 3. Tableau récapitulatif des données sociodémographiques des cas uniques

Participants	Sexe F ou M	Âge ans	Côté hémiparésie D ou G	AVC VS Tpre1 jour	CMMSA		Ashworth modifiée		
					Jambe (/7)	Pied (/7)	Hanche (/4)	Genou (/4)	Cheville (/4)
DB_Contrôle	M	47	G	153	5	2	0	1+	1+
DB_Ent.	M	47	G	203	5	3	0	0	1+
JL	F	68	D	48	3	2	NÉ	NÉ	NÉ
MP	F	65	G	59	5	4	0	0	1+

F = féminin, M = masculin, D = droit, G = gauche, CMMSA = *Chedoke-McMaster Stroke Assessment*, Ent. = entraînement, NÉ = non évalué, Hanche = fléchisseurs de hanche côté parétique, Genou = ischio-jambiers côté parétique, Cheville = fléchisseurs plantaires côté parétique

Tableau 4. Tableau récapitulatif des données cliniques initiales des participants au projet (membre parétique)

Participants	Toucher léger (#filament)	Sens au mouvement		Vibration Moyenne (s)
		Cheville (/10)	Hallux (/10)	
DB_Contrôle	#4,31	10	10	13,79
DB_Ent.	NÉ	NÉ	NÉ	NÉ
JL	#5,18	10	10	9,90
MP	#4,17	10	10	7,59

Au cours des deux évaluations pré-entraînement réalisées, DB portait un releveur passif au niveau de la cheville et a utilisé un bâton de marche à Tpre1, puis aucune aide technique à Tpre2. Ses vitesses de marche confortable au sol étaient de 0,43 (0,01) m/s à Tpre1 et 0,46 (0,01) m/s à Tpre2 (différence de 0,03 m/s) ; ses vitesses de marche rapide au sol étaient respectivement de 0,70 (0,04) m/s et de 0,67 (0,02) m/s (différence de -0,03 m/s) (Figure 7). La marche de DB était caractérisée par une diminution de longueur du pas du côté parétique par rapport au côté non parétique et de la cadence comparativement aux données connues de la marche chez le sujet sain (Figure 7). La durée de la phase d'oscillation du côté parétique était quant à elle augmentée par rapport au côté non parétique. Les scores de son patron de marche au G.A.I.T. étaient de 23/49 à Tpre1 et 21/49 à Tpre2 (Figure 8).

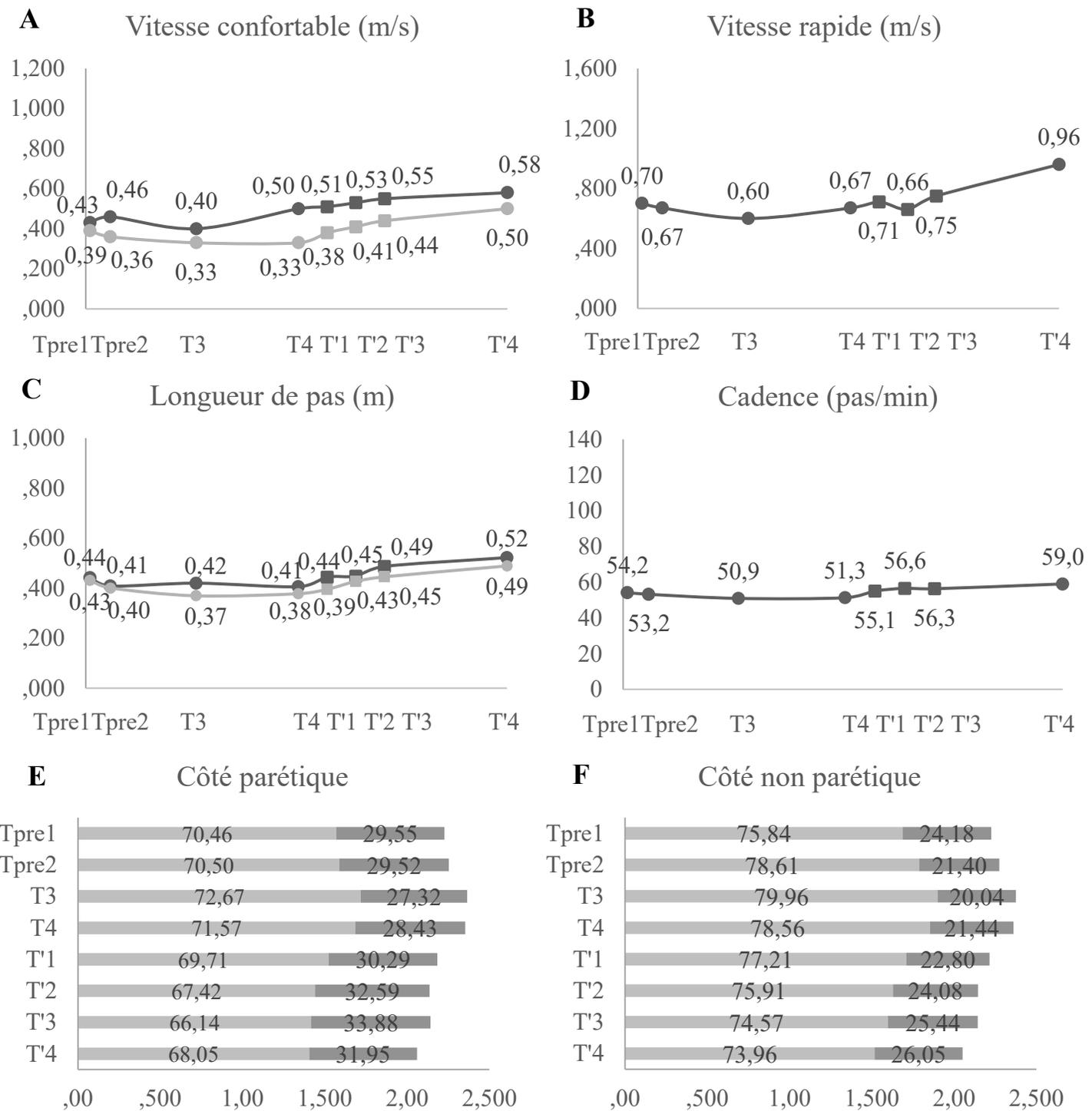


Figure 7. Figure récapitulative des résultats de vitesse de marche et des données spatio-temporelles du participant DB aux différents temps de mesure.

A à D : l'axe horizontal correspond à la durée totale de l'étude, soit 102 jours (51 jours en rfi puis 51 jours avec l'entraînement par vibrations); les marqueurs carrés correspondent aux évaluations réalisées pendant l'entraînement à J7 soit T1, à J14 soit T2 et à J21 soit T3; les

marqueurs ronds correspondant aux évaluations pré-entraînement (Tpre1, Tpre2) ou à l'évaluation post-entraînement (J51, soit T4). Figure A : l'axe vertical correspond à la vitesse de marche à vitesse confortable en m/s; la ligne gris foncé correspond à la vitesse de marche au sol, la ligne gris clair correspond à la vitesse de marche sur le GAITRite®. Figure B : l'axe vertical correspond à la vitesse de marche au sol à vitesse rapide en m/s. Figure C : l'axe vertical correspond à la longueur du pas en mètres; la ligne gris foncé correspond à la longueur du pas du côté parétique, la ligne gris clair correspond à la longueur du côté non parétique. Figure D : l'axe vertical correspond à la cadence en pas/min. Figures E et F : l'axe horizontal correspond à la durée totale d'un cycle en secondes du côté parétique (Figure E) et du côté non parétique (Figure F); la couleur gris clair correspond à la durée de la phase d'appui, la couleur gris foncé correspond à la durée de la phase d'oscillation; les chiffres indiqués dans les barres correspondent aux pourcentages de chacune des phases d'oscillation et d'appui.

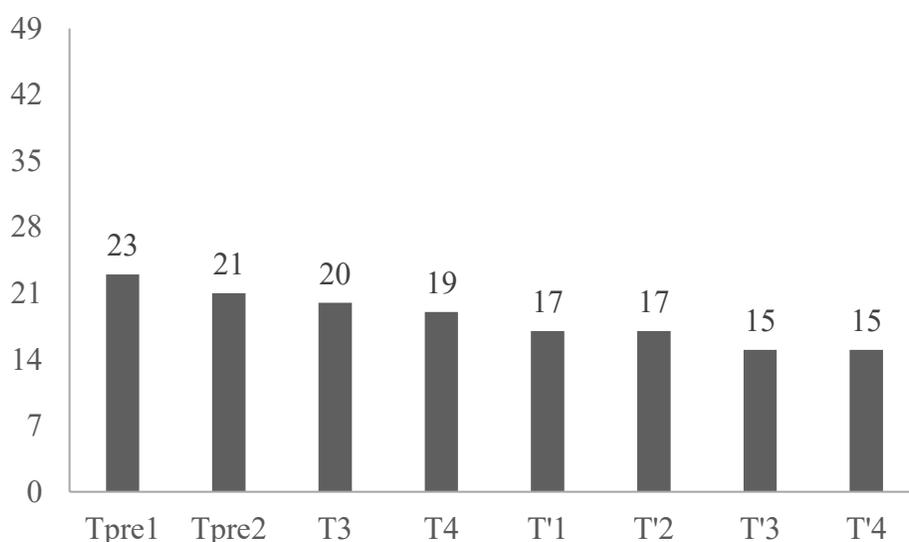


Figure 8. Scores au G.A.I.T. (/49) du participant DB aux différents temps de mesures

5.2.2 Résultats post-réadaptation seule

DB n'a pas reçu l'entraînement par vibrations en complément de la RFI. Lors des évaluations post-RFI, il continuait de porter un releveur passif et de n'utiliser aucune aide technique. Ses vitesses de marche au sol avaient diminué à T3 par rapport à avant la réadaptation (différence entre Tpre et T3 = -0,045 m/s à vitesse confortable et 0 -0,085 m/s à vitesse rapide) puis ont augmenté à T4 pour dépasser le niveau de Tpre à vitesse confortable (0,50 (0,01) m/s) ou atteindre de nouveau le niveau de Tpre à vitesse rapide (0,67 (0,04) m/s) (Figure 7). Ainsi

pour DB, le changement moyen de vitesse de marche par jour passé en RFI était de -0,002 m/s/j à vitesse confortable et de -0,004 m/s/j à vitesse rapide.

Pour les deux évaluations post-RFI, la vitesse de marche sur le GAITRite® était inférieure à la vitesse de marche au sol. De plus, elle n'a pas changé entre les évaluations réalisées avant la RFI et après (T3) ou entre T3 et T4. De la même façon, la cadence, les longueurs de pas, les durées de cycle et des différentes phases du cycle n'ont pas varié (Figures 7).

Les scores au G.A.I.T. ont diminué à T3 et T4 (20/49 et 19/49 respectivement) par rapport aux évaluations pré, indiquant une tendance du patron de marche à se normaliser (Figure 8). En effet, ces changements étaient caractérisés par un transfert du poids du corps plus important sur le membre inférieur parétique au moment de la phase d'appui (question 7 sur le transfert de poids lors de la phase d'appui sur le membre inférieur parétique), une plus grande flexion du genou lors de la phase d'oscillation (question 27) et une compensation plus réduite au niveau du bassin lors de la phase d'oscillation (question 21).

5.3 Participant DB – entraînement par vibrations seul

5.3.1 Condition clinique de DB à son inclusion dans cette phase

À T4, DB a de nouveau été évalué avant de recevoir l'entraînement par vibration (Tableau 3). Ses incapacités motrices étaient modérées avec des scores au CMMSA à la jambe de 5/7 et au pied de 3/7. Il présentait une spasticité légère des fléchisseurs plantaires (score 1+/4 sur l'échelle d'Ashworth modifiée).

Lors de l'évaluation pré-entraînement, DB portait un releveur passif et n'utilisait aucune aide technique pour marcher. Sa vitesse de marche confortable au sol était de 0,50 (0,01) m/s, sa vitesse de marche rapide au sol de 0,67 (0,04) m/s (Figure 7). La marche de DB était caractérisée par une diminution de longueur du pas du côté parétique par rapport au côté non parétique et de la cadence comparativement aux données connues de la marche chez le sujet sain (Figure 7). La durée de la phase d'oscillation côté parétique était quant à elle augmentée par rapport au côté non parétique. Le score de son patron de marche au G.A.I.T. était de 19/49 à Tpre1 (Figure 8).

5.3.2 Pendant l'entraînement par vibrations

DB a reçu l'intervention dans son intégralité soit 21 jours. Au total, 22 220 pas simulés ont été délivrés au participant, soit 1 852 pas par séance.

Lors des trois évaluations (T'1, T'2, T'3), DB continuait de porter un releveur passif et à n'utiliser aucune aide technique. Sa vitesse de marche confortable au sol a peu évolué pendant l'entraînement (différence de 0,01 m/s entre Tpre et T'1 et différence de 0,02 m/s entre T'1 et T'2 et entre T'2 et T'3) (Figure 9). À vitesse rapide, la vitesse de marche a d'abord peu évolué entre Tpre et T'1 ou T'1 et T'2 (différence de -0,050 m/s entre T'1 et T'2), puis a ensuite augmenté à T'3 (différence de 0,090 m/s entre T'2 et T'3). Ainsi pour DB, le changement moyen de vitesse de marche par jour passé avec l'entraînement était compris entre 0,001 m/s/j et 0,003 m/s/j à vitesse confortable et compris entre -0,007 m/s/j et 0,013 m/s/j à vitesse rapide.

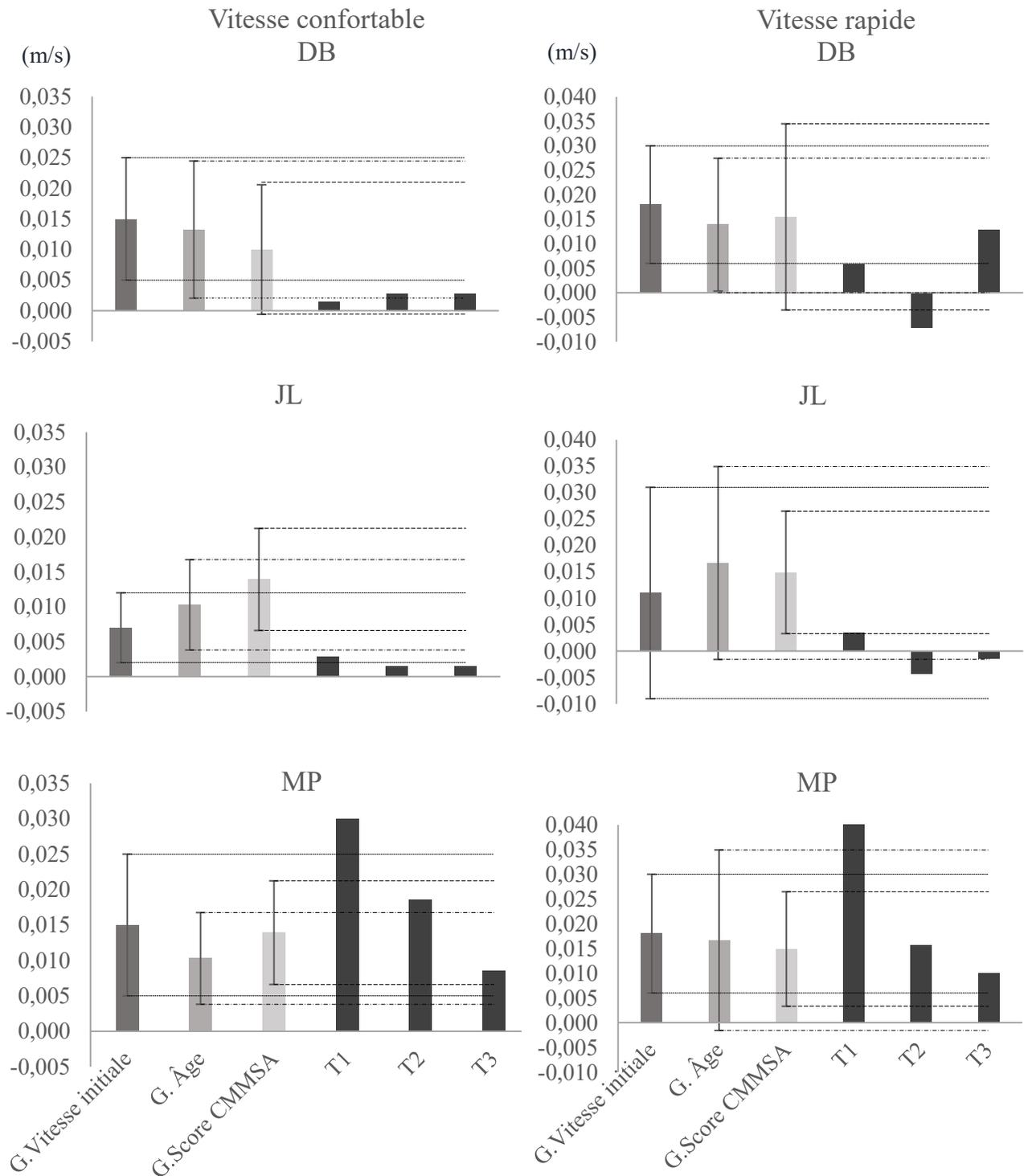


Figure 9. Changements moyens des vitesses de marche au sol par jour d'entraînement ou par jour de RFI associé à l'entraînement chez les participants

L'axe vertical correspond à la différence de vitesse de marche au sol par jour d'entraînement ou par jour de RFI associé à l'entraînement (Δ_RFI) pour chaque participant; l'axe horizontal correspond à la valeur de cette variable a) dans le groupe issu de la base de données défini selon la vitesse initiale de marche auquel le participant correspond (groupe vitesse < 0,4 m/s : JL; groupe vitesse $\geq 0,4$ m/s : DB et MP), b) dans le groupe issu de la base de données défini selon l'âge (groupe âge ≤ 52 ans : DB; groupe âge ≥ 52 ans : JL et MP) c) dans le groupe issu de la base de données défini selon le score combiné au CMMSA auquel le participant correspond (groupe score CMSSA ≤ 9 : DB; groupe score CMSSA ≥ 9 : JL et MP), puis aux différents temps d'évaluation pendant l'entraînement : d) au temps T1, e) au temps T2, f) au temps T3; la partie gauche de la figure correspond aux différences de vitesse de marche à vitesse confortable; la partie droite correspond aux différences de vitesse de marche à vitesse rapide.

Lors des trois évaluations, la vitesse de marche sur le GAITRite® était inférieure à la vitesse au sol (Figure 7). De plus, elle a peu évolué entre les différentes évaluations. Il en est de même pour les longueurs de pas, la cadence, les durées de cycle ou les durées de phase (Figures 7 et 8).

Les scores au G.A.I.T. ont diminué de quatre points entre avant et après l'entraînement (score de 15/49 à T'3) ce qui indique une tendance à la normalisation du patron de marche (Figure 8). Cette diminution s'est réalisée par paliers avec une première baisse de deux points entre Tpré et T'1 suivie d'une seconde baisse de deux points entre T'2 et T'3. Ces changements concernaient essentiellement la phase d'oscillation et étaient caractérisés par une amélioration de la rotation du bassin et de la flexion de hanche (questions 23 et 24).

5.3.3 Suivi après l'entraînement par vibrations

Pour l'évaluation de suivi après l'entraînement, DB a continué à porter un releveur passif et à ne pas utiliser d'aide technique. Sa vitesse de marche au sol a augmenté entre T3' et T4' aussi bien à vitesse confortable (différence de 0,030 m/s, soit 0,001 m/s/j) qu'à vitesse rapide (différence de 0,210 m/s, soit 0,007 m/s/j) (Figures 7 et 9).

Lors de l'évaluation de suivi, la vitesse de marche sur le GAITRite® était toujours inférieure à la vitesse au sol (Figure 7). Elle était en augmentation par rapport à T'3, mais cette augmentation était dans la variabilité des données, c'est-à-dire qu'elle était comprise dans l'intervalle de la variable +/- un écart-type des valeurs à T'3 (0,44 (0,03) m/s) et T'4 (0,50 (0,09) m/s). Il en était de même pour les longueurs de pas, la cadence, les durées de cycle et les durées de phase (Figures 7).

Le score au G.A.I.T. s'est maintenu entre T'3 et T'4 (score de 15/49 à T'4), confirmant la tendance à la normalisation du patron de marche (Figure 8).

5.4 Participante JL – réadaptation et entraînement par vibrations

5.4.1 Condition clinique de JL à son inclusion dans l'étude

JL était une femme de 68 ans et présentait une hémiparésie droite (Tableau 3). Elle a eu un AVC 48 jours avant de recevoir l'intervention par vibration. Elle était prise en charge en RFI lors de son recrutement et elle y est restée de l'évaluation Tpre1 jusqu'à la fin de l'intervention à T3. Ses incapacités motrices étaient modérées à sévères avec des scores au CMMSA à la jambe de 3/7 et au pied de 2/7. L'évaluation du tonus du membre inférieur parétique n'a pas été réalisée. Elle répondait à tous les critères d'inclusion ce qui a permis sa participation à ce projet (Tableau 4).

Au cours des deux évaluations pré-entraînement réalisées, JL marchait avec une canne quadripode et portait un releveur passif. Ses vitesses de marche confortable au sol étaient de 0,27 (0,00) m/s à Tpre1 et 0,33 (0,01) m/s à Tpre2 (différence de 0,06 m/s); ses vitesses de marche rapide au sol étaient respectivement de 0,34 (0,00) m/s et de 0,39 (0,00) m/s (différence de 0,05 m/s) (Figure 10). Il y a donc eu une faible augmentation des vitesses de marche au sol entre Tpre1 et Tpre2. La marche de JL était caractérisée par une diminution de longueur du pas du côté parétique par rapport au côté non parétique et de la cadence comparativement aux sujets sains de la littérature. La durée de la phase d'oscillation du côté parétique était quant à elle augmentée par rapport au côté non parétique. Des changements étaient également à noter entre Tpre1 et Tpre2 au niveau de la vitesse de marche sur le GAITRite[®], la cadence, la longueur de pas et la durée du cycle. En effet, JL marchait plus vite à Tpre2 qu'à Tpre1 et cette augmentation était associée à une augmentation de la cadence, une tendance à la diminution de la longueur du pas parétique et une diminution de la durée des cycles (Figures 10). Ces changements entre Tpre1 et Tpre2 étaient également observés pour les scores du patron de marche au G.A.I.T. (22/49 à Tpre1, 20/49 à Tpre2) (Figure 11).

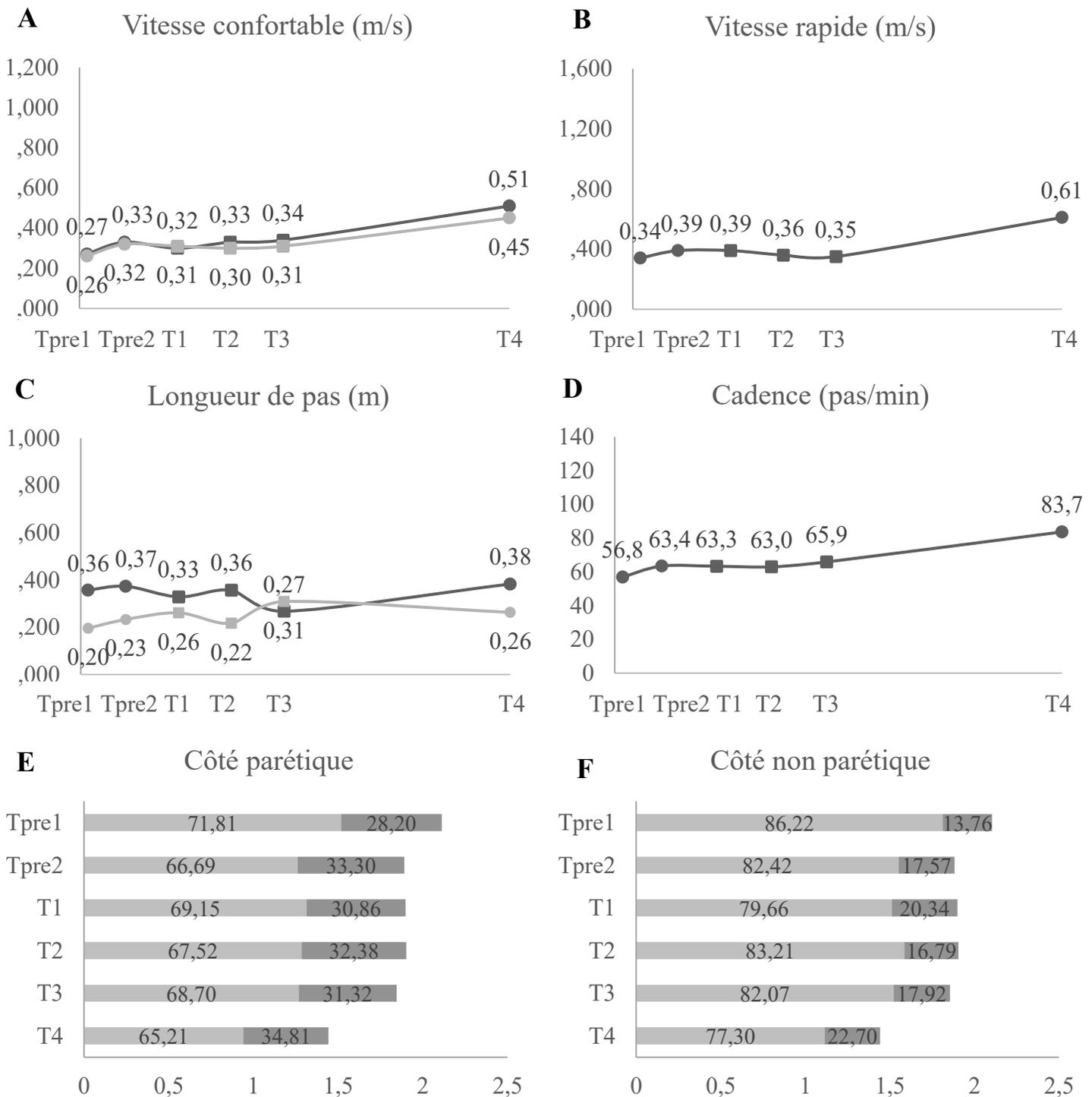


Figure 10. Figure récapitulative des résultats de vitesse de marche et des données spatio-temporelles de la participante JL aux différents temps de mesure.

A à D : l'axe horizontal correspond à la durée totale de l'étude, soit 102 jours (51 jours en rfi puis 51 jours avec l'entraînement par vibrations); les marqueurs carrés correspondent aux évaluations réalisées pendant l'entraînement à J7 soit T1, à J14 soit T2 et à J21 soit T3; les

marqueurs ronds correspondant aux évaluations pré-entraînement (Tpre1, Tpre2) ou à l'évaluation post-entraînement (J51, soit T4). Figure A : l'axe vertical correspond à la vitesse de marche à vitesse confortable en m/s; la ligne gris foncé correspond à la vitesse de marche au sol, la ligne gris clair correspond à la vitesse de marche sur le GAITRite®. Figure B : l'axe vertical correspond à la vitesse de marche au sol à vitesse rapide en m/s. Figure C : l'axe vertical correspond à la longueur du pas en mètres; la ligne gris foncé correspond à la longueur du pas du côté parétique, la ligne gris clair correspond à la longueur du côté non parétique. Figure D : l'axe vertical correspond à la cadence en pas/min. Figures E et F : l'axe horizontal correspond à la durée totale d'un cycle en secondes du côté parétique (Figure E) et du côté non parétique (Figure F); la couleur gris clair correspond à la durée de la phase d'appui, la couleur gris foncé correspond à la durée de la phase d'oscillation; les chiffres indiqués dans les barres correspondent aux pourcentages de chacune des phases d'oscillation et d'appui.

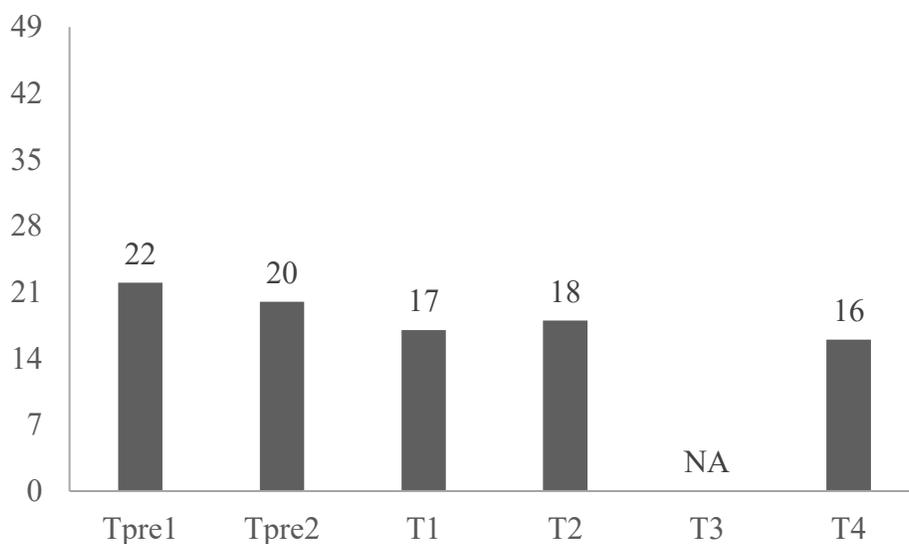


Figure 11. Scores au G.A.I.T. (/49) de la participante JL aux différents temps de mesures

NA = non attribué

5.4.2 Pendant l'entraînement par vibrations

JL a reçu l'intervention dans son intégralité soit 21 jours. Au total, 24 265 pas simulés ont été délivrés à la participante, soit 2 022 pas par séance.

Durant les trois évaluations (T1, T2, T3), JL a continué à porter un releveur passif et à utiliser une canne quadripode pour marcher. À vitesse confortable, la vitesse de marche a d'abord diminué à T1 avant de revenir à un niveau équivalent à avant l'entraînement à T2 et de se maintenir à T3 (Figure 10). À vitesse rapide, la vitesse de marche a diminué pendant tout

l'entraînement. Ainsi, pour JL, le changement moyen de vitesse de marche par jour passé en RFI avec entraînement par vibrations était compris entre 0,001 m/s/j et 0,003 m/s/j à vitesse confortable et entre -0,004 m/s/j et 0,004 m/s/j à vitesse rapide (Figure 9).

Lors des trois évaluations avec le GAITRite[®], la vitesse de marche était proche de la vitesse confortable au sol et présentait donc des changements similaires à ceux observés au sol (ex : vitesse = 0,32 (0,01) m/s à Tpre2, vitesse = 0,30 (0,01) m/s à T2) (Figure 10). Il en était de même pour les cadences (ex. : 63,4 (2,7) pas/min à Tpre2, 65,9 (2,6) pas/min à T3). La longueur du pas parétique a également varié durant les trois évaluations : elle a d'abord diminué à T1 avant de revenir à T2 à un niveau proche de celui de Tpre2, puis diminuer de nouveau à T3 de façon plus importante qu'à T1. Cependant, ces changements étaient compris dans la variabilité des données pré-intervention. Enfin, les durées des cycles tendaient à diminuer et la proportion des phases d'appui et d'oscillation à se normaliser (Figure 10). Ces changements débutaient dès Tpre2, persistaient à T1 et T2, puis s'accroissaient à T3.

Les scores au G.A.I.T. ont peu évolué entre T1 et T2 (17/49 et 18/49) (Figure 11). Par contre, ils ont diminué par rapport aux évaluations pré-entraînement ce qui rapprochait le patron de marche de JL de la « norme ». Cette diminution était caractérisée par une baisse de cinq à six points entre T1/T2 et Tpre1 et une baisse de deux à trois points entre T1/T2 et Tpre2. Elle concernait essentiellement les questions en lien avec les articulations de la hanche et du genou lors de la phase d'oscillation (questions 24, 26 et 27).

5.4.3 Suivi après l'entraînement par vibrations

JL a continué à porter un releveur passif pour l'évaluation de marche post-intervention (T4), mais à utiliser un bâton de marche plutôt qu'une canne quadripode. Les vitesses de marche au sol ont augmenté à T4 aussi bien à vitesse confortable (différence de 0,17 m/s entre T3 et T4, soit une différence par jour de 0,006 m/s/j) qu'à vitesse rapide (différence de 0,26 m/s entre T3 et T4, soit une différence par jour de 0,009 m/s/j) (Figures 9 et 10).

Lors de l'évaluation avec le GAITRite[®], la vitesse de marche était proche de celle à vitesse confortable au sol et a donc également augmenté à T4 (différence entre T3 et T4 = 0,14 m/s) (Figure 11). Cette variation de la vitesse était accompagnée par une augmentation de la cadence (65,9 pas/min à T3 et 83,7 pas/min à T4). La longueur du pas parétique a augmenté

entre T3 et T4 pour revenir à un niveau proche de celui à Tpre2 ou T2. Enfin, la tendance précédemment observée sur les durées de cycle et les proportions des phases d'appui et d'oscillation s'est poursuivie et s'est même accentuée (durée du cycle côté parétique = 1,84 (0,06) s à T3 et 1,44 (0,07) s à T4), confirmant la tendance à la normalisation de ces variables (Figure 10).

Concernant le patron de marche, le score au G.A.I.T. à T4 a diminué de un à deux points par rapport à T1 et T2 (16/49) confirmant la tendance du patron de marche de JL à se normaliser (Figure 11). Ces changements sont intervenus au niveau des articulations de la hanche et du genou lors de la phase d'appui (questions 9 et 14).

5.5 Participante MP – réadaptation et entraînement par vibrations

5.5.1 Condition clinique de MP à son inclusion dans l'étude

MP était une femme de 65 ans qui présentait une hémiparésie gauche (Tableau 3). Elle a eu son AVC 59 jours avant de recevoir l'intervention. Elle était prise en charge en RFI lors de son recrutement et elle y est restée de l'évaluation Tpre1 jusqu'à la fin de l'intervention. Ses capacités motrices étaient bonnes avec des scores au CMMSA à la jambe de 5/7 et au pied de 4/7. Elle présentait une spasticité légère au niveau des fléchisseurs plantaires (score 1+/4 sur l'échelle d'Ashworth modifiée). Elle répondait à tous les critères d'inclusion ce qui a permis sa participation à ce projet (Tableau 4).

MP ne portait pas d'orthèse. Elle a utilisé un bâton de marche pour la première évaluation mais pas pour la seconde. Ses vitesses de marche confortable au sol étaient de 0,53 (0,00) m/s à Tpre1 et 0,81 (0,03) m/s à Tpre2 (différence de 0,28 m/s), ses vitesses de marche rapide au sol étaient respectivement de 0,60 (0,01) m/s et 0,96 (0,04) m/s (différence de 0,36 m/s) (Figure 12). La marche de MP était caractérisée par une diminution de longueur du pas du côté parétique par rapport au côté non-parétique et de la cadence comparativement aux sujets sains. La durée de la phase d'oscillation du côté parétique était quant à elle augmentée par rapport au côté non parétique (Figure 12). Il est à noter qu'il existait une variabilité conséquente entre les évaluations Tpre1 et Tpre2. Elle s'observait aussi bien pour l'évaluation de la vitesse de marche au sol (différence de vitesse entre Tpre1 et Tpre2 de 0,36 m/s) que sur l'évaluation des données spatio-temporelles (ex. : différence de vitesse entre Tpre1 et Tpre2 de 0,72 m/s avec des écart-types

très proches (0,03 à Tpre1, 0,06 à Tpre2)). Les scores de son patron de marche au G.A.I.T. étaient de 13/49 à Tpre1 et 14/49 à Tpre2 (Figure 13).

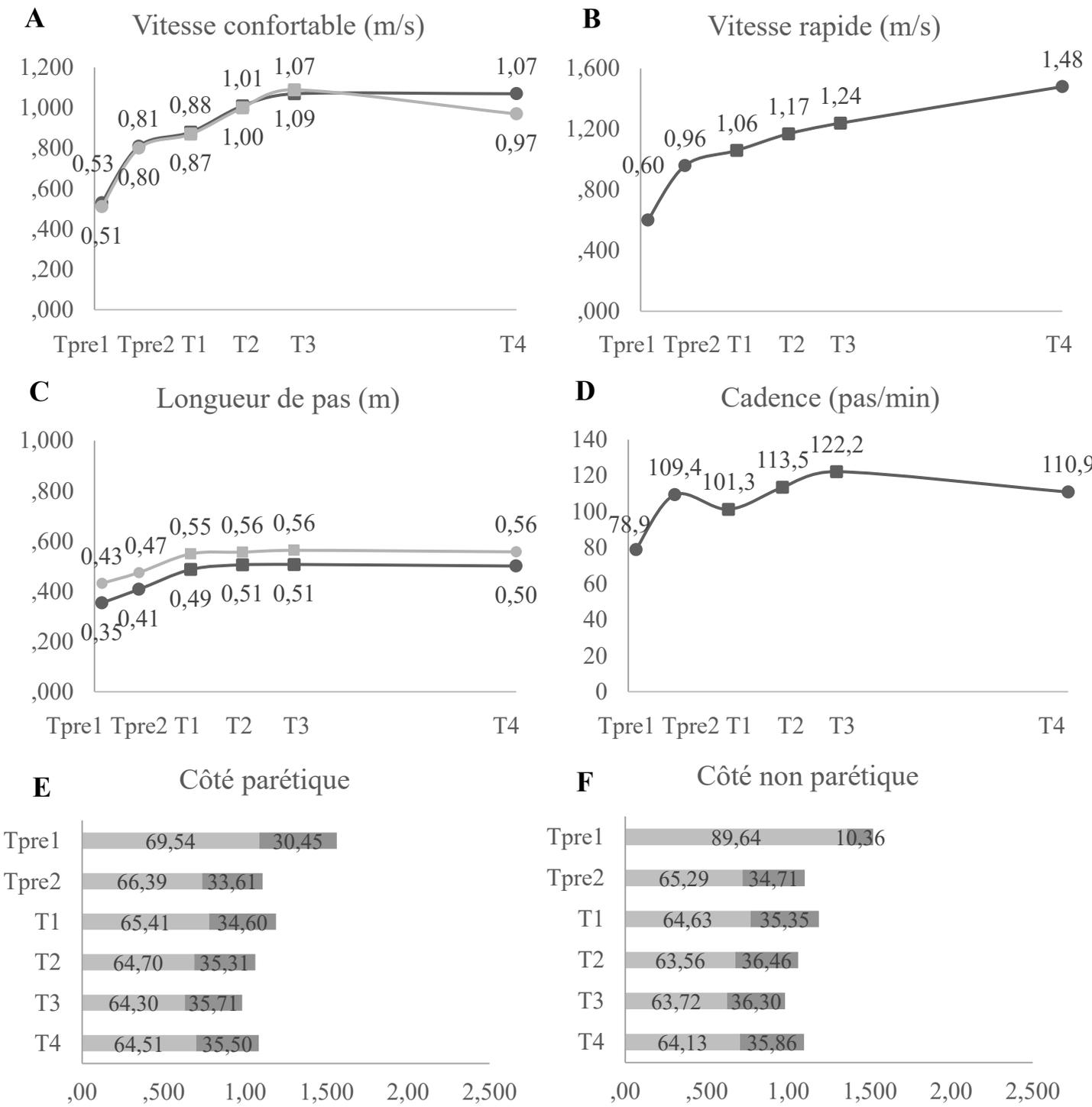


Figure 12. Figure récapitulative des résultats de vitesse de marche et des données spatio-temporelles de la participante MP aux différents temps de mesure

A à D : l'axe horizontal correspond à la durée totale de l'étude, soit 102 jours (51 jours en rfi puis 51 jours avec l'entraînement par vibrations); les marqueurs carrés correspondent aux évaluations réalisées pendant l'entraînement à J7 soit T1, à J14 soit T2 et à J21 soit T3; les marqueurs ronds correspondant aux évaluations pré-entraînement (Tpre1, Tpre2) ou à l'évaluation post-entraînement (J51, soit T4). Figure A : l'axe vertical correspond à la vitesse de marche à vitesse confortable en m/s; la ligne gris foncé correspond à la vitesse de marche au sol, la ligne gris clair correspond à la vitesse de marche sur le GAITRite®. Figure B : l'axe vertical correspond à la vitesse de marche au sol à vitesse rapide en m/s. Figure C : l'axe vertical correspond à la longueur du pas en mètres; la ligne gris foncé correspond à la longueur du pas du côté parétique, la ligne gris clair correspond à la longueur du côté non parétique. Figure D : l'axe vertical correspond à la cadence en pas/min. Figures E et F : l'axe horizontal correspond à la durée totale d'un cycle en secondes du côté parétique (Figure E) et du côté non parétique (Figure F); la couleur gris clair correspond à la durée de la phase d'appui, la couleur gris foncé correspond à la durée de la phase d'oscillation; les chiffres indiqués dans les barres correspondent aux pourcentages de chacune des phases d'oscillation et d'appui.

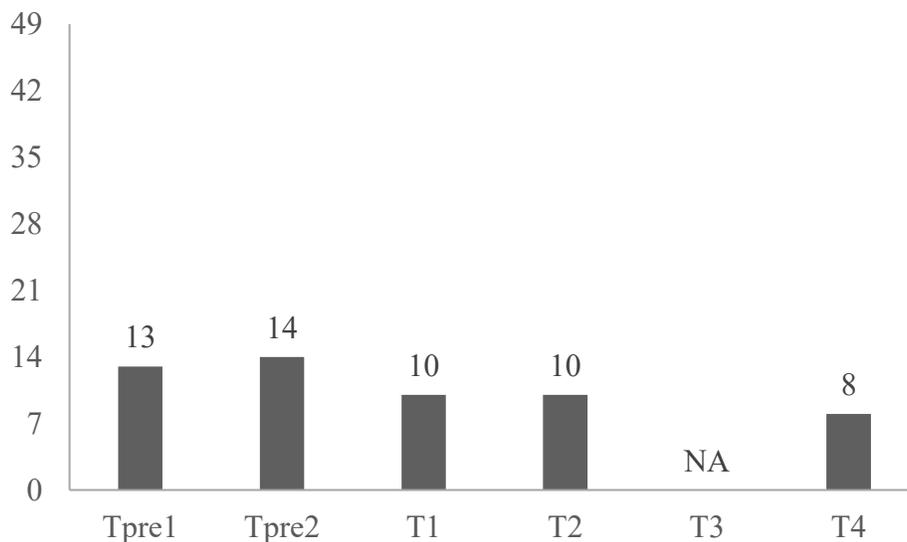


Figure 13. Scores au G.A.I.T. (/49) de la participante MP aux différents temps de mesures

NA = non attribué

5.5.2 Pendant l'entraînement par vibrations

MP a reçu l'intervention dans son intégralité, soit 21 jours. Au total, 25 920 pas simulés ont été délivrés à la participante, soit 2 160 pas par séance.

Durant les trois évaluations, MP ne portait pas d'orthèse et n'utilisait pas d'aide technique comme à Tpre2. Sa vitesse de marche au sol, que ce soit à vitesse confortable ou

rapide, a d'abord augmenté par rapport aux évaluations pré-entraînement (différence par jour de 0,030 m/s/j à vitesse confortable et 0,040 m/s/j à vitesse rapide), puis a poursuivi son augmentation entre chaque temps d'évaluation pendant l'entraînement (à vitesse confortable, différence par jour de 0,019 m/s/j entre T1 et T2 et de 0,009 m/s/j entre T2 et T3, à vitesse rapide, différence par jour respectivement de 0,016 m/s/j et de 0,010 m/s/j) (Figures 9 et 12). Ainsi pour MP, le changement moyen de vitesse de marche par jour passé en RFI avec entraînement par vibrations était compris entre 0,009 m/s/j et 0,030 m/s/j à vitesse confortable et entre 0,010 m/s/j et 0,040 m/s/j à vitesse rapide (Figure 9).

Lors des évaluations avec le GAITRite[®], la vitesse de marche était quasiment identique à vitesse de marche confortable (Figure 12). Ainsi, elle présentait des changements similaires à ceux observés au sol. Cette augmentation de la vitesse était associée à une augmentation à T1 de la longueur du pas parétique et non parétique qui se maintenait à T2 et T3. Elle était également associée à des variations de la cadence, avec, dans un premier temps, une diminution de la cadence à T1 avant de revenir à T2 à un niveau proche de celui de Tpre2, pour enfin augmenter à T3. Enfin, les durées des cycles tendaient à diminuer et la proportion des phases d'appui et d'oscillation à se normaliser. Ces changements débutaient dès Tpre2 et persistaient jusque T3 (Figure 12).

Les scores au G.A.I.T. n'ont pas évolué entre T1 et T2 (10/49) (Figure 13). Par contre, ils ont diminué par rapport aux évaluations pré-entraînement avec une baisse de trois à quatre points entre les évaluations réalisées avant et pendant l'intervention, ce qui indiquait une tendance à la normalisation du patron de marche. Elle concernait essentiellement les questions en lien avec l'articulation du genou aussi bien lors des phases d'appui que d'oscillation (questions 12, 26 et 27).

5.5.3 Suivi après l'entraînement par vibrations

MP a continué à n'utiliser aucune orthèse ou aide technique durant l'évaluation réalisée après l'intervention. Sa vitesse de marche au sol n'a pas varié à vitesse confortable entre T3 et T4, mais elle a varié à vitesse rapide (différence par jour de 0,008 m/s/j entre T3 et T4) (Figures 9 et 12).

Au niveau spatio-temporel, la vitesse et la cadence ont augmenté entre T2 et T3 (vitesse = 1,00 (0,03) m/s à T2 et 1,09 (0,06) m/s à T3), puis sont revenues à T4 proches des valeurs de T2 (Figure 12). Les longueurs de pas sont restées égales à T3 et T4 aux valeurs atteintes pendant l'intervention aussi bien du côté parétique que du côté non parétique. La vitesse de marche sur le GAITRite® a diminué à T4 par rapport à T3. Ce changement est associé à une diminution de la cadence, sans variation des longueurs du pas (Figure 12). Enfin, la tendance précédemment observée sur les durées de cycle et les proportions des phases d'appui et d'oscillation s'est poursuivie, confirmant la tendance à la normalisation de ces variables (Figure 12).

Le score au G.A.I.T. à T4 (19/49) a diminué de deux points par rapport à T1 et T2 confirmant la tendance de normalisation du patron de marche (Figure 13). Ces changements sont intervenus au niveau de la rotation de l'articulation de la hanche lors de la phase d'appui (question 10) et de la rotation du pelvis lorsque le membre parétique passe vers l'avant (question 23).

5.6 Perspective des participants ayant reçu l'entraînement par vibrations

Les scores au SFQ-M des participants étaient bas (33/45 pour DB, 28/45 pour JL et 19/45 pour JL), ce qui signifie qu'ils ont modérément apprécié l'intervention. En termes de résultat, ils ont tous déclaré avoir moyennement amélioré leur marche (question 8), mais ils ont trouvé l'entraînement facile à très facile (question 9). Ils ont déclaré avoir peu ressenti d'inconfort (question 7), bien qu'ils se soient tous plaints de la durée d'installation des vibreurs durant l'entraînement. Enfin, il est à noter que les scores les plus hauts ont été obtenus chez les participants ayant déclaré avoir ressenti des illusions de mouvement (question 4) et les ayant trouvés réalistes (question 5).

Chapitre 6 : Discussion

L'objectif de ce projet était d'évaluer l'effet d'un entraînement utilisant les vibrations musculaires multiples reproduisant l'activité sensorielle de la marche sur les paramètres de marche de personnes hémiparétiques post-AVC en phase de RFI. Pour cela, la vitesse de marche et d'autres paramètres spatio-temporels, ainsi que le patron de marche ont été évalués chez les participants au projet et l'évolution de la vitesse de marche a été comparée à celle d'un groupe contrôle.

La vitesse de marche au sol, que ce soit à vitesse confortable ou à vitesse rapide, a essentiellement varié chez un des trois participants (MP). Les changements observés étaient dans le sens de l'augmentation de la vitesse, mais ils étaient de plus en plus réduits à mesure que l'entraînement avançait (différence par jour à T1 de 0,030 m/s/j, à T2 de 0,019 m/s/jour et à T3 de 0,009 m/s/j). À T1, soit après la première semaine d'entraînement, les changements de vitesse étaient supérieurs à la DMCI, ainsi qu'aux résultats obtenus lors d'un entraînement sur tapis roulant avec un système de support de poids, considéré comme l'intervention de référence (Mehrholz, Thomas et Elsner, 2017; Moseley et al., 2005). Ces résultats étaient même supérieurs à ceux obtenus chez les participants issus de la base de données. Dans ce groupe, il est à noter que les changements observés ne sont pas significatifs entre les sous-groupes de vitesse, d'âge ou de score d'incapacité motrice. Pour autant, les valeurs des changements sont conséquentes et supérieures à la DMCI (ex. : changement de vitesse de marche entre T1 et T2 compris entre 0,24 (0,15) m/s et 0,34 (0,15) m/s à vitesse confortable). On peut néanmoins s'interroger sur la signification clinique de la différence d'amplitude de ces changements (>0,10 m/s). Nous n'avons trouvé aucune étude concernant l'importance clinique au-delà de la valeur de DMCI (0,13 m/s) proposée par Bohannon et al. (Bohannon et al., 2013). De ce fait, malgré l'absence de différence significative (sans doute liée à un manque de puissance statistique du fait de la taille des sous-groupes) liée à l'âge ou au score d'incapacité motrice, l'écart de changement de vitesse supérieur à 0,10 m/s pourrait avoir un impact clinique et supporter l'idée que la vitesse ou le score d'incapacité motrice initiaux ont un impact sur l'augmentation possible de la vitesse de marche au cours de la RFI. Quoi qu'il en soit, même si l'effet de la RFI sur notre groupe contrôle dépend de ses caractéristiques cliniques, ce résultat n'affecte pas l'interprétation des résultats des trois cas inclus dans la présente étude. En effet, les valeurs de changements de

vitesse sont en dehors de l'intervalle moyenne + 1ET du groupe complet comme des sous-groupes contrôle pour MP, et dans ces intervalles pour les deux autres participants.

Parmi les facteurs explicatifs du résultat positif sur la vitesse de marche de MP, il faut mentionner qu'elle est la participante qui a reçu le plus de pas simulés par les vibrations multiples au cours de l'entraînement. En effet, elle a reçu 2 160 pas par séance contre 2 022 pas par séance pour JL et 1 852 pas par séance pour DB. En recevant un nombre de pas supérieur au cours de l'entraînement, MP a ainsi obtenu grâce aux vibrations plus d'informations sensorielles de marche. Or, ces informations sensorielles sont essentielles pour soutenir la plasticité à l'origine des améliorations des performances de marche (French et al., 2007). Ainsi, avoir reçu une plus grande quantité d'afférences sensorielles similaires à celles de la marche par rapport aux deux autres participants pourrait expliquer l'augmentation supérieure de la vitesse de marche au sol chez MP. D'autres études sont nécessaires pour déterminer s'il existe un seuil minimum de pas à simuler avec les vibrations, ou, de façon plus générale, lors d'un entraînement à la marche pour obtenir des résultats cliniquement intéressants.

Un autre élément qui contribue à expliquer les changements de vitesse de marche survenus chez MP est le fait que cette participante était celle qui avait la vitesse de marche au sol la plus élevée avant de débiter l'entraînement (vitesse de 0,67 (0,02) m/s contre 0,30 (0,01) m/s pour JL et 0,45 (0,01) m/s pour DB). Cela va dans le sens des résultats de la revue Cochrane de Mehrholz et al. (2017) indiquant que les personnes indépendantes à la marche au début de l'entraînement semblent plus bénéficier de l'intervention que celles qui sont dépendantes (Mehrholz, Thomas et Elsner, 2017). Dans cette revue, l'état de dépendance avait été défini comme une incapacité à marcher à l'intérieur, avec ou sans aide technique, sans assistance humaine ou supervision. De plus, il a été défini que le niveau d'incapacité motrice était un facteur prédictif de la vitesse de marche (Patel, Duncan, Lai et Studenski, 2000), de telle sorte que plus les incapacités motrices sont importantes, plus le pronostic est défavorable pour les performances de marche. Il est donc cohérent que MP, qui avait le niveau d'incapacité motrice le plus faible (score CMSSA de 9/14 contre 8/14 pour DB et 5/14 pour JL), ait le plus améliorer sa vitesse de marche.

Cependant, lors d'un entraînement à la marche sur tapis roulant ou au sol, comme dans les études incluses dans la revue de Mehrholz et al (2017), le nombre de pas est rarement contrôlé ou même quantifié, puisque c'est une durée d'entraînement qui est proposée (Mehrholz,

Thomas et Elsner, 2017). Or, des participants qui marchent plus vite font plus de pas que des participants marchant plus lentement pour une même durée d'entraînement. Un dernier facteur à considérer est le fait que l'entraînement à la marche affecte non seulement les capacités sensorimotrices, mais également les capacités cardio-respiratoires. En effet, il a été démontré que l'entraînement aérobique améliore les capacités cardio-respiratoires des personnes hémiparétiques (Pang, Eng, Dawson et Gylfadóttir, 2006; Tang et al., 2009; Teixeira-Salmela et al., 2001). La revue systématique d'essais cliniques randomisés de Pang et al. (2006) a montré des effets positifs sur les capacités cardio-respiratoires avec des études dont les protocoles d'entraînement étaient similaires aux recommandations du *American College of Sports Medicine*, à savoir 20 à 40 minutes d'exercice continu avec des intensités variant de 50 à 80% de la réserve cardiaque, pour trois à cinq séances par semaine pour une durée de trois à 19 semaines (Pang et al., 2006). Aussi, si l'intensité est suffisante, la durée d'entraînement améliorera aussi les aspects cardio-respiratoires des participants à la marche. Donc, afin de dissocier l'effet réel du nombre de pas répétés au cours de l'entraînement et de la vitesse initiale des participants, un devis complexe modulant ces différents aspects devra être proposé. Les vibrations multiples de marche pourraient être utilisées pour répondre à cette question puisqu'on peut contrôler le nombre de pas réalisés comme la durée de l'entraînement en combinant les deux types de patron utilisés avec le dispositif actuel, à savoir un patron d'une durée d'une seconde correspondant à une fréquence de 120 pas/minute et un patron d'une durée de deux secondes correspondant à une fréquence de 60 pas/minute. Ainsi, il pourrait être pertinent de déterminer un seuil minimal et un seuil maximal de nombre de pas délivré pendant l'entraînement pour contrôler la quantité de stimulation reçue et assurer la faisabilité clinique, avec des temps d'intervention compatibles avec les pratiques actuelles.

À l'inverse de MP, la vitesse de marche au sol a peu varié chez DB et JL aussi bien à vitesse confortable que rapide. Malgré des résultats décevants sur la vitesse de marche pour ces deux participants, l'entraînement par vibrations a montré des effets intéressants sur les autres paramètres spatio-temporels chez les trois participants. En effet, les variations de vitesse étaient associées principalement à des variations de la cadence qui étaient, pour toute la durée de l'entraînement, de l'ordre de 3,4 pas/min pour JL, soit 5,4 % et de 15,4 pas/min pour MP, soit 14,4%. Ces changements étaient inférieurs à ceux survenus pendant les évaluations Tpre1 et Tpre2 réalisées avant l'entraînement (6,6 pas/min pour JL, soit 10,6 % et de 30,5 pas/min pour

MP, soit 28,5%). Cependant, ces variations de la cadence contrastent avec l'absence de changement de la vitesse et sont intéressantes, car ce paramètre est l'un des déterminants principaux de la vitesse de marche. De plus, l'entraînement par vibrations vise principalement la cadence avec des fréquences de stimulation de 120 pas /minute qui se rapproche de la cadence de la marche « normale » (Carr et Sheperd, 2000; Winter, 1991). Ainsi, avec la cadence comme paramètre visé, il est cohérent que la longueur de pas ait peu variée durant l'entraînement chez les participants.

Aux variations de la cadence s'ajoutent des variations des différentes proportions des phases du cycle de marche. Chez les trois participants, la proportion de la phase d'appui tend à diminuer durant l'entraînement et se rapproche ainsi de la proportion normale de cette phase dans le cycle de marche (environ 60%). Cependant, comme pour les paramètres de vitesse de marche et la cadence, cette diminution est inférieure à celle observée avant l'entraînement. De façon logique, la proportion de la phase d'oscillation a un comportement inverse à celle de la phase d'appui : elle tend elle à augmenter durant l'entraînement et à se rapprocher de la proportion normale de cette phase dans le cycle de marche (environ 40%). Pour MP, ces changements sont cohérents avec les augmentations de vitesse observées, puisqu'il est décrit dans la littérature que l'augmentation de la vitesse de marche permettait de diminuer la durée de la phase d'appui et de d'augmenter la phase d'oscillation (Winter, 1991). Il est également à noter que ces variations sont différentes de celles observées chez DB lorsque ce dernier reçoit uniquement la RFI. En effet, il présente une durée de phase d'appui augmentée du côté non parétique par rapport au côté parétique, comme décrit dans la littérature pour la marche des personnes hémiparétiques (Chen et al., 2005; Harris-Love et al., 2001) et, surtout, ces durées varient peu avec la RFI. On peut donc considérer que l'entraînement par vibrations, associé ou non à la RFI, entraînent des variations des durées des phases du cycle de marche qui vont dans le sens de la normalisation des paramètres spatio-temporels par rapport aux sujets sains. Enfin, il faut préciser que la vitesse de marche lors des évaluations GAITRite® était très proche de la valeur de la vitesse au sol, ce qui permet de transposer les résultats spatio-temporels obtenus sur le GAITRite® au sol. Seul DB avait des valeurs différentes entre l'évaluation au sol et l'évaluation sur le tapis GAITRite®. Cependant, ces différences étaient comprises dans la variabilité des données calculée avec la moyenne ± 1 écart-type.

Cette tendance à la normalisation s'observe également au niveau du patron de marche chez les trois participants. En effet, les scores au G.A.I.T. ont diminué de deux à quatre points pendant l'entraînement par vibrations. Cette diminution était la plus importante à T1, comme cela a été précédemment observé pour la vitesse de marche. Les changements ont principalement eu lieu au niveau de l'articulation du genou, aussi bien lors de la phase d'oscillation que lors de la phase d'appui (questions 12, 13, 26, 27), et de l'articulation de la hanche. C'est en particulier l'extension de hanche lors de la phase d'oscillation qui s'est améliorée, de sorte que l'articulation était à 0° au début de la phase (question 24). Ce résultat représente un déplacement de l'amplitude totale de la hanche parétique vers l'extension, ce qui va dans le même sens que les résultats observés lors d'un entraînement par vibrations réalisé chez un blessé médullaire incomplet chronique (Barthélémy et al., 2016). À l'inverse, aucun des participants n'a eu de changement sur la question relative au balancement des membres supérieurs (question 3). Ces changements de scores sont plus faibles que ceux observés dans le groupe contrôle de l'étude de Daly et al. (Daly et al., 2011). Dans cette étude, les auteurs ont trouvé une différence médiane de six points suite à une intervention consistant en de la réadaptation à la marche sur tapis roulant, à raison de quatre séances de 1h30 par semaine pendant 12 semaines chez des personnes hémiparétiques à plus de six mois de leur AVC. Il faut cependant nuancer cette comparaison au bénéfice de notre étude, car les auteurs ont obtenu une plus grande différence de score au G.A.I.T. à l'issue d'un entraînement dont la durée était supérieure à notre intervention. D'autres comparaisons avec d'autres études sont difficiles, car le patron de marche est évalué la plupart du temps avec une analyse cinématique instrumentée de la marche. Ces résultats impliquent que l'entraînement par vibrations, associé ou non à de la RFI, permet d'améliorer le patron de marche et que cette amélioration peut être du même ordre de grandeur que celle observée lors d'interventions de réadaptation à la marche seules.

Après avoir établi les changements au cours de l'entraînement par vibrations, il est important de déterminer si cet effet dépend de la RFI, de la récupération naturelle des participants et/ou de l'entraînement. Pour cela, l'évolution des mesures de résultats dans les périodes pré- (Tpre1 et Tpre2) et post-entraînement (T4) doit être analysée et comparée à celle de la période d'entraînement. Les changements de vitesse survenus pendant l'entraînement, qu'ils soient conséquents ou non, étaient inférieurs à ceux survenus entre Tpre1 et Tpre2. En effet, JL et MP ont augmenté leur vitesse de marche au sol entre les deux premiers temps

d'évaluation lorsqu'ils ne recevaient que la RFI. Cela peut être le fruit du travail accompli en RFI ou la récupération spontanée, bien que le délai de cinq jours entre Tpre1 et Tpre2 soit court. Il est également possible que ce résultat reflète une adaptation des participants aux conditions d'évaluation. Ce phénomène s'observe également avec la cadence et les durées des phases d'oscillation et d'appui. En somme, il manque des données afin de décrire au mieux le comportement des participants et d'établir une ligne de base de référence. Ainsi, l'ajout de l'entraînement par vibrations à la RFI semble affecter l'évolution « naturelle » de la marche des participants, ce qui est un résultat inattendu et inexplicable.

La tendance observée sur la vitesse de marche au sol entre Tpre1 et Tpre2 se retrouve dans les changements de vitesse lors du suivi. En effet, DB et JL présentent, entre la fin de l'entraînement à T3 et le suivi 30 jours plus tard à T4, une augmentation de leur vitesse de marche au sol. Ces différences sont supérieures à celles observées pendant l'entraînement, associé ou non à la RFI. À l'inverse, MP présente un changement de vitesse entre T3 et T4 uniquement à vitesse rapide (différence de 0,24 m/s) et ce changement est inférieur à celui obtenu lors de l'entraînement (différence 0,46 m/s). L'augmentation de la vitesse après la période d'entraînement pourrait être attribuée à un effet rebond de l'entraînement. L'amélioration de la vitesse pourrait être liée à l'amélioration observée du patron de marche. Un patron de marche plus « normale » pourrait faciliter la récupération ultérieure, puisque les participants produiraient des afférences sensorielles et une commande motrice plus proche de la "normale" et ainsi faciliter la récupération des performances de marche. Cependant, chaque participant a quitté la RFI à l'issue de l'entraînement et avait une prise en charge de réadaptation différente et non contrôlée. En effet, DB a bénéficié d'une prise en charge en hôpital de jour de troisième ligne à raison de deux demi-journées par semaine, MP a bénéficié d'une prise en charge en hôpital de jour de deuxième ligne pour deux demi-journées par semaine et JL était prise en charge en clinique privée à raison de deux séances par semaine en attendant d'avoir une place en hôpital de jour. De plus, la vie dans la communauté pourrait impliquer une plus grande utilisation des capacités de marche comme requis par le principe de répétition et d'autant plus que l'amélioration du patron de marche peut avoir diminué la gêne esthétique liée à la marche ressentie par les participants (Bohannon et al., 1988). Tous ces facteurs peuvent donc expliquer les résultats obtenus entre T3 et T4.

L'entraînement par vibrations montre donc des effets au niveau des performances de marche chez les participants. Cependant, les scores au SFQ-M indiquent que les participants ont moyennement apprécié l'entraînement par vibrations. Parmi les facteurs pouvant expliquer ces résultats, les modalités d'installation des vibreurs et la nécessité de ressentir des illusions peuvent être pertinents. En effet, les vibreurs étaient placés bilatéralement au niveau des hanches, des genoux et des chevilles et maintenus au moyen d'un tissu élastique. Cette installation permettait une faible adaptation à la morphologie de chaque participant et, étant donné la durée d'application de 30 minutes et la répétition durant les trois semaines d'entraînement, elle pouvait être source d'inconfort. De plus, l'analyse des questionnaires a montré que les scores les plus hauts, c'est-à-dire les participants les plus satisfaits, avaient été obtenus chez les participants ayant ressenti des illusions de mouvement pendant l'entraînement et des illusions jugées réalistes, à savoir proche d'un mouvement de marche. Ainsi, la perception d'illusions correspondant à la tâche pourrait améliorer l'expérience. Cependant, cela constitue une réelle difficulté, car en l'état actuel des connaissances, il n'est pas possible de déterminer les conditions de stimulation garantissant une illusion de mouvement.

Ce projet de recherche a des limites qui sont liées au devis expérimental et au nombre de participants. En effet, face aux difficultés de recrutement rencontrées, nous avons été contraints de modifier le devis expérimental en étude expérimentale à cas uniques à mesures répétées. Nous avons donc dû utiliser les données telles qu'elles avaient été collectées. Ainsi, il n'y a eu que deux évaluations avant l'entraînement, ce qui permet difficilement d'établir une ligne de base représentant les capacités, ou leur évolution, des participants pré-intervention (Backman et al., 1997). Or, la ligne de base est nécessaire pour décrire le comportement d'un participant et pour prédire la performance de ce comportement si le participant ne bénéficie pas de l'intervention (Tankersley et al., 2006). De ce fait, le protocole ne correspond pas pleinement aux exigences de ce type de devis, ce qui affecte possiblement notre interprétation des résultats, tel que mentionné plus tôt. De plus, seulement trois participants ont été inclus dans le projet. Il y a donc eu peu de données à intégrer au projet et il a été difficile d'analyser ces données étant donné la variabilité naturelle existante dans la population des personnes hémiparétiques. La quantité de données a également été affectée par la perte de vidéographies nécessaires pour effectuer la cotation du score G.A.I.T.. Cela montre la difficulté de traiter ce type de données et met en avant l'importance de définir au préalable une infrastructure pour les conserver. Outre

les difficultés liées au processus de recrutement, le faible nombre de participants est certainement dû à l'exigence des critères d'inclusion par rapport à la population ciblée. En particulier, le critère concernant les fonctions cognitives s'est révélé être un obstacle qui peut être lié à la phase subaigüe post-AVC. Pour autant, il semblait pertinent de conserver ce critère afin que l'entraînement se déroule dans de bonnes conditions et que les participants puissent témoigner s'ils ressentaient des illusions. Enfin, tout projet de recherche s'insère dans un contexte global politique et législatif. Malheureusement, celui-ci a eu lieu suite à la loi 10 portant sur la réorganisation du réseau de la santé et des services sociaux. Il y a donc eu à cette période des enjeux organisationnels qui ont perturbé le déroulement habituel des services et relayé au second plan les activités de recrutement pour les projets de recherche.

Chapitre 7 : Conclusion

Le but de ce travail était d'évaluer l'effet d'un entraînement utilisant les vibrations musculaires multiples reproduisant l'activité sensorielle de la marche sur les paramètres de marche de personnes hémiparétiques post-AVC en phase de réadaptation fonctionnelle intensive. Les résultats ont montré que l'entraînement par vibrations augmentait la vitesse de marche dès la première semaine d'entraînement, avec des changements supérieurs à ceux obtenus chez les participants issus de la base de données, chez un des trois participants. Celle-ci avait reçu le plus de pas simulés par les vibrations multiples au cours de l'entraînement et avait la vitesse de marche initiale la plus élevée. Ces résultats soulèvent des questions concernant l'importance d'étudier les effets respectifs du nombre de pas réalisés lors d'un entraînement (puisque'il est associé à la quantité d'information sensorielle générée), de la vitesse de marche et de la durée de l'entraînement. Enfin, l'entraînement par vibrations a également permis d'améliorer les autres paramètres spatio-temporels et le patron de marche des trois participants, alors que ces paramètres ont rarement été évalués parmi les effets d'entraînement à la marche post-AVC.

Ces données pilotes apportent des preuves préliminaires des effets d'un entraînement par vibrations sur les performances de marche après AVC. Elles supportent également davantage l'importance des informations sensorielles dans l'approche de réadaptation orientée vers la tâche. De plus, la perspective des participants montre l'importance des détails pratiques d'application des vibrations, et a soulevé la possible importance de l'illusion de mouvement au cours de l'entraînement. Différentes pistes de modification du protocole sont donc envisageables pour la mise en place des prochaines étapes d'évaluation de l'entraînement par vibration multiple, et éventuellement d'un essai clinique de plus grande ampleur qui augmentera le niveau de preuve d'efficacité de cette technique d'entraînement. Les résultats permettent aussi d'envisager de tester cet outil plus tôt au cours de la réadaptation, pour augmenter précocement la pratique de la marche après l'AVC.

Bibliographie

- Ada, L., Dean, C. M., Hall, J. M., Bampton, J. et Crompton, S. (2003). A treadmill and overground walking program improves walking in persons residing in the community after stroke: a placebo-controlled, randomized trial 11No commercial party having a direct financial interest in the results of the research supporting this article has or will confer a benefit upon the author(s) or upon any organization with which the author(s) is/are associated. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(10), 1486-1491. doi: [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(03\)00349-6](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(03)00349-6)
- Archambault, P. S., Blackburn, É., Reid, D., Routhier, F. et Miller, W. C. (2017). Development and user validation of driving tasks for a power wheelchair simulator. *Disability and Rehabilitation*, 39(15), 1549-1556. doi: 10.1080/09638288.2016.1226423
- Azouvi, P., Samuel, C., Louis-Dreyfus, A., Bernati, T., Bartolomeo, P., Beis, J.-M., . . . Rousseaux, M. (2002). Sensitivity of clinical and behavioural tests of spatial neglect after right hemisphere stroke. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 73(2), 160-166. doi: 10.1136/jnnp.73.2.160
- Backman, C. L., Harris, S. R., Chisholm, J.-A. M. et Monette, A. D. (1997). Single-subject research in rehabilitation: a review of studies using AB, withdrawal, multiple baseline, and alternating treatments designs. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78(10), 1145-1153.
- Balasubramanian, C. K., Neptune, R. R. et Kautz, S. A. (2009). Variability in spatiotemporal step characteristics and its relationship to walking performance post-stroke. *Gait & Posture*, 29(3), 408-414. doi: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.10.061>
- Barthélémy, A., Gagnon, D. H. et Duclos, C. (2016). Gait-like vibration training improves gait abilities: a case report of a 62-year-old person with a chronic incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord Series and Cases*, 2, 16012. doi: 10.1038/scsandc.2016.12
- Bensoussan, L., Mesure, S., Viton, J.-M. et Delarque, A. (2006). Kinematic and kinetic asymmetries in hemiplegic patients' gait initiation patterns. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 38(5), 287-294. doi: 10.1080/16501970600694859
- Blackburn, M., van Vliet, P. et Mockett, S. P. (2002). Reliability of measurements obtained with the modified Ashworth scale in the lower extremities of people with stroke. *Physical Therapy*, 82(1), 25-34.
- Bogousslavsky, J., Van Melle, G. et Regli, F. (1993). *Accidents vasculaires cérébraux*. Paris: Doin Éditeurs.
- Bohannon, R. (1987). Gait performance of hemiparetic stroke patients: selected variables. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 68(11), 777-781.
- Bohannon, R. W., Andrews, A. W. et Glenney, S. S. (2013). Minimal clinically important difference for comfortable speed as a measure of gait performance in patients undergoing inpatient rehabilitation after stroke. *Journal of physical therapy science*, 25(10), 1223-1225.
- Bohannon, R. W., Andrews, A. W. et Smith, M. B. (1988). Rehabilitation goals of patients with hemiplegia. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 11(2), 181-184.
- Bourbonnais, D. et Noven, S. V. (1989). Weakness in Patients With Hemiparesis. *American Journal of Occupational Therapy*, 43(5), 313-319. doi: 10.5014/ajot.43.5.313

- Bourbonnais, D., Vanden Noven, S. et Pelletier, R. (1992). Incoordination in patients with hemiparesis. *Canadian journal of public health*, 83(2), S58-63.
- Bowden, M. G., Balasubramanian, C. K., Behrman, A. L. et Kautz, S. A. (2008). Validation of a Speed-Based Classification System Using Quantitative Measures of Walking Performance Poststroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 22(6), 672-675. doi: 10.1177/1545968308318837
- Brandstater, M. E. (1987). *Stroke rehabilitation*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Callahan, C. D. et Barisa, M. T. (2005). Statistical process control and rehabilitation outcome: The single-subject design reconsidered. *Rehabilitation Psychology*, 50(1), 24.
- Calvin-Figuere, S., Romaguère, P., C Gilhodes, J. et Roll, J.-P. (1999). Antagonist motor responses correlate with kinesthetic illusions induced by tendon vibration. *Exp Brain Res*, 124, 342-350. doi: 10.1007/s002210050631
- Calvin-Figuère, S., Romaguère, P. et Roll, J.-P. (2000). Relations between the directions of vibration-induced kinesthetic illusions and the pattern of activation of antagonist muscles. *Brain Research*, 881(2), 128-138. doi: [https://doi.org/10.1016/S0006-8993\(00\)02604-4](https://doi.org/10.1016/S0006-8993(00)02604-4)
- Capó-Lugo, C. E., Mullens, C. H. et Brown, D. A. (2012). Maximum walking speeds obtained using treadmill and overground robot system in persons with post-stroke hemiplegia. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9(1), 80. doi: 10.1186/1743-0003-9-80
- Carr, J. et Sheperd, R. (2000). A motor learning model for rehabilitation (*Movement Science. Foundations for Physical Therapy in Rehabilitation* (Vol. 2nd, p. 33-110). Maryland, USA: Aspen Publishers.
- Chen, C.-L., Chen, H.-C., Tang, S. F.-T., Wu, C.-Y., Cheng, P.-T. et Hong, W.-H. (2003). Gait Performance with Compensatory Adaptations in Stroke Patients with Different Degrees of Motor Recovery. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82(12), 925-935. doi: 10.1097/01.phm.0000098040.13355.b5
- Chen, G., Patten, C., Kothari, D. H. et Zajac, F. E. (2005). Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. *Gait & Posture*, 22(1), 51-56. doi: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.06.009>
- Collins, S., Visscher, P., De Vet, H. C., Zuurmond, W. W. et Perez, R. S. (2010). Reliability of the Semmes Weinstein Monofilaments to measure coetaneous sensibility in the feet of healthy subjects. *Disability and Rehabilitation*, 32(24), 2019-2027.
- Cooke, E. V., Tallis, R. C., Clark, A. et Pomeroy, V. M. (2009). Efficacy of Functional Strength Training on Restoration of Lower-Limb Motor Function Early After Stroke: Phase I Randomized Controlled Trial. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 24(1), 88-96. doi: 10.1177/1545968309343216
- Courtine, G., Pozzo, T., Lucas, B. et Schieppati, M. (2001). Continuous, bilateral Achilles' tendon vibration is not detrimental to human walk. *Brain Research Bulletin*, 55(1), 107-115. doi:
- Daly, J., Nethery, J., McCabe, J., Brenner, I., Rogers, J., Gansen, J., . . . Holcomb, J. (2009). Development and testing of the Gait Assessment and Intervention Tool (GAIT): a measure of coordinated gait components. *Journal of neuroscience methods*, 178(2), 334-339.
- Daly, J. J., Zimelman, J., Roenigk, K. L., McCabe, J. P., Rogers, J. M., Butler, K., . . . Ruff, R. L. (2011). Recovery of coordinated gait: randomized controlled stroke trial of functional

- electrical stimulation (FES) versus no FES, with weight-supported treadmill and over-ground training. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 25(7), 588-596.
- Delaney, G. et Potter, P. (1993). Disability post stroke (*Physical Medicine and Rehabilitation* (7^e éd., Vol. 20, p. 27-42). Philadelphia: Hanley & Belfus Inc.
- Dimitrijevic, M. R., Spencer, W. A., Trontelj, J. V. et Dimitrijevic, M. (1977). Reflex effects of vibration in patients with spinal cord lesions. *Neurology*, 27(11), 1078-1078. doi: 10.1212/wnl.27.11.1078
- Donoghue, J. P. et Hess, G. (1996). 17 Substrates and Mechanisms for Learning in (*The acquisition of motor behavior in vertebrates* (p. 363).
- Duclos, C., Kemlin, C., Lazert, D., Gagnon, D., Dyer, J.-O. et Robert, F. (2014). Complex muscle vibration patterns to induce gait-like lower-limb movements: Proof of concept. *J Rehabil Res Dev*, 51, 245-252. doi: 10.1682/JRRD.2013.04.0079
- Duclos, C., Roll, R., Kavounoudias, A. et Roll, J. P. (2007). Cerebral correlates of the “Kohnstamm phenomenon”: An fMRI study. *NeuroImage*, 34(2), 774-783. doi: <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2006.06.050>
- Dyer, J. et Forget, R. (2004). Les troubles de la coordination musculaire dans l'hémiplégie : manifestations et mécanismes neurophysiologiques sous-jacents (*Recherche interdisciplinaire en réadaptation et accident vasculaire cérébral. Nouvelles perspectives théoriques et cliniques* (Vol. 1, p. 13-36). Montréal: Les publications du CRIR.
- Eklund, G. (1972). General features of vibration-induced effects on balance. *Upsala journal of medical sciences*, 77(2), 112-124.
- Flansbjerg, U.-B., Holmbäck, A. M., Downham, D., Patten, C. et Lexell, J. (2005). Reliability of gait performance tests in men and women with hemiparesis after stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 37(2), 75-82.
- Flansbjerg, U.-B., Miller, M., Downham, D. et Lexell, J. (2008). Progressive Resistance Training After Stroke: Effects on Muscle Strength, Muscle Tone, Gait Performance and Perceived Participation. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 40(1), 42-48. doi: 10.2340/16501977-0129
- Fondation (2014). Ensemble pour lutter contre un fléau : améliorer les systèmes de soins de l'AVC. *Bulletin sur l'AVC*. Repéré à <http://canadianstrokenetwork.ca/fr/wp-content/uploads/2014/08/StrokeMonthReport2014-FR.pdf>
- Fornier-Cordero, A., Steyvers, M., Levin, O., Alaerts, K. et Swinnen, S. P. (2008). Changes in corticomotor excitability following prolonged muscle tendon vibration. *Behavioural Brain Research*, 190(1), 41-49. doi: <https://doi.org/10.1016/j.bbr.2008.02.019>
- Fraser, C., Power, M., Hamdy, S., Rothwell, J., Hobday, D., Hollander, I., . . . Thompson, D. (2002). Driving Plasticity in Human Adult Motor Cortex Is Associated with Improved Motor Function after Brain Injury. *Neuron*, 34(5), 831-840. doi: [https://doi.org/10.1016/S0896-6273\(02\)00705-5](https://doi.org/10.1016/S0896-6273(02)00705-5)
- French, B., Thomas, L. H., Leathley, M. J., Sutton, C. J., McAdam, J., Forster, A., . . . McMahon, N. (2007). Repetitive task training for improving functional ability after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews*(4). doi: 10.1002/14651858.CD006073.pub2
- Gauthier, L., Dehaut, F. et Joannette, Y. (1989). The bells test: a quantitative and qualitative test for visual neglect. *International journal of clinical neuropsychology*, 11(2), 49-54.

- Goldblatt, S. (1954). Studies in Pallesthesia: Depression of Vibratory Sense Levels in Lupus Erythematosus. *Journal of Investigative Dermatology*, 22(2), 97-107. doi: <https://doi.org/10.1038/jid.1954.14>
- Goodwin, G. M., McCloskey, D. I. et Matthews, P. B. C. (1972). The contribution of muscle afferents to keslesthesia shown by vibration induced illusion of movement and by the effects of paralyseong joint afferents. *Brain*, 95(4), 705-748. doi: 10.1093/brain/95.4.705
- Gowland, C., Stratford, P., Ward, M., Moreland, J., Torresin, W., Van Hullenaar, S., . . . Plews, N. (1993). Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke*, 24(1), 58-63. doi: 10.1161/01.str.24.1.58
- Hak, L., Houdijk, H., van der Wurff, P., Prins, M. R., Mert, A., Beek, P. J. et van Dieën, J. H. (2013). Stepping strategies used by post-stroke individuals to maintain margins of stability during walking. *Clinical Biomechanics*, 28(9), 1041-1048. doi: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.10.010>
- Hakim, A. M., Silver, F. et Hodgson, C. (1998). Is Canada falling behind international standards for stroke care? *CMAJ: Canadian Medical Association Journal*, 159(6), 671-673.
- Haley, W. E., Roth, D. L., Kissela, B., Perkins, M. et Howard, G. (2011). Quality of life after stroke: a prospective longitudinal study. *Quality of Life Research*, 20(6), 799-806. doi: 10.1007/s11136-010-9810-6
- Hallett, M. (2001). Plasticity of the human motor cortex and recovery from stroke. *Brain Research Reviews*, 36(2), 169-174. doi: [https://doi.org/10.1016/S0165-0173\(01\)00092-3](https://doi.org/10.1016/S0165-0173(01)00092-3)
- Halter, J. A., Carp, J. S. et Wolpaw, J. R. (1995). Operantly conditioned motoneuron plasticity: possible role of sodium channels. *Journal of Neurophysiology*, 73(2), 867-871. doi: 10.1152/jn.1995.73.2.867
- Harris-Love, M. L., Forrester, L. W., Macko, R. F., Silver, K. H. C. et Smith, G. V. (2001). Hemiparetic Gait Parameters in Overground Versus Treadmill Walking. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 15(2), 105-112. doi: 10.1177/154596830101500204
- Hebert, D., Lindsay, M. P., McIntyre, A., Kirton, A., Rumney, P. G., Bagg, S., . . . Garnhum, M. (2016). Canadian stroke best practice recommendations: Stroke rehabilitation practice guidelines, update 2015. *International Journal of Stroke*, 11(4), 459-484.
- Hendricks, H. T., van Limbeek, J., Geurts, A. C. et Zwarts, M. J. (2002). Motor recovery after stroke: A systematic review of the literature. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(11), 1629-1637. doi: <https://doi.org/10.1053/apmr.2002.35473>
- Herda, T. J., Ryan, E. D., Smith, A. E., Walter, A. A., Bemben, M. G., Stout, J. R. et Cramer, J. T. (2008). Acute effects of passive stretching vs vibration on the neuromuscular function of the plantar flexors. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 19(5), 703-713. doi: 10.1111/j.1600-0838.2008.00787.x
- Hess, G., Aizenman, C. D. et Donoghue, J. (1996). Conditions for the induction of long-term potentiation in layer II/III horizontal connections of the rat motor cortex. *Journal of Neurophysiology*, 75(5), 1765-1778. doi: 10.1152/jn.1996.75.5.1765
- Hess, G. et Donoghue, J. P. (1996). Long-term Depression of Horizontal Connections in Rat Motor Cortex. *European Journal of Neuroscience*, 8(4), 658-665. doi: 10.1111/j.1460-9568.1996.tb01251.x

- Hidler, J., Nichols, D., Pelliccio, M. et Brady, K. (2005). Advances in the Understanding and Treatment of Stroke Impairment Using Robotic Devices. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 12(2), 22-35. doi: 10.1310/RYT5-62N4-CTVX-8JTE
- Ivanenko, Y. P., Grasso, R. et Lacquaniti, F. (2000). Influence of Leg Muscle Vibration on Human Walking. *Journal of Neurophysiology*, 84(4), 1737-1747. doi: 10.1152/jn.2000.84.4.1737
- Jacobs, K. et Donoghue, J. (1991). Reshaping the cortical motor map by unmasking latent intracortical connections. *Science*, 251(4996), 944-947. doi: 10.1126/science.2000496
- Johansen-Berg, H., Dawes, H., Guy, C., M Smith, S., Wade, D. et Matthews, P. (2003). Correlation between motor improvements and altered fMRI activity after rehabilitative therapy. (vol 125, pg 2731, 2002). *Brain: A Journal of Neurology*, 125, 2731-2742. doi: 10.1093/brain/awg289
- Johansson, B. B. (2000). Brain Plasticity and Stroke Rehabilitation. *The Willis Lecture*, 31(1), 223-230. doi: 10.1161/01.str.31.1.223
- Jonsdottir, J., Recalcati, M., Rabuffetti, M., Casiraghi, A., Boccardi, S. et Ferrarin, M. (2009). Functional resources to increase gait speed in people with stroke: Strategies adopted compared to healthy controls. *Gait & Posture*, 29(3), 355-359. doi: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.01.008>
- Julia, M., Hirt, D., Perrey, S., Barsi, S. et Dupeyron, A. (2012). *La proprioception*. Montpellier: Sauramps Medical.
- Kandel, E. R., Schwartz, J. H., Jessell, T. M., Siegelbaum, S. A. et Hudspeth, A. J. (2013a). Chapter 22 / The Somatosensory System: Receptors and Central Pathways (*Principles of Neural Science* (Fifth Edition^e éd., p. 475-497): McGraw-Hill Companies, Inc.
- Kandel, E. R., Schwartz, J. H., Jessell, T. M., Siegelbaum, S. A. et Hudspeth, A. J. (2013b). Chapter 33 / The Organization and Planning of Movement (*Principles of Neural Science* (Fifth Edition^e éd., p. 743-767): McGraw-Hill Companies, Inc.
- Kao, P.-C., Dingwell, J. B., Higginson, J. S. et Binder-Macleod, S. (2014). Dynamic instability during post-stroke hemiparetic walking. *Gait & Posture*, 40(3), 457-463. doi: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.05.014>
- Kawahira, K., Higashihara, K., Matsumoto, S., Shimodozono, M., Etoh, S., Tanaka, N. et Sueyoshi, Y. (2004). New functional vibratory stimulation device for extremities in patients with stroke. *International Journal of Rehabilitation Research*, 27(4), 335-337.
- Kemlin, C. et Duclos, C. (2012). Des mouvements complexes induits grâce à un patron de vibrations chez des sujets hémiparétiques : l'exemple de la marche sur place. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 55(S 1), 10. doi: 10.1016/j.rehab.2012.07.025
- Kesar, T. M., Perumal, R., Jancosko, A., Reisman, D. S., Rudolph, K. S., Higginson, J. S. et Binder-Macleod, S. A. (2010). Novel Patterns of Functional Electrical Stimulation Have an Immediate Effect on Dorsiflexor Muscle Function During Gait for People Poststroke. *Physical Therapy*, 90(1), 55-66. doi: 10.2522/ptj.20090140
- Kim, C. M. et Eng, J. J. (2004). Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed. *Gait & Posture*, 20(2), 140-146. doi: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.07.002>
- Kim, N., Lee, B., Kim, Y. et Min, W. (2016). Effects of Virtual Reality Treadmill Training on Community Balance Confidence and Gait in People Post-Stroke: a randomized controlled trial. *Journal of Experimental Stroke & Translational Medicine*, 9(1).

- Kinsella, S. et Moran, K. (2008). Gait pattern categorization of stroke participants with equinus deformity of the foot. *Gait & Posture*, 27(1), 144-151. doi: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.03.008>
- Kizony, R. et Katz, N. (2003). Adapting an immersive virtual reality system for rehabilitation. *Computer Animation and Virtual Worlds*, 14(5), 261-268.
- Kleim, J. A. et Jones, T. A. (2008). Principles of experience-dependent neural plasticity: implications for rehabilitation after brain damage. *J Speech Lang Hear Res*, 51(1), S225-239. doi: 10.1044/1092-4388(2008/018)
- Krasovsky, T. et Levin, M. F. (2010). Review: Toward a Better Understanding of Coordination in Healthy and Poststroke Gait. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 24(3), 213-224. doi: 10.1177/1545968309348509
- Kressig, R. W. et Beauchet, O. (2013). Guidelines for clinical applications of spatio-temporal gait analysis in older adults. *Aging clinical and experimental research*, 18(2), 174-176.
- Krueger, H., Lindsay, P., Cote, R., Kapral, M. K., Kaczorowski, J. et Hill, M. D. (2012). Cost Avoidance Associated With Optimal Stroke Care in Canada. *Stroke*, 43(8), 2198-2206. doi: 10.1161/strokeaha.111.646091
- Kuys, S. S., Brauer, S. G. et Ada, L. (2011a). Higher-intensity treadmill walking during rehabilitation after stroke is feasible and not detrimental to walking pattern or quality: a pilot randomized trial. *Clinical Rehabilitation*, 25(4), 316-326. doi: 10.1177/0269215510382928
- Kuys, S. S., Brauer, S. G. et Ada, L. (2011b). Test-retest reliability of the GAITRite system in people with stroke undergoing rehabilitation. *Disability and Rehabilitation*, 33(19-20), 1848-1853.
- Lamontagne, A. et Fung, J. (2004). Faster Is Better. *Implications for Speed-Intensive Gait Training After Stroke*, 35(11), 2543-2548. doi: 10.1161/01.STR.0000144685.88760.d7
- Lance, J. W. (1980). The control of muscle tone, reflexes, and movement. *Robert Wartenberg Lecture*, 30(12), 1303-1303. doi: 10.1212/wnl.30.12.1303
- Langhorne, P., Bernhardt, J. et Kwakkel, G. (2011). Stroke rehabilitation. *The Lancet*, 377(9778), 1693-1702. doi: [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(11\)60325-5](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(11)60325-5)
- Malone, L. A. et Bastian, A. J. (2014). Spatial and Temporal Asymmetries in Gait Predict Split-Belt Adaptation Behavior in Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 28(3), 230-240. doi: 10.1177/1545968313505912
- Malone, L. A., Bastian, A. J. et Torres-Oviedo, G. (2012). How does the motor system correct for errors in time and space during locomotor adaptation? *Journal of Neurophysiology*, 108(2), 672-683. doi: 10.1152/jn.00391.2011
- Mao, Y.-R., Lo, W. L., Lin, Q., Li, L., Xiao, X., Raghavan, P. et Huang, D.-F. (2015). The Effect of Body Weight Support Treadmill Training on Gait Recovery, Proximal Lower Limb Motor Pattern, and Balance in Patients with Subacute Stroke. *BioMed Research International*, 2015, 10. doi: 10.1155/2015/175719
- McGinley, J. L., Morris, M. E., Greenwood, K. M., Goldie, P. A. et Olney, S. J. (2006). Accuracy of Clinical Observations of Push-Off During Gait After Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(6), 779-785. doi: <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.02.022>
- Mehrholz, J., Thomas, S. et Elsner, B. (2017). Treadmill training and body weight support for walking after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews*(8). doi: 10.1002/14651858.CD002840.pub4

- Mehrholz, J., Thomas, S., Werner, C., Kugler, J., Pohl, M. et Elsner, B. (2017). Electromechanical-assisted training for walking after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews*(5). doi: 10.1002/14651858.CD006185.pub4
- Moseley, A. M., Stark, A., Cameron, I. D. et Pollock, A. (2005). Treadmill training and body weight support for walking after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews*(4). doi: 10.1002/14651858.CD002840.pub2
- Mullie, Y. et Duclos, C. (2014). Role of proprioceptive information to control balance during gait in healthy and hemiparetic individuals. *Gait & Posture*, 40(4), 610-615. doi: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.07.008>
- Mulroy, S. J., Klassen, T., Gronley, J. K., Eberly, V. J., Brown, D. A. et Sullivan, K. J. (2010). Gait Parameters Associated With Responsiveness to Treadmill Training With Body-Weight Support After Stroke: An Exploratory Study. *Physical Therapy*, 90(2), 209-223. doi: 10.2522/ptj.20090141
- Murray, M. P., Kory, R. C., Clarkson, B. H. et Sepic, S. B. (1966). Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 45(1), 8-24.
- Murray, M. P., Mollinger, L. A., Gardner, G. M. et Sepic, S. B. (1984). Kinematic and EMG patterns during slow, free, and fast walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 2(3), 272-280. doi: 10.1002/jor.1100020309
- Nadeau, S., Arsenault, A. B., Gravel, D. et Bourbonnais, D. (1999). ANALYSIS OF THE CLINICAL FACTORS DETERMINING NATURAL AND MAXIMAL GAIT SPEEDS IN ADULTS WITH A STROKE1. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 78(2), 123-130.
- Olney, S. J., Griffin, M. P., Monga, T. N. et McBride, I. D. (1991). Work and power in gait of stroke patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 72(5), 309-314. doi: 10.5555/uri:pii:000399939190247G
- Olney, S. J. et Richards, C. (1996). Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait & Posture*, 4(2), 136-148. doi: [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)01063-6](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)01063-6)
- Pang, M. Y., Eng, J. J., Dawson, A. S. et Gylfadóttir, S. (2006). The use of aerobic exercise training in improving aerobic capacity in individuals with stroke: a meta-analysis. *Clinical Rehabilitation*, 20(2), 97-111.
- Paoloni, P., Mangone, M., Scettri, P., Procaccianti, R., Cometa, A. et Santilli, V. (2010). Segmental Muscle Vibration Improves Walking in Chronic Stroke Patients With Foot Drop: A Randomized Controlled Trial. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 24(3), 254-262. doi: 10.1177/1545968309349940
- Patel, A. T., Duncan, P. W., Lai, S.-M. et Studenski, S. (2000). The relation between impairments and functional outcomes poststroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(10), 1357-1363.
- Patla, A. E. (2003). Strategies for dynamic stability during adaptive human locomotion. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 22(2), 48-52. doi: 10.1109/MEMB.2003.1195695
- Patterson, K. K., Gage, W. H., Brooks, D., Black, S. E. et McIlroy, W. E. (2010). Changes in Gait Symmetry and Velocity After Stroke: A Cross-Sectional Study From Weeks to Years After Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 24(9), 783-790. doi: 10.1177/1545968310372091

- Patterson, K. K., Parafianowicz, I., Danells, C. J., Closson, V., Verrier, M. C., Staines, W. R., . . . McIlroy, W. E. (2008). Gait Asymmetry in Community-Ambulating Stroke Survivors. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(2), 304-310. doi: <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.08.142>
- Perry, J. et Burnfield, M. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function*. (2^e éd.). Thorofare: SLACK Incorporated.
- Perry, J., Garrett, M., Gronley, J. K. et Mulroy, S. J. (1995). Classification of Walking Handicap in the Stroke Population. *Stroke*, 26(6), 982-989. doi: 10.1161/01.str.26.6.982
- Pohl, M., Mehrholz, J., Ritschel, C. et Rückriem, S. (2002). Speed-Dependent Treadmill Training in Ambulatory Hemiparetic Stroke Patients. *A Randomized Controlled Trial*, 33(2), 553-558. doi: 10.1161/hs0202.102365
- Pollock, A., Baer, G., Campbell, P., Choo, P. L., Forster, A., Morris, J., . . . Langhorne, P. (2014). Physical rehabilitation approaches for the recovery of function and mobility following stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews*(4). doi: 10.1002/14651858.CD001920.pub3
- Pomeroy, V. M., King, L. M., Pollock, A., Baily-Hallam, A. et Langhorne, P. (2006). Electrostimulation for promoting recovery of movement or functional ability after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews*(2). doi: 10.1002/14651858.CD003241.pub2
- Poole, J. L. et Whitney, S. L. (2001). Assessments of motor function post stroke: a review. *Physical & Occupational Therapy in Geriatrics*, 19(2), 1-22.
- Radovanovic, S., Korotkov, A., Ljubisavljevic, M., Lyskov, E., Thunberg, J., Kataeva, G., . . . Johansson, H. (2002). Comparison of brain activity during different types of proprioceptive inputs: a positron emission tomography study. *Experimental Brain Research*, 143(3), 276-285. doi: 10.1007/s00221-001-0994-4
- Roll, J. et Vedel, J. (1982). Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography. *Experimental Brain Research*, 47(2), 177-190.
- Roll, J., Vedel, J. et Ribot, E. (1989). Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study. *Experimental Brain Research*, 76(1), 213-222.
- Roll, J. P. (2003). Physiologie de la kinesthèse. *Intellectica*, 36(37), 49-66.
- Roll, J. P., Albert, F., Thyrion, C., Ribot-Ciscar, E., Bergenheim, M. et Mattei, B. (2009). Inducing Any Virtual Two-Dimensional Movement in Humans by Applying Muscle Tendon Vibration. *Journal of Neurophysiology*, 101(2), 816-823. doi: 10.1152/jn.91075.2008
- Roll, R., Kavounoudias, A., Albert, F., Legré, R., Gay, A., Fabre, B. et Roll, J. P. (2012). Illusory movements prevent cortical disruption caused by immobilization. *NeuroImage*, 62(1), 510-519. doi: <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2012.05.016>
- Romaiguère, P., Anton, J.-L., Roth, M., Casini, L. et Roll, J.-P. (2003). Motor and parietal cortical areas both underlie kinaesthesia. *Cognitive Brain Research*, 16(1), 74-82. doi: [https://doi.org/10.1016/S0926-6410\(02\)00221-5](https://doi.org/10.1016/S0926-6410(02)00221-5)
- Romaiguère, P., Calvin, S. et Roll, J.-P. (2005). Transcranial magnetic stimulation of the sensorimotor cortex alters kinaesthesia. *Neuroreport*, 16, 693-697. doi: 10.1097/00001756-200505120-00008

- Rosenkranz, K., Pesenti, A., Paulus, W. et Tergau, F. (2003). Focal reduction of intracortical inhibition in the motor cortex by selective proprioceptive stimulation. *Experimental Brain Research*, 149(1), 9-16. doi: 10.1007/s00221-002-1330-3
- Rosenkranz, K. et Rothwell, J. C. (2003). Differential effect of muscle vibration on intracortical inhibitory circuits in humans. *The Journal of Physiology*, 551(2), 649-660. doi: 10.1113/jphysiol.2003.043752
- Rossini, P. M. et Pauri, F. (2000). Neuromagnetic integrated methods tracking human brain mechanisms of sensorimotor areas 'plastic' reorganisation. *Brain Research Reviews*, 33(2), 131-154. doi: [https://doi.org/10.1016/S0169-328X\(00\)00090-5](https://doi.org/10.1016/S0169-328X(00)00090-5)
- Sabut, S. K., Sikdar, C., Mondal, R., Kumar, R. et Mahadevappa, M. (2010). Restoration of gait and motor recovery by functional electrical stimulation therapy in persons with stroke. *Disability and Rehabilitation*, 32(19), 1594-1603. doi: 10.3109/09638281003599596
- Salisbury, L., Shiels, J., Todd, I. et Dennis, M. (2013). A feasibility study to investigate the clinical application of functional electrical stimulation (FES), for dropped foot, during the sub-acute phase of stroke – A randomized controlled trial. *Physiotherapy Theory and Practice*, 29(1), 31-40. doi: 10.3109/09593985.2012.674087
- Shaffer, S., Harrison, A., Brown, K. et Brennan, K. (2005). Reliability and validity of Semmes-Weinstein monofilaments testing in older community-dwelling adults. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 28(3), 112-113.
- Sharp, S. A. et Brouwer, B. J. Isokinetic strength training of the hemiparetic knee: Effects on function and spasticity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78(11), 1231-1236. doi: 10.1016/S0003-9993(97)90337-3
- Sheean, G. (2002). The pathophysiology of spasticity. *European Journal of Neurology*, 9, 3-9. doi: 10.1046/j.1468-1331.2002.0090s1003.x
- Stefan, K., Kunesch, E., Cohen, L. G., Benecke, R. et Classen, J. (2000). Induction of plasticity in the human motor cortex by paired associative stimulation. *Brain*, 123(3), 572-584. doi: 10.1093/brain/123.3.572
- Steyvers, M., Levin, O., Van Baelen, M. et Swinnen, S. (2003). Corticospinal excitability changes following prolonged muscle tendon vibration. *Neuroreport*, 14, 1901-1905. doi: 10.1097/01.wnr.0000093296.63079.fa
- Tang, A., Sibley, K. M., Thomas, S. G., Bayley, M. T., Richardson, D., McIlroy, W. E. et Brooks, D. (2009). Effects of an aerobic exercise program on aerobic capacity, spatiotemporal gait parameters, and functional capacity in subacute stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23(4), 398-406.
- Tankersley, M., McGoey, K. E., Dalton, D., Rumrill Jr, P. D. et Balan, C. M. (2006). Single subject research methods in rehabilitation. *Work*, 26(1), 85-92.
- Teixeira-Salmela, L., Nadeau, S., McBride, I. et J Olney, S. (2001). Effects of muscle strengthening and physical conditioning training on temporal, kinematic and kinetic variables during gait in chronic stroke survivors. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 33, 53-60. doi: 10.1080/165019701750098867
- Traversa, R., Cicinelli, P., Bassi, A., Rossini, P. M. et Bernardi, G. (1997). Mapping of Motor Cortical Reorganization After Stroke. *A Brain Stimulation Study With Focal Magnetic Pulses*, 28(1), 110-117. doi: 10.1161/01.str.28.1.110
- Trueblood, P. R., Walker, J. M., Perry, J. et Gronley, J. K. (1989). Pelvic Exercise and Gait in Hemiplegia. *Physical Therapy*, 69(1), 18-26. doi: 10.1093/ptj/69.1.18

- Tyrell, C. M., Roos, M. A., Rudolph, K. S. et Reisman, D. S. (2011). Influence of Systematic Increases in Treadmill Walking Speed on Gait Kinematics After Stroke. *Physical Therapy*, 91(3), 392-403. doi: 10.2522/ptj.20090425
- Tyson, S. F., Hanley, M., Chillala, J., Selley, A. B. et Tallis, R. C. (2008). Sensory Loss in Hospital-Admitted People With Stroke: Characteristics, Associated Factors, and Relationship With Function. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 22(2), 166-172. doi: 10.1177/1545968307305523
- Verschueren, S. M. P., Swinnen, S. P., Desloovere, K. et Duysens, J. (2002). Effects of tendon vibration on the spatiotemporal characteristics of human locomotion. *Experimental Brain Research*, 143(2), 231-239. doi: 10.1007/s00221-001-0987-3
- Volpe, B. T., Krebs, H. I. et Hogan, N. (2001). Is robot-aided sensorimotor training in stroke rehabilitation a realistic option? *Current Opinion in Neurology*, 14(6), 745-752.
- Waters, R. L., Lunsford, B. R., Perry, J. et Byrd, R. (1988). Energy-speed relationship of walking: Standard tables. *Journal of Orthopaedic Research*, 6(2), 215-222. doi: 10.1002/jor.1100060208
- Watson, R. T. et Heilman, K. M. (1979). Thalamic neglect. *Neurology*, 29(5), 690-690.
- Winter, D. A. (1991). *Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*. (2nd^e éd.). Waterloo: University of Waterloo Press.
- Woolley, S. M. (2001). Characteristics of Gait in Hemiplegia. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 7(4), 1-18. doi: 10.1310/16-V04F-JAL5-H1UV
- Yavuzer, G., Öken, Ö., Elhan, A. et Stam, H. J. (2008). Repeatability of lower limb three-dimensional kinematics in patients with stroke. *Gait & Posture*, 27(1), 31-35. doi: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.12.016>
- Zhan, S. et Ottenbacher, K. J. (2001). Single subject research designs for disability research. *Disability and Rehabilitation*, 23(1), 1-8.

Annexe I : Certificat d'éthique

Certificat d'éthique

Par la présente, le comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR (CÉR) atteste qu'il a évalué, lors de sa réunion du 19 janvier 2016, le projet de recherche CRIR-1110-1115 intitulé :

«Étude pilote d'un entraînement de personnes hémiparétiques par vibrations mimant l'activité sensorielle de la marche »

Présenté par: Cyril Duclos, Ph.D
Agnès Barthélémy, Msc, étudiante à la maîtrise en sciences de la réadaptation

Le présent projet répond aux exigences éthiques de notre CÉR. Le Comité autorise donc sa mise en œuvre sur la foi des documents suivants :

- Lettre de présentation du projet de recherche du 17 novembre 2015;
- Formulaire A;
- Formulaire d'évaluation de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal du CIUSSS du Centre-Sud-de-l'Île-de-Montréal, daté du 7 décembre 2015, mentionnant que le projet est acceptable sur le plan de la convenance institutionnelle ;
- Évaluation scientifique du projet de recherche du 14 décembre 2015 effectuée par le Comité d'évaluation scientifique du CRIR;
- Preuve d'octroi ;
- Description du projet de recherche (version du 5 février 2016);
- Formulaire de consentement (version du 5 février 2016).

Ce projet se déroulera dans le site du CRIR suivant :

- Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal du CIUSSS du Centre-Sud-de-l'Île-de-Montréal

Ce certificat est valable pour un an. En acceptant le présent certificat d'éthique, le chercheur s'engage à :

1. Informer, dès que possible, le CÉR de tout changement qui pourrait être apporté à la présente recherche ou aux documents qui en découlent (Formulaire M) ;
2. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout incident ou accident lié à la procédure du projet ;

Annexe II : Formulaire de consentement

TITRE DU PROJET :

Étude pilote d'un entraînement de personnes hémiparétiques par vibrations mimant l'activité sensorielle de la marche

RESPONSABLES :

Cyril Duclos, Ph.D. Chercheur, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM) du CIUSSS du Centre-Sud-de-l'Île-de-Montréal,

Agnès Barthélémy Étudiante à la maîtrise, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM) du CIUSSS du Centre-Sud-de-l'Île-de-Montréal

Préambule

Nous vous demandons de participer à un projet de recherche qui évalue l'effet d'un entraînement utilisant l'application de vibrations sur vos jambes, dans le but d'améliorer vos capacités de marche. Avant d'accepter de participer à ce projet de recherche, veuillez prendre le temps de comprendre et de considérer attentivement les renseignements qui suivent.

Ce formulaire de consentement vous explique le but de cette étude, les procédures, les avantages, les risques et inconvénients, de même que les personnes avec qui communiquer au besoin. Le présent formulaire de consentement peut contenir des mots que vous ne comprenez pas. Nous vous invitons à poser toutes les questions que vous jugerez utiles au chercheur et aux autres membres du personnel affecté au projet de recherche et à leur demander de vous expliquer tout mot ou renseignement qui n'est pas clair.

OBJECTIF DU PROJET :

Le projet porte sur l'effet d'un entraînement utilisant les vibrations multiples à vos hanches, vos genoux et vos chevilles sur vos capacités de marche. Ces vibrations sont connues pour produire des mouvements des membres inférieurs proches de la marche sur place chez des personnes ayant une hémiparésie à la suite d'un accident vasculaire cérébral ou une lésion médullaire. L'objectif est de tester si ces vibrations multiples peuvent améliorer vos capacités de marche à la suite de 12 séances d'entraînement. Pour cela, une analyse de votre vitesse de marche sera réalisée avant et après l'entraînement. Votre façon de marcher sera également analysée. Afin de déterminer si les vibrations ont réellement un effet, nous avons également besoin d'un groupe contrôle, qui ne participera, dans un premier temps qu'aux évaluations cliniques mais ne recevra pas l'entraînement par vibration. Le choix des participants qui recevront les vibrations sera fait au sort selon une procédure précise et ne peut être modifié par l'équipe de recherche. Dans un deuxième temps, les participants du groupe contrôle qui le désirent ont la possibilité de recevoir l'entraînement par vibrations multiples, après leur participation comme participants contrôles.

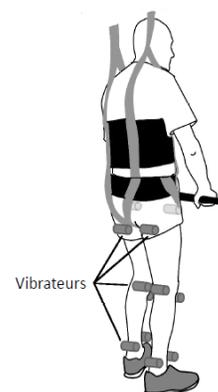
NATURE DE VOTRE PARTICIPATION

Votre participation commencera par différents tests cliniques pour déterminer votre fonction motrice, votre vitesse de marche, votre niveau de sensibilité, votre spasticité, vos capacités cognitives, votre façon de marcher (avec un enregistrement vidéo) ainsi que vos antécédents médicaux éventuels, afin de confirmer votre éligibilité à participer à l'étude et caractériser votre fonction de marche. Vous pourriez être exclus de l'étude à ce point si les critères d'inclusion/exclusion ne sont pas rencontrés. Ces évaluations auront lieu au 4^e étage de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM). Votre vitesse de marche sera mesurée à nouveau 2 fois avant la première séance d'entraînement, au rez-de-chaussée ou au 4^{ème} étage de l'IRGLM selon vos préférences.

Si vous faites partie du groupe expérimental, des vibrations multiples seront appliquées sur vos membres inférieurs quatre fois par semaine (30 minutes par session) pendant 3 semaines afin de tester un éventuel effet d'entraînement des vibrations multiples sur vos capacités de marche. Ces séances seront offertes au 4^{ème} étage à l'IRGLM. Votre vitesse de marche et votre façon de marcher seront mesurées à nouveau à la fin de chaque semaine d'entraînement puis un mois après la fin de l'entraînement.

Douze vibrateurs seront maintenus au moyen d'un tissu élastique sur les principaux muscles des articulations de vos membres inférieurs comme présenté sur la figure ci-contre. Pendant toute la période d'entraînement, un harnais vous aidera à maintenir votre équilibre lorsque les vibrations seront appliquées.

Les vibrations sont indolores, et ont même montré un effet bénéfique sur la spasticité. Pendant l'application des vibrations, en position debout, nous vous demanderons de vous relâcher au maximum et de ne pas lutter contre les mouvements qui pourraient intervenir. Avec



la progression de l'entraînement, nous vous demanderons d'accompagner les éventuels mouvements produits par les vibrations. Vous serez autorisé à vous appuyer en tout temps. Des périodes de repos seront possibles régulièrement.

Veillez noter que pour ces sessions expérimentales, vous devrez porter des shorts ou des pantalons fins afin de faciliter la réalisation de l'expérimentation.

Si vous faites partie du groupe contrôle, vous ne recevrez pas les vibrations. Seules les évaluations initiales et finales (clinique et marche) seront réalisées. Vous recevrez seulement l'entraînement proposé par l'équipe de réadaptation de l'IRGLM. Dans un second temps, si vous le souhaitez, vous pourrez recevoir l'entraînement par vibration comme décrit ci-dessus. Votre vitesse de marche et votre façon de marcher seront également mesurées à la fin de chaque semaine d'entraînement puis un mois après la fin de l'entraînement. Il est entendu que votre participation à cet entraînement n'est pas obligatoire.

AVANTAGES PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION :

En tant que participant, les avantages que vous retirerez de votre participation seront la satisfaction d'avoir contribué à l'avancement de la science et possiblement une amélioration de votre marche en fin d'entraînement, mais aucune évidence n'est encore disponible sur cet entraînement puisque vous serez les premiers patients à le recevoir. L'entraînement par vibration du groupe expérimental ne remplace pas vos séances habituelles de thérapie reçues à l'IRGLM et seront organisées à votre convenance, en modifiant le moins possible votre agenda habituel.

RISQUES ET INCONVÉNIENTS PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION :

Il est entendu que votre participation à ce projet ne vous fait courir aucun risque. Il est possible que vos jambes soient un peu engourdis après les vibrations multiples. Cette sensation disparaîtra rapidement. Il est possible que les participants ressentent une fatigue plus importante pendant les semaines d'entraînement, du fait du temps passé debout lors des séances de vibrations multiples. Pour les participants du groupe contrôle qui choisiraient de recevoir l'entraînement par vibration dans un deuxième temps, la période d'implication dans l'étude sera d'environ 4 mois, ce qui représente une longue période.

AUTORISATION D'UTILISER LES RÉSULTATS :

Vous acceptez que l'information recueillie, incluant les vidéos, puisse être utilisée aux fins de communication scientifique, professionnelle et d'enseignement. Il est entendu que l'anonymat sera respecté à votre égard.

CONFIDENTIALITE :

Il est entendu que les observations effectuées en ce qui vous concerne, dans le cadre du projet de recherche décrit ci-dessus, demeureront strictement confidentielles. À cet effet, tous les renseignements personnels recueillis à votre sujet au cours de l'étude seront codifiés et conservés sous clé dans une filière à l'IRGLM par le responsable de l'étude pour une période de 5 ans suivant la fin du projet. Seuls les membres de l'équipe de recherche y auront accès. Cependant, à des fins de contrôle du projet de recherche, votre dossier pourrait être consulté par une personne mandatée par le CER des établissements du CRIR ou par le ministère de la Santé et des Services Sociaux, qui adhèrent à une politique de stricte confidentialité. Après cette période de 5 ans, ces renseignements seront détruits.

ACCÈS À VOTRE DOSSIER MÉDICAL :

Les membres de l'équipe de recherche auront également accès à votre dossier médical, afin d'obtenir les résultats de certaines évaluations cliniques, comme le score mesuré à l'échelle Chedoke par les cliniciens, et des informations concernant votre accident vasculaire cérébral (type, date et localisation).

INFORMATIONS CONCERNANT LE PROJET :

On devra répondre, à votre satisfaction, à toute question que vous poserez à propos du projet de recherche auquel vous acceptez de participer. Pour toute information ou question, vous pourrez communiquer avec monsieur Cyril Duclos, Ph.D. en neurosciences et sciences biomédicales (réadaptation) au numéro de téléphone 514-340-2085 au poste 3048.

Si vous avez des questions sur vos droits et recours ou sur votre participation à ce projet de recherche, vous pouvez communiquer avec Me Anik Nolet, coordonnatrice à l'éthique de la recherche des établissements du CRIR au (514) 527-4527 poste 2643 ou par courriel (anolet.crir@ssss.gouv.qc.ca). Vous pouvez également contacter le commissaire local aux plaintes de l'IRGLM.

RETRAIT DE VOTRE PARTICIPATION :

Il est entendu que votre participation au projet de recherche décrit ci-dessus est tout à fait libre et volontaire. Il est également entendu que vous pourrez, à tout moment, mettre un terme à votre participation sans aucun préjudice et sans que cela n'affecte les services auxquels vous avez ou aurez droit à l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal. Dans ce cas, les documents et vidéos relatifs à votre participation seraient détruits à votre demande.

CLAUSE DE RESPONSABILITÉ:

Il est entendu qu'en acceptant de participer à cette étude, vous ne renoncez à aucun de vos droits ni ne libérez les chercheurs et les institutions impliquées de leurs obligations légales et professionnelles.

INDEMNITÉ COMPENSATOIRE :

Une indemnité compensatoire sera offerte pour les frais encourus pour vos déplacements sur présentation de reçus, pour un montant maximal de 20\$ par session d'évaluation, et de 10\$ par session d'entraînement.

FORMULAIRE DE CONSENTEMENT POUR MA PARTICIPATION À UN PROJET DE RECHERCHE

Je déclare avoir lu et compris le présent projet, la nature et l'ampleur de ma participation, ainsi que les risques auxquels je m'expose tels que présentés dans le présent formulaire. J'ai eu l'occasion de poser toutes les questions concernant les différents aspects de l'étude et de recevoir des réponses à ma satisfaction.

Je, soussigné(e), accepte volontairement de participer à cette étude. Je peux me retirer en tout temps sans préjudice d'aucune sorte. Je certifie qu'on m'a laissé le temps voulu pour prendre ma décision.

J'accepte d'être contacté (e) par la même chercheure pour pur participer à d'autres études scientifiques menées dans le même domaine de recherche :

Durant la prochaine année

Durant les 2 prochaines années

Durant les 3 prochaines années

Non, je refuse

J'accepte que les données recueillies au cours de cette étude soient utilisées pour d'autres publications scientifiques demeurant en lien (même domaine de recherche) avec le présent projet.

oui non

Une copie signée de ce formulaire d'information et de consentement doit m'être remise.

Nom du sujet

Signature de l'intéressé (e)

Adresse et numéro de téléphone du sujet

Fait à Montréal, le _____

ENGAGEMENT DU CHERCHEUR

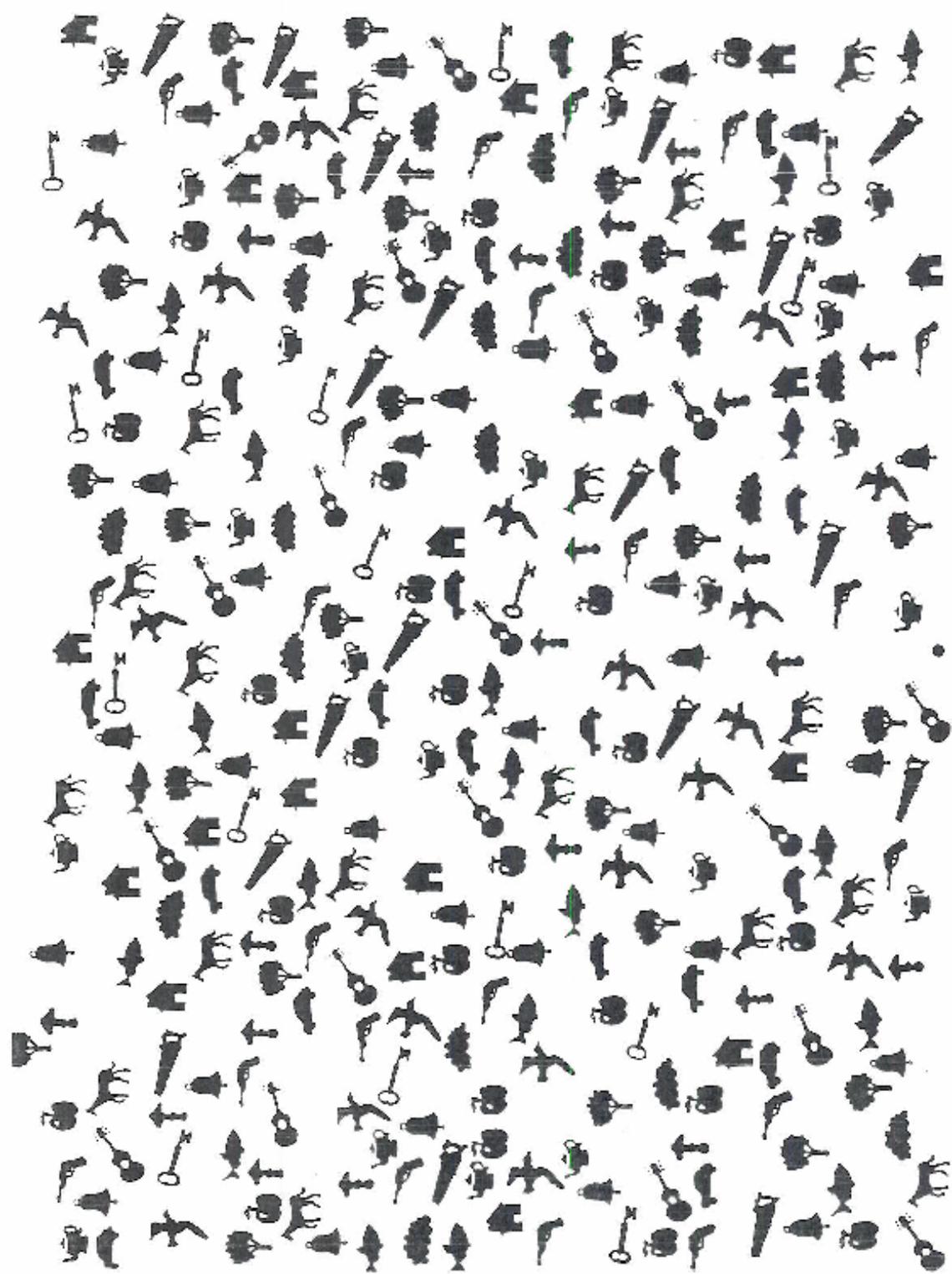
Je, soussigné (e), _____, certifie :

- (a) avoir expliqué au signataire les termes du présent formulaire;
- (b) avoir répondu aux questions qu'il m'a posées à cet égard;
- (c) lui avoir clairement indiqué qu'il reste, à tout moment, libre de mettre un terme à sa participation au projet de recherche décrit ci-dessus;
- (d) que je lui remettrai une copie signée et datée du présent formulaire.

Fait à Montréal, le _____

Signature du responsable du projet ou de son représentant

Annexe III : Test des cloches



Identité du sujet _____

Début (HHMMSS) _____

REPERAGE VISUEL-CLOCHES

Nombre de cloches/colonne: _____

Poursuite: (1)Très systématique; (2)Semi-systématique; (3)Anarchique _____

**Annexe IV : Gait Assessment and Intervention Tool
(G.A.I.T.)**

Gait Assessment and Intervention Tool (G.A.I.T.)

Name _____ Date _____
Examiner _____
Diagnosis _____ Limb assessed _____
Device/Orthosis/Assist _____

Stance and Swing Phases

- | | <u>Score</u> |
|--|---------------------|
| 1. Shoulder position
0 = normal.
1 = abnormal position (check all that apply ___ depressed, ___ elevated, ___ retracted, or ___ protracted). | _____ |
| 2. Elbow flexion

_____ (normal = ~ 10°).
1 = 45 – 90° elbow flexion.
2 = > 90° elbow flexion. | _____ |
| 3. Arm swing
0 = normal.
1 = abnormal – reduced or absent arm swing. | _____ |
| 4. Trunk alignment (Static)
0 = normal erect posture (absence of flexion, extension or lateral flexion).
1 = trunk statically in ___ flexion or ___ extension.
2 = trunk statically in lateral flexion to the ___ right or ___ left.
3 = trunk in both ___ flexion or ___ extension, & lateral flexion to ___ right or ___ left. | _____ |

Stance Phase

- | | <u>Score</u> |
|---|---------------------|
| 5. Trunk posture/movement (Dynamic) (sagittal plane) (lateral view)
0 = normal (static trunk alignment maintained).
1 = trunk ___ flexes or ___ extends (check one) < 30°.
2 = trunk ___ flexes or ___ extends (check one) 30° or more. | _____ |
| 6. Trunk posture/movement (Dynamic) (coronal plane) (front/back view)

_____ (static trunk alignment maintained).
1 = trunk laterally flexes to ___ right or to ___ left (check one) < 30°.
2 = trunk laterally flexes to ___ right or to ___ left (check one) 30° or more. | _____ |

Score

7. Weight shift (lateral displacement of head, trunk and pelvis) (coronal plane) (front/back view)

0 = normal weight shift (~ 25 mm shift over stance limb)

1 = reduced weight shift.

2 = almost none or no weight shift.

2 = excessive weight shift.

8. Pelvic position (coronal plane) (front/back view)

0 = normal (no Trendelenberg sign)

1 = mild pelvic drop on contralateral side.

2 = severe or abrupt pelvic drop on contralateral side.

9. Hip extension (sagittal plane) (lateral view)

0 = normal (moves from 30° of hip flexion at initial contact to neutral by midstance, then to 20° of extension past neutral in terminal stance).

1 = hip extends to neutral by midstance but lacks further hip extension during terminal stance.

2 = abnormal throughout stance (hip remains in flexion or marked extension).

10. Hip rotation (coronal plane) (front/back view)

0 = normal (remains in neutral)

1 = abnormal, internal rotation

1 = abnormal, external rotation

Score

Score

11. Knee – initial contact phase (sagittal plane) (lateral view). Choose ___ A or ___ B (check selection) _____

A. Knee flexion

0 = normal (knee in neutral/not hyperextended).

1 = 5° – 15° knee flexion.

2 = $> 15^{\circ}$, but $< 30^{\circ}$ knee flexion.

3 = $> 30^{\circ}$ knee flexion.

B. Knee extension

0 = normal (knee in neutral/not in flexion).

1 = 5° – 15° knee hyperextension.

2 = $> 15^{\circ}$ up to 30° knee hyperextension.

3 = $> 30^{\circ}$ knee hyperextension.

12. Knee – loading response phase (sagittal plane) (lateral view). Choose ___ A or ___ B (check selection) _____

A. Knee flexion

0 = normal (up to 15° knee flexion).

1 = $> 15^{\circ}$, but $< 30^{\circ}$ knee flexion.

2 = $\geq 30^{\circ}$ knee flexion

B. Knee extension

0 = normal (up to 15° knee flexion).

1 = no knee flexion, up to 15° knee hyperextension.

2 = $\geq 15^{\circ}$ knee hyperextension.

Score

13. Knee – midstance phase (sagittal plane) (lateral view). Choose __ A, __ B, __ C, or __ D (ck. select) _____

A. Knee flexion

0 = normal (knee in 4° flexion at heel strike, increasing to 15° flexion at 14% of gait cycle).

1 = 5 – 15° flexion throughout midstance; does not achieve neutral at midstance.

2 = > 15°, but < 30° knee flexion

3 = ≥ 30° knee flexion.

B. Knee extension

0 = normal (knee in 4° flexion at heel strike, increasing to 15° flexion at 14% of gait cycle).

1 = knee extended through midstance phase; not hyperextended.

2 = up to 15° knee hyperextension during midstance phase.

3 = > 15° knee hyperextension during midstance phase.

C. Knee flexion moving to extension

0 = normal (knee in 4° flexion at heel strike, increasing to 15° flexion at 14% of gait cycle).

1 = normal knee flexion during early midstance phase, then knee extends to neutral.

2 = knee flexion during early midstance phase, then knee extends to full extension

range (neutral or beyond) in uncontrolled manner, but not snapping back.

3 = knee in flexion during early midstance phase, then knee abruptly and forcefully

extends into end range in an uncontrolled manner.

D. Knee extension moving to flexion

0 = normal (knee in 4° flexion at heel strike, increasing to 15° flexion at 14% of gait cycle).

1 = knee remains in extension in early midstance, then knee flexes late, but retains control.

2 = knee remains in extension in early midstance, then knee flexes, losing control and regaining control.

3 = knee remains in extension in early midstance, then knee buckles with failure to regain control and requires use of compensatory strategies.

Score

14. Knee – terminal stance phase/pre-swing phase (heel-rise to toe-off) (sagittal plane) (lateral view) _____

0 = normal (knee flexion position in sagittal plane 35 – 45°).

1 = knee flexes < 35° or > 45°.

2 = knee flexes 35 – 45°, then extends.

3 = knee remains in full extension throughout.

15. Ankle movement (sagittal plane) (lateral view). Choose ___ A or ___ B. (Check selection).

_____ A. Ankle plantar flexion

0 = normal (from ankle neutral position at initial heel contact, moving to 10° plantarflexion before midstance, then moving to 10° dorsiflexion at heel off).

1 = normal from initial contact (with heel strike) to midstance, but in plantarflexion after midstance.

but in 1 = foot flat at initial contact, moving to slight plantarflexion before midstance, plantarflexion after midstance.

2 = foot flat at initial contact with plantarflexion to heel off.

3 = no heel contact with excessive plantarflexion to heel off.

(midstance) 3 = either heel contact or no heel contact followed by excessive and/or early plantarflexion (i.e. vaulting).

B. Ankle dorsiflexion

0 = normal (from ankle neutral position at initial heel contact, moving to 10° plantarflexion before midstance, then moving to 10° dorsiflexion at heel off).

1 = normal just prior to midstance, but > 10° dorsiflexion after midstance

2 = 15 – 20° dorsiflexion at midstance and to terminal stance (heel off).

3 = excessive ankle dorsiflexion (> 20°) throughout stance.

16. Ankle inversion (coronal plane) (front/back view) _____

0 = normal (slight inversion/supination at initial stance; then eversion/pronation until heel-off).

1 = excessive ankle inversion/supination present at initial contact.

2 = excessive ankle inversion/supination present at initial contact and at midstance.

3 = excessive ankle inversion/supination throughout stance.

Score

17. Plantarflexion during terminal stance/pre-swing (heel-rise to toe-off) (sagittal plane) (lateral view) _____

0 = normal (adequate push-off at pre-swing for moving from dorsiflexion position to 10° plantarflexion.

1 = partial/weak push-off while moving into plantarflexion at toe-off.

2 = absent/lack of plantarflexion; no push-off.

18. Toe position (sagittal plane) (lateral view) _____

0 = normal (toes in neutral position)

1 = excessive toe extension.

1 = clawing.

Swing Phase

Score

19. Trunk posture/movement (Dynamic) (sagittal plane) (lateral view)

0 = normal (static trunk alignment maintained).

1 = trunk __ flexes or __ extends (check one) < 30°.

2 = trunk __ flexes or __ extends (check one) 30° or more.

20. Trunk posture/movement (Dynamic) (coronal plane) (front/back view) _____

0 = normal (static trunk alignment maintained).

1 = trunk laterally flexes to __ right or to __ left (check one) < 30°.

2 = trunk laterally flexes to __ right or to __ left (check one) 30° or more.

21. Pelvic position (coronal plane) (front/back view) _____

0 = normal (relatively level pelvis or slightly lower on swing side).

1 = mild hip hiking.

2 = moderate to severe hip hiking.

22. Pelvic position (sagittal plane) (lateral view) _____

0 = normal (neutral position with respect to anterior or posterior tilt).

1 = anterior pelvic tilt.

1 = posterior pelvic tilt.

Score

23. Pelvic rotation as limb swings forward (transverse plane) (top view) _____
0 = normal (from 5° backward rotation at initiation of swing to 5° forward rotation by terminal swing)

- 1 = reduced pelvic rotation.
- 1 = excessive pelvic rotation.
- 2 = absent pelvic rotation.

24. Hip flexion (sagittal plane) (lateral view) _____

0 = normal (0° hip flexion at initial swing to ~ 35° at peak, then reducing to ~ 25° at terminal swing; hip neutral with respect to hip abduction/adduction).

- 1 = hip begins swing in flexion, but reaches normal peak.
- 1 = > 10°, but < 30° hip flexion peak in the sagittal plane.
- 2 = > 10°, but < 30° hip flexion peak, and with hip abduction (e.g. = circumduction).
- 2 = > 10°, but < 30° hip flexion peak, and with hip adduction (e.g. = scissoring).
- 3 = 0 to 10° hip flexion throughout swing.
- 3 = > 35° hip flexion (excessive hip flexion).

25. Hip rotation (coronal plane) (front/back view) _____

0 = normal (remains in neutral)

- 1 = abnormal, internal rotation
- 1 = abnormal, external rotation

26. Knee – initial swing (sagittal plane) (lateral view) _____

0 = normal (40 – 60° of knee flexion).

- 1 = at least 15° knee flexion, but < 40° knee flexion.
- 2 = < 15° knee flexion.
- 3 = knee never flexes.

27. Knee – midswing (sagittal plane) (lateral view)

0 = normal (60° knee flexion ± 4°.

- 1 = 45° - 55° knee flexion.
- 2 = 25° - 45° knee flexion.
- 3 = 0 to 25° knee flexion.

28. Knee – terminal swing (sagittal plane) (lateral view) _____

0 = normal (from knee flexed position to full knee extension).

- 1 = from knee flexed position, remaining in knee flexion throughout.
- 1 = from knee extension position, remaining in knee extension throughout.

Score

29. Ankle movement (sagittal plane) (lateral view) _____
0 = normal (from initial plantarflexion at terminal stance [toe-off] to neutral by midswing, then slight dorsiflexion just prior to initial contact in stance).
1 = midswing ankle neutral but no terminal swing dorsiflexion.
2 = no midswing ankle neutral and no terminal swing dorsiflexion; plantarflexion throughout.
30. Ankle inversion (coronal plane) (front/back view) _____
0 = normal (ankle remains in neutral regarding inversion/eversion).
1 = ankle in inverted position during swing.
31. Toe position (sagittal plane) (lateral view) _____
0 = normal (toes in neutral position)
1 = inadequate toe extension.
1 = clawing.

Total Score _____ / 62

Comments:

**Annexe V : Short feedback questionnaire modifié
(SFQ-M)**

Encerclez le chiffre qui correspond le mieux à votre réponse:

Partie 1:	Pas du tout				Beau coup
1- Est-ce que l'entraînement par vibrations vous a plu ?	1	2	3	4	5
2- Avez-vous réussi l'entraînement avec les vibrations ?	1	2	3	4	5
3- Vous sentiez-vous en contrôle pendant les vibrations ?	1	2	3	4	5
4- Est-ce que vous avez ressenti des illusions de mouvement ?	1	2	3	4	5
5- Est-ce que les illusions de mouvements perçues vous semblaient réalistes ?	1	2	3	4	5
6- Aimerez-vous répéter cette expérience ?	1	2	3	4	5
7- Avez-vous senti de l'inconfort pendant les vibrations ?	1	2	3	4	5
8- Avez-vous l'impression d'avoir amélioré votre marche ?	1	2	3	4	5
Partie 2:	Très facile				Très difficile
9- Est-ce que vous avez trouvé les activités difficiles?	1	2	3	4	5

Si vous avez ressenti de l'inconfort, veuillez spécifier :
