



Illusions de mouvement induites par la vibration musculo-tendineuse : exploration de nouveaux facteurs méthodologiques et mécanismes neurophysiologiques

par Lydiane Lauzier

Mémoire présenté à l'Université du Québec à Chicoutimi en vue de l'obtention du grade de Maître ès sciences (MSc) en Maîtrise en sciences cliniques et biomédicales

Québec, Canada

© Lydiane, Lauzier, 2023

RÉSUMÉ

L'accident vasculaire cérébral (AVC) est l'une des principales causes d'incapacités à travers le monde. Les survivants peuvent présenter une variété de déficiences notamment des troubles de la proprioception. Malgré leur prévalence élevée, ceux-ci sont fréquemment négligés dans la pratique clinique en réadaptation post-AVC notamment dû au manque d'outils diagnostiques et thérapeutiques. La vibration musculo-tendineuse (VMT) représente une avenue potentielle pour contrer cette lacune. L'application locale d'une VMT stimule les fuseaux neuromusculaires, qui sont les principaux mécanorécepteurs sensoriels de la proprioception, reproduisant ainsi une sensation d'étirement. En l'absence de rétroaction visuelle, l'intégration de cette information proprioceptive se traduit par une perception d'illusion de mouvement cohérente avec l'étirement perçu. Bien que cette approche soit de plus en plus étudiée, certains aspects méthodologiques et neurophysiologiques demeurent incompris. Les objectifs de ce mémoire étaient plus spécifiquement d'explorer les effets du sens de rotation du moteur vibrant sur les perceptions et d'investiguer les modifications d'excitabilité corticospinale pendant l'illusion en utilisant la stimulation magnétique transcrânienne (SMT). Pour y arriver, 20 participants en santé ont pris part à 2 séances d'expérimentation où la VMT était appliquée au niveau des tendons des muscles fléchisseurs du poignet durant des intervalles de 10 secondes. Une procédure standardisée permettant de qualifier l'illusion en termes de clarté, de direction et de vitesse/amplitude perçue a été utilisée à chaque essai. Dans un premier temps, le moteur vibrant a été appliqué selon 4 sens de rotation définis selon la position anatomique de référence : disto-proximale, proximo-distale, médio-latérale et latéro-médiale. Les résultats ont démontré que l'orientation du sens de rotation du moteur vibrant influence les perceptions d'illusions. Plus précisément, la direction latéro-médiale occasionne des illusions de mouvement complexe dans près de 25% des cas et la direction disto-proximale est celle qui permet d'induire le plus souvent l'illusion d'extension du poignet qui est attendue. Cela s'expliquerait par l'anatomie des structures sous-jacentes à la VMT, percutant certains tendons de façon préférentielle et donc induisant des illusions de mouvements variables. Dans un deuxième temps, la SMT a été appliquée à 4 moments différents : sans VMT puis à la 1^{re}, 5^e et 10^e seconde pendant l'administration de VMT. Les données d'électromyographie ont été enregistrées sur le muscle non vibré, c'est-à-dire celui concerné par le mouvement illusoire. Les données neurophysiologiques obtenues ont révélé une modulation d'excitabilité corticospinale à travers le temps. Une baisse d'excitabilité a été observée à la 1^{re} seconde suivie par une augmentation graduelle à la 5^e et 10^e seconde. Cette variation serait reliée à la perception d'illusion qui apparaît progressivement et qui module l'activité corticospinale à la hausse. Avant d'envisager un transfert clinique de la VMT, ce projet a démontré l'importance de bien contrôler certains aspects méthodologiques qui peuvent influencer les illusions. D'autres études devraient être réalisées pour mieux documenter les mécanismes neurophysiologiques derrière celles-ci et pour étudier les effets cliniques d'une intervention de VMT chez une population post-AVC.

TABLE DES MATIÈRES

RÉSUMÉ.....	i
TABLE DES MATIÈRES.....	ii
LISTE DES TABLEAUX.....	v
LISTE DES FIGURES.....	vi
LISTE DES ABRÉVIATIONS.....	vii
REMERCIEMENTS.....	viii
AVANT-PROPOS.....	ix
CHAPITRE 1 – INTRODUCTION.....	1
1.1. L'accident vasculaire cérébral.....	1
1.1.1. Définition et épidémiologie de l'AVC.....	1
1.1.2. Physiopathologie de l'AVC.....	2
1.1.3. Conséquences de l'AVC.....	4
1.1.4. Prise en charge en réadaptation post-AVC.....	7
1.2. La proprioception.....	9
1.2.1. Définition.....	9
1.2.2. Concepts neurophysiologiques.....	9
1.2.3. Évaluation et traitement des troubles proprioceptifs.....	10
1.3. La vibration mécanique tendineuse (VMT).....	12
1.3.1. Protocoles et paramètres de vibration.....	12
1.3.2. Effets de la VMT sur le système nerveux central et périphérique.....	15
1.3.3. Utilisation de la VMT comme modalité d'évaluation sensorimotrice.....	16
1.3.4. Utilisation de la VMT comme modalité d'intervention.....	17
1.3.5. Précautions.....	18
1.4. La stimulation magnétique transcrânienne (SMT).....	18
1.4.1. Principes neurophysiologiques de la SMT à simple stimulation.....	19
1.4.2. Détermination de la région corticale stimulée (hot spot).....	20
1.4.3. Mesures obtenues par la SMT.....	21
1.5. Effets de la VMT sur les mesures de SMT.....	22
1.5.1. Effets sur les mesures de SMT en absence d'illusion.....	22
1.5.2. Effets sur les mesures de SMT en présence d'illusion.....	23
1.5.3. Maintien des effets observés.....	24
CHAPITRE 2 – PROBLÉMATIQUE DE RECHERCHE.....	25
2.1. Problématique.....	25
2.2. Objectifs principaux.....	25
2.3. Hypothèses de recherche.....	26
CHAPITRE 3 – MÉTHODOLOGIE GÉNÉRALE.....	27
3.1. Approbation éthique et consentement.....	27
3.2. Recrutement et échantillon.....	27

3.3.	Méthodologie	28
3.3.1.	Équipements et positionnement.....	28
3.3.2.	Questionnaires.....	30
3.3.3.	Mesures cliniques	30
3.4.	Protocole expérimental.....	32
3.4.1.	Procédure SKIP	32
3.4.2.	Première séance d'expérimentation (article 1).....	32
3.4.3.	Deuxième séance d'expérimentation (article 2).....	33
3.5.	Analyses statistiques	34
<i>CHAPITRE 4 – ARTICLE #1</i>		<i>36</i>
4.1.	Résumé	37
4.2.	Abstract.....	38
4.3.	Introduction	39
4.4.	Materials and methods	40
4.4.1.	Participants	40
4.4.2.	Experimental procedure	42
4.4.3.	Data analysis.....	44
4.5.	Results.....	45
4.5.1.	Effects of rotational orientation on kinesthetic illusions.....	45
4.5.2.	Effects of manual dominance.....	47
4.6.	Discussion	48
4.7.	References	50
<i>CHAPITRE 5 – ARTICLE #2</i>		<i>53</i>
5.1.	Résumé	54
5.2.	Abstract.....	56
5.3.	Introduction	57
5.4.	Materials and methods	58
5.4.1.	Participants	58
5.4.2.	Experimental procedure.....	58
5.4.3.	Vibration procedure.....	60
5.4.4.	TMS procedure	60
5.4.5.	Data reduction and statistical analysis.....	61
5.5.	Results.....	62
5.5.1.	Effect of VIB on corticospinal excitability.....	62
5.5.2.	Effect of handedness	62
5.6.	Discussion	64
5.6.1.	Effect of VIB on corticospinal excitability.....	64
5.6.2.	Effect of handedness	67
5.6.3.	Study limitations and future considerations.....	68
5.7.	Conclusion.....	69
5.8.	References	69
<i>CHAPITRE 6 – DISCUSSION GÉNÉRALE</i>		<i>72</i>

6.1.	Illusions de mouvement induites par la VMT	72
6.1.1.	Aspects méthodologiques de la VMT.....	72
6.1.2.	Effets des illusions de mouvement sur les mesures de SMT.....	74
6.2.	Autres modalités pour induire une illusion de mouvement	75
6.3.	Particularités reliées à la dominance manuelle dans le traitement de l'information proprioceptive	77
6.3.1.	Différences en termes de perception des illusions.....	77
6.3.2.	Différences en termes d'activation corticale lors des illusions	78
6.4.	Forces et limitations du projet.....	79
6.5.	Perspectives et considérations futures	80
	<i>CONCLUSION</i>	83
	<i>BIBLIOGRAPHIE</i>	84
	<i>ANNEXES</i>	92
	Annexe 1 : Questionnaire d'informations du participant	92
	Annexe 2 : Questionnaire mondial sur la pratique d'activités physiques (GPAQ).....	93
	Annexe 3 : Questionnaire de latéralité manuelle Edinburgh (EHI)	95
	Annexe 4 : Nottingham Assessment Scale (Kinesthetic Sensations section)	96
	Annexe 5 : Grille cotation du Standardized Kinesthetic Illusion Procedure (SKIP)	97
	Annexe 6 : Certification éthique.....	98

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1. Portrait des déficits somatosensoriels au membre supérieur.....	6
Tableau 2. Critères d'inclusion et d'exclusion	27
Tableau 3. Caractéristiques générales de l'échantillon étudié	28
Tableau 4. Résumé des variables étudiées par article	34

LISTE DES FIGURES

Figure 1. Fonctions du cerveau selon quelques régions anatomiques.	5
Figure 2. Homunculus moteur	20
Figure 3. Moteur vibrant de l'appareil développé	30
Figure 4. Position anatomique de référence	33

LISTE DES ABRÉVIATIONS

ANOVA	Analyse de la variance (de l'anglais <i>analysis of variance</i>)
AVC	Accident vasculaire cérébral
CER	Comité d'Éthique de la Recherche de l'UQAC
EMG	Électromyographie
EHI	Échelle de latéralité manuelle d'Edinburgh (en anglais <i>Edinburgh Handedness Inventory</i>)
EVA (VAS)	Échelle visuelle analogue (en anglais <i>Visual analog scale</i>)
FNM	Fuseau neuromusculaire
GPAQ	Questionnaire mondial sur la pratique d'activités physiques (de l'anglais <i>Global Physical Activity Questionnaire</i>)
M1	Cortex moteur primaire
MEP	Potentiel moteur évoqué (de l'anglais <i>motor evoked potential</i>)
MT	Seuil moteur (de l'anglais <i>motor threshold</i>)
ms	Millisecondes
rMT	Seuil moteur au repos (de l'anglais <i>resting motor threshold</i>)
RVA	Réponse vibratoire antagoniste
rSMT	Stimulation magnétique transcrânienne répétitive
SMT	Stimulation magnétique transcrânienne
VMT	Vibration musculo-tendineuse
%MSO	Pourcentage maximal du stimulateur (de l'anglais <i>maximal stimulator output</i>)
μV	Microvolt

REMERCIEMENTS

Ce projet de maîtrise est le résultat de près de 2 ans et demi de travail et de lecture. Je tiens d'abord à souligner l'aide et le support de plusieurs personnes, sans qui je n'aurais pu y arriver.

J'aimerais d'abord remercier mon directeur de maîtrise Pr Louis-David Beaulieu pour le partage de son expertise et de ses compétences depuis déjà plusieurs années. Merci de m'avoir convaincu à poursuivre mes études à la maîtrise et de me transférer ta passion pour la recherche. Merci de ta confiance et de m'avoir permis de m'impliquer dans plusieurs autres projets qui enrichissent mon parcours académique et professionnel.

Ensuite, je tiens à remercier mes co-directeurs Pr François Nougrou et Pr Jacques Abboud pour m'avoir partagé des connaissances qui sortent de ma zone de confort et pour vos rétroactions notamment dans la rédaction des articles.

Je dois également souligner l'aide précieuse que j'ai reçue de certaines de mes collègues, Marie-Pier et Laurence, dans mes collectes de données. Merci aussi à Émilie, ma partenaire de maîtrise, d'avoir été présente dans mon parcours à titre de support moral et de motivatrice dans nos périodes de rédaction.

Merci à *l'Ordre Professionnel de la Physiothérapie* et au *Réseau de Recherche en Adaptation-Réadaptation*. Grâce aux bourses que j'ai obtenues, il m'a été possible de mener à terme mon projet et de me libérer de mon travail de physiothérapeute.

Pour terminer, un merci tout spécial à ma famille et plus particulièrement à mon conjoint William pour m'avoir encouragé, d'avoir été compréhensif dans les moments où j'étais moins disponible ainsi que de me supporter dans la réalisation de mes objectifs et projets.

AVANT-PROPOS

Ce mémoire est le fruit du travail de mon projet de maîtrise effectué sous la supervision de Pr Louis-David Beaulieu (Université du Québec à Chicoutimi - UQAC) et la co-direction de Pr François Nougrou (Université du Québec à Trois-Rivières - UQTR) et Jacques Abboud (UQTR). Ce projet s'intéresse au développement d'une nouvelle approche diagnostique et thérapeutique dans la prise en charge d'individus présentant des troubles proprioceptifs à la suite d'un accident vasculaire cérébral (AVC). Mes intérêts en recherche et en clinique sont principalement orientés vers les patients présentant des déficits neurologiques, dont la clientèle post-AVC. Il est à noter que ce projet a été réalisé auprès d'une population saine pour répondre adéquatement à certaines problématiques de recherche. Il a été inspiré par la clientèle AVC considérant qu'il y a de plus en plus d'études qui se sont intéressés à l'utilisation de la vibration musculo-tendineuse chez cette population. Le chapitre 1 (introduction) permettra de mieux comprendre les théories et les principes neurophysiologiques derrière l'utilisation des différentes modalités de neurostimulation utilisées pour mon projet de maîtrise. Les prochains chapitres aborderont les problématiques reliées aux objectifs des études (chapitre 2) et présenteront la méthodologie générale (chapitre 3). Les résultats seront présentés dans 2 articles scientifiques (chapitres 4 et 5) qui ont été rédigés et soumis dans des revues s'intéressant à ces thématiques. Je terminerai avec une discussion générale (chapitre 6) afin de présenter les liens entre les articles du mémoire et les perspectives futures.

Dans le cadre de ce projet, j'ai réalisé l'ensemble des collectes et des analyses des données puis j'ai également rédigé les manuscrits originaux des 2 articles présentés dans ce mémoire. Le but principal de ce projet était d'explorer l'impact de différents aspects méthodologiques sur les perceptions et d'améliorer les connaissances sur la compréhension des mécanismes neurophysiologiques derrière les illusions de mouvement.

CHAPITRE 1 – INTRODUCTION

1.1. L'accident vasculaire cérébral

1.1.1. Définition et épidémiologie de l'AVC

Selon la Fondation des maladies du cœur et de l'AVC du Canada, l'accident vasculaire cérébral (AVC) se produit lorsqu'une section du cerveau est privée de son apport sanguin normal. Ce phénomène occasionne des dommages aux cellules neuronales avoisinantes secondaires à la diminution ou à l'arrêt de leur oxygénation. En fonction de la durée de cette perturbation du flux sanguin et de la physiopathologie, les séquelles qui se manifestent chez l'individu varieront. Celles-ci sont également dépendantes de la région du cerveau touchée par le phénomène d'hypoxie (Coeur et AVC Canada, 2022).

Au Canada, l'AVC représente la 3^e cause de décès et l'une des principales causes d'incapacités avec une incidence de plus de 50 000 nouveaux cas par année (Cotoi & Teasell, 2018). Ce nombre tendra à augmenter au fil des décennies considérant l'accroissement et le vieillissement de la population. Le nombre de survivants à la suite d'un AVC est en hausse depuis les 20 dernières années démontrant ainsi une réduction du taux de mortalité. Ceci témoigne bien de l'évolution de la science et des technologies médicales au fil du temps. Néanmoins, la hausse importante du nombre de survivants engendre d'autres enjeux dans notre société. Le nombre d'individus qui vivent avec des séquelles autant psychologiques que physiques tend à augmenter, ce qui nécessitera davantage de prises en charge clinique par des professionnels de la santé. À titre d'exemple, le nombre est passé de 526 200 survivants en 2003-2004 à 741 800 survivants en 2012-2013 (Gouvernement of Canada, 2019).

Il existe certains facteurs de risque face à l'AVC qui sont considérés comme étant non modifiables. Cela comprend entre autres le sexe, l'âge, les antécédents familiaux et personnels. En effet, le portrait épidémiologique n'est pas le même selon le sexe biologique et selon le groupe d'âge. L'incidence est plus grande chez les hommes que les femmes, et ce, seulement avant l'âge de 80

ans (les statistiques s'inversent par la suite). Les femmes présentent également des déficiences plus importantes suite à un AVC et ont ainsi des impacts fonctionnels sur le long terme (Canada, 2023). La plus grande espérance de vie chez la femme pourrait également contribuer à expliquer la sur-représentation de celles-ci dans la population qui vit avec des déficits fonctionnels post-AVC (Gouvernement of Canada, 2019). Le risque de subir un AVC double au-delà de 55 ans et en présence d'antécédents familiaux d'AVC, autant pour les hommes que pour les femmes (Béjot et al., 2009). Les facteurs de risque modifiables, donc réversibles, sont quant à eux davantage reliés à des habitudes de vie. La consommation d'alcool ou de tabac, l'hypertension artérielle et le diabète de type 2 multiplient de 2 à 4 fois le risque de subir un AVC (Béjot et al., 2009). La prise de contraceptif oral représente également un facteur de risque, affectant inégalement les femmes (Béjot et al., 2009).

1.1.2. Physiopathologie de l'AVC

L'AVC peut se classer et se caractériser selon trois grandes catégories :

1. Accident cérébral transitoire (ACT) : L'ACT se produit lorsqu'un thrombus obstrue temporairement un vaisseau sanguin à l'intérieur du cerveau. Les symptômes sont généralement transitoires et se résorbent en moins d'une heure (Coeur et AVC Canada, 2022). L'ACT se produit dans 1,19/1000 cas par année et peut être un signe précurseur de survenue d'un futur AVC potentiellement plus grave principalement dans les 18 mois suivants l'évènement (Lioutas et al., 2021).
2. Accident cérébral ischémique : L'AVC ischémique survient lorsqu'un thrombus provoque l'occlusion d'un vaisseau sanguin. Ce type d'AVC se produit dans 87% des cas (Centers of Disease Control and Prevention, 2022). Ainsi, celui-ci sera utilisé à titre de référence pour la plupart des sections subséquentes. Il existe deux causes principales à l'AVC ischémique. L'évènement peut survenir à la suite de la formation d'un thrombus local en lien avec le phénomène d'artériosclérose. Cela signifie que des dépôts adipeux s'accumulent sur la paroi vasculaire faisant ainsi diminuer l'espace pour la circulation sanguine et finissent par l'obstruer (Coeur et AVC Canada, 2022; Legare et al., 2013). L'AVC ischémique peut être

secondaire à une embolie, c'est-à-dire à un caillot qui s'est détaché d'un site lointain et qui va se loger dans une artère cérébrale de faible diamètre (Legare et al., 2013).

3. Accident cérébral hémorragique : L'AVC hémorragique se produit après la rupture d'une artère cérébrale, entraînant ainsi une augmentation de la pression intracrânienne secondaire à l'accumulation de sang et qui endommage les cellules neuronales à proximité. Le site d'hémorragie peut être intracérébral, mais également subarachnoïdien. Ce dernier est moins fréquent (<15%) et a lieu entre le cerveau et les méninges, qui agissent à titre de barrière protectrice pour le cerveau (Centers of Disease Control and Prevention, 2022).

Dès la survenue de l'AVC, un déséquilibre de l'excitabilité du cerveau se produit entre les niveaux de glutamate (neurotransmetteur exciteur) et le GABA (neurotransmetteur inhibiteur). L'ischémie occasionne une augmentation dans la libération du glutamate combinée à une diminution de GABA, engendrant une neurotoxicité qui est à l'origine de la mort des cellules neuronales (Cramer, 2008; Platz, 2021). Plusieurs phénomènes cellulaires se produisent en réponse à cela afin d'engager le processus de récupération, notamment l'infiltration de cellules immunitaires, l'augmentation des facteurs inflammatoires et l'augmentation des facteurs de croissance (Cramer, 2008; Platz, 2021). L'évolution après un AVC variera selon l'ampleur de la région privée d'un apport sanguin approprié, la durée de cette perturbation ainsi que les zones corticales impliquées. Deux grands mécanismes sont impliqués dans la récupération. Tout d'abord, à court terme, une récupération locale a lieu dans la zone de pénombre ischémique, qui correspond à la région touchée par le manque d'apport en oxygène, occasionnant des dommages et des dysfonctionnements neuronaux qui seront potentiellement réversibles. Les tissus environnants subissent un phénomène appelé diaschisis qui comprend notamment une diminution du métabolisme, de la vascularisation et de la neurotransmission (Cramer, 2008; Wieloch & Nikolich, 2006). Il se produit une récupération spontanée dans les heures voire les jours qui suivent l'AVC relié à différents processus de réparation cellulaires incluant le renversement du diaschisis, la germination axonale, les ramifications dendritiques et la synaptogenèse (Platz, 2021; Wieloch & Nikolich, 2006). En plus, la résorption graduelle de l'œdème intracrânien contribue à la récupération observée au stade aigu (Wieloch &

Nikolich, 2006). À plus long terme, la réorganisation ou plasticité au niveau du système nerveux central (SNC) contribuera significativement à la récupération fonctionnelle chez l'individu. Ces mécanismes de réorganisation cérébrale permettent de remodeler ou de créer des connexions fonctionnelles entre les neurones et de mettre à profit la contribution de celles avoisinantes (Wieloch & Nikolich, 2006). Cela se produit d'emblée dans l'hémisphère cérébral lésé, mais également dans celui controlatéral (Teasell & Hussein, 2018a). Ainsi, la récupération est un processus évolutif qui se fait graduellement au fil des jours et même des mois suivants l'AVC.

1.1.3. Conséquences de l'AVC

Les conséquences cliniques de l'AVC vont grandement varier en fonction de la localisation de la lésion qui est secondaire à l'atteinte d'une artère du cerveau (ex. : aires cérébrales, lobes, région corticale/sous-corticale). La figure 1 ci-dessous illustre certains exemples de fonctions cérébrales qui sont pris en charge par différentes régions du cerveau. On retrouve entre autres les déficits suivants : troubles moteurs (ex. : hémiparésie/hémiplégie, tremblements), troubles sensitifs (ex. : anesthésie/dyesthésie), troubles perceptuels (ex. : hémignégligence), troubles visuels (ex. : hémianopsie homonyme, diplopie), troubles cognitifs (ex. : confusion, désorientation) et autres troubles (ex. : incontinence, vertige, apraxie). Les symptômes cliniques d'ordre moteur et sensoriel vont généralement être observés du côté controlatéral à la lésion cérébrale. Il existe également certaines particularités en lien avec l'hémisphère atteint, puisque chacun d'eux a des spécialisations bien distinctes. L'hémisphère droit est principalement impliqué dans l'initiation volontaire, la planification motrice et la représentation spatiale du corps. Tandis que l'hémisphère gauche est responsable de l'apprentissage et du langage (Teasell & Hussein, 2018b).

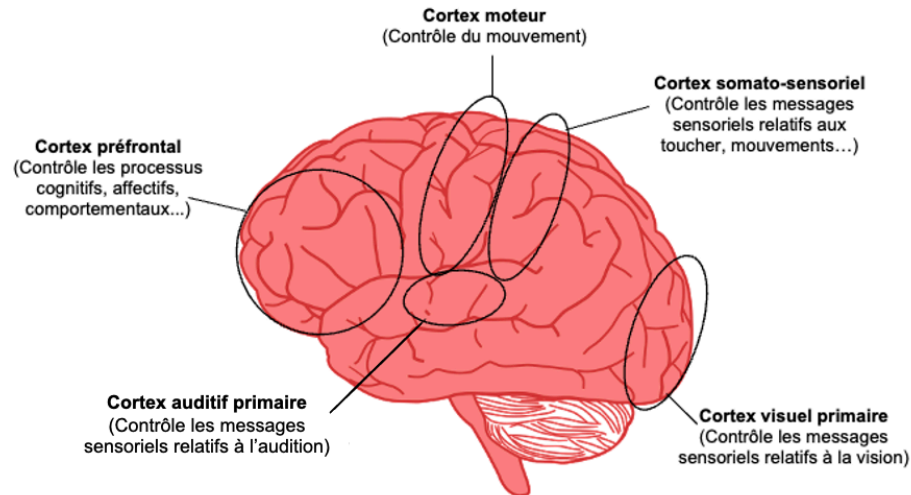


Figure 1. Fonctions du cerveau selon quelques régions anatomiques.

Adaptée de : <https://publicdomainvectors.org/fr/gratuitement-des-vecteurs/Vecteur-dessin-de-vue-latérale-du-cerveau-humain-en-rouge/21873.html>

Le présent projet de recherche s'est penché spécifiquement sur les atteintes sensorielles et motrices puisqu'en réadaptation physique, ce sont les principales atteintes sur lesquelles les professionnels en réadaptation auront un impact. L'étude de Connell et al. (2008) s'est intéressé à dresser un portrait des déficits sensorimoteurs (sensorielles et moteurs) dans les 6 premiers mois post-AVC sur un échantillon de 70 individus. Les résultats sont variables en fonction des régions du corps et de la sévérité de l'atteinte. Pour ce qui est des déficits qui touchent le membre supérieur, le tableau 1 indique la présence d'une altération et/ou l'absence de l'habileté sensorielle ou proprioceptive (voir section 1.2 pour la définition) selon différentes catégories et localisations. Il est possible d'observer que certaines modalités sensorielles semblent davantage perturbées que d'autres en fonction de l'articulation concernée. Les troubles de la proprioception sont plus fréquents au niveau du poignet et de la main dans près de 20% des cas, alors que la stéréognosie, c'est-à-dire la capacité à reconnaître quelque chose par le toucher, est davantage altérée au niveau proximal du membre supérieur dans environ 50% des cas (Connell et al., 2008).

Tableau 1. Portrait des déficits somatosensoriels au membre supérieur

Sens touchés	Épaule	Coude	Poignet	Main
Toucher léger	31%	35%	35%	35%
Température	39%	35%	42%	45%
Piqûre	43%	45%	47%	47%
Pression	23%	27%	28%	27%
Localisation tactile	29%	46%	53%	43%
Proprioception*	10%	10%	21%	23%
Stéréognosie	47%	58%	32%	41%

Source: Connell, L. A., Lincoln, N. B., & Radford, K. A. (2008). Somatosensory impairment after stroke: frequency of different deficits and their recovery. *Clinical rehabilitation*, 22(8), 758-767.

dans le cas de la proprioception, on inclut seulement l'absence de proprioception

En termes de récupération de ces différentes composantes sensorimotrices post-AVC, des améliorations significatives ont été démontrées au niveau de la sensation tactile au membre supérieur, de la stéréognosie et de la proprioception. La récupération se produit principalement dans les 4 premiers mois sauf pour la proprioception qui peut prendre jusqu'à 6 mois. Tous les aspects sensorimoteurs sont grandement influencés par la sévérité de l'AVC. Ainsi, le plus grand prédicteur de la récupération est le niveau d'habileté sensorimotrice et proprioceptive directement à la suite de l'AVC (Connell et al., 2008).

Au niveau moteur, les individus ayant eu un AVC présentent différentes déficiences qui impacteront le fonctionnement au quotidien. Dans un premier temps, la spasticité est une déficience qui touche plus du tiers des survivants post-AVC (Kuo & Hu, 2018; Platz, 2021). La spasticité se définit comme étant une augmentation anormale du tonus musculaire dépendante de la vitesse du mouvement, caractérisée par une exagération du réflexe d'étirement normal (Kuo & Hu, 2018). Ce phénomène est plus souvent objectivé au niveau du membre supérieur et touche de façon préférentielle les groupes musculaires fléchisseurs (Kuo & Hu, 2018). Selon l'ouvrage de référence « *Physical Rehabilitation* » (O'Sullivan et al., 2014), plus de 80% des personnes qui ont subi un AVC vont expérimenter de la parésie dans leur membre. Cela se présente principalement comme une diminution de la force musculaire et de l'initiation du mouvement qui limite la personne dans l'exécution de sa mobilité volontaire dans l'hémicorps controlatéral à la lésion. Dans certains cas plus sévères, aucun mouvement volontaire n'est possible, ce qu'on appelle une plégie. Les individus

présentent aussi une diminution du contrôle moteur post-AVC qui se traduit par une perturbation dans la stabilité et la fluidité de leurs mouvements du membre supérieur ainsi qu'une diminution de la vitesse de ceux-ci lorsqu'on les compare avec des individus sains (Conrad et al., 2011). Ceux-ci ont davantage de difficulté à freiner et à stabiliser l'articulation en fin de mouvement. En effet, les individus post-AVC ont un plus haut niveau d'activité musculaire au niveau de l'ensemble des grands groupes musculaires du membre supérieur lorsqu'ils doivent effectuer un mouvement en distal, c'est-à-dire à distance de leur corps. Ils vont également avoir tendance à déployer plus de force de préhension et à avoir une diminution de l'habileté à ajuster cette force dans des conditions de mouvement instable (Conrad et al., 2015). Les conséquences motrices de l'AVC occasionnent donc une diminution de la qualité et de la capacité à générer le mouvement pouvant ainsi avoir un impact fonctionnel négatif dans la réalisation des tâches de la vie quotidienne et domestique.

1.1.4. Prise en charge en réadaptation post-AVC

La réadaptation post-AVC se définit comme étant un processus progressif, dynamique et axé sur des objectifs qui vise à permettre au patient d'atteindre son fonctionnement optimal sur les plans physique, cognitif, émotionnel, communicatif et social (Teasell et al., 2019). La prise en charge d'un patient à la suite d'un AVC peut être complexe et implique généralement une équipe multidisciplinaire comprenant entre autres médecin, physiothérapeute, ergothérapeute, travailleur social, orthophoniste, infirmier ou neuropsychologue ainsi que le patient lui-même et son entourage.

Selon le *Ministère de la Santé et des Services Sociaux du Québec*, la réadaptation post-AVC se produit selon un continuum divisé en 3 grandes phases (Ministère de la Santé et des Services Sociaux, 2017) :

1. Phase aigüe (Jour 1 à 7) : Le patient est hospitalisé et les professionnels de la santé se chargent d'évaluer les déficits fonctionnels ainsi que leur gravité pour mieux prévoir l'évolution et l'orientation du patient. La réadaptation précoce est débutée, mais avec des objectifs bien précis, notamment la gestion de la douleur, la mobilisation précoce et la prévention du déconditionnement.

2. Phase subaiguë (Jour 8 à 90) : Le patient poursuit sa réadaptation fonctionnelle en unité de réadaptation fonctionnelle intensive, en externe ou à domicile. Cela dépendra de l'ampleur des déficits et également du potentiel de récupération du patient. Les professionnels travailleront afin que l'usager retrouve son niveau fonctionnel optimal et pourront envisager des modalités compensatoires si les déficits sont irréversibles.
3. Phase chronique (Jour 90 et plus) : Les interventions vont viser à assurer une bonne qualité de vie et un maintien des capacités fonctionnelles acquises lors des phases précédentes. Les suivis sont la plupart du temps assurés en externe ou par le soutien à domicile. Dans certains cas, le retour à domicile ne peut être envisagé et le patient doit être relocalisé dans une ressource ou un autre milieu de vie, où il aura les services nécessaires pour la gestion médicale et de sa sécurité.

Les 3 premiers mois sont décisifs en matière de réadaptation fonctionnelle; c'est lors de cette période qu'il sera possible d'atteindre le maximum des gains. Par contre, il est tout de même possible d'anticiper des améliorations sur le plan fonctionnel entre 6 mois et 3 ans post-AVC (Teasell & Hussein, 2018a). Plusieurs éléments sont à prendre en compte dans l'élaboration du pronostic notamment l'âge, le type d'AVC, la localisation de l'AVC, les comorbidités et les antécédents de santé du patient. La réadaptation post-AVC repose sur 2 grandes approches soient : la récupération fonctionnelle ou l'adaptation (Teasell & Hussein, 2018a). Les cliniciens peuvent avoir recours à diverses modalités de traitement en fonction des déficits observés tels que la stimulation sensorielle (Conforto et al., 2021), l'entraînement en endurance aérobie et musculaire (Marzolini et al., 2018), la thérapie miroir (Zeng et al., 2018), la stimulation électrique fonctionnelle (Eraifej et al., 2017) ainsi que l'imagerie mentale (Timmermans et al., 2013). La stimulation sensorielle peut être faite par exemple via les mouvements passifs, l'acupuncture, l'entraînement de discrimination sensorielle et la stimulation nerveuse (Teasell & Hussein, 2018a; Teasell et al., 2019). L'intensité des thérapies (durée et fréquence) représente un facteur primordial dans la prédiction de la récupération fonctionnelle. Pour obtenir des résultats optimaux, il faudrait cibler une certaine quantité de répétitions

spécifiques à la tâche. Il faudrait minimalement cibler 30 à 60 minutes de réadaptation de 5 à 7 jours par semaine pour obtenir des gains significatifs (Pollock et al., 2014).

1.2. La proprioception

La section suivante décrira en quoi consiste la proprioception ainsi que les grands principes de prise en charge des troubles de cette fonction. La plupart des concepts mentionnés dans les sous-sections suivantes ont été tirés du livre de référence « *Physical Rehabilitation* » (O'Sullivan et al., 2014).

1.2.1. Définition

La proprioception réfère au sens conscient et inconscient du corps et des membres dans l'environnement. Il existe plusieurs propriétés distinctives notamment le sens du mouvement et le sens de la position (Aman et al., 2014). Le sens du mouvement réfère à la capacité à percevoir l'amplitude et la direction du mouvement exécuté par l'articulation concernée, alors que le sens de position permet de connaître la position articulaire lorsque le membre est statique (O'Sullivan et al., 2014). Selon Aman et al. (2004), la proprioception peut être perturbée par la survenue d'un AVC et dans certaines pathologies qui affectent le système nerveux (ex. : dystonie, paralysie cérébrale, scléroses en plaques, etc.) ou le système musculosquelettique (ex. : cervicalgie chronique, rupture ligamentaire, etc.).

1.2.2. Concepts neurophysiologiques

Des mécanorécepteurs retrouvés dans plusieurs tissus du corps humain contribuent à la proprioception en acheminant les informations vers le SNC qui les interprétera par la suite (Gilman, 2002). Le signal afférent ou d'afférence provient de récepteurs qui sont situés localement au niveau du muscle squelettique ou dans les tissus avoisinants (ex. : peau, tendons, ligaments, capsules articulaires). Ces récepteurs sensoriels se retrouvent plus spécifiquement dans les terminaisons nerveuses périphériques d'un nerf sensitif (Reaei & Saghadzadeh, 2019). Ils sont divisés en 3 grandes catégories, qui ont chacun des champs de spécialisation distincts en fonction du type de stimulus sensoriels : (i) récepteurs superficiels, (ii) récepteurs profonds et (iii) récepteurs combinés (superficiels et profonds). Les récepteurs profonds sont quant à eux les principaux responsables de

la proprioception et de la perception de la vibration. Au niveau du muscle squelettique, les mécanorécepteurs impliqués sont les fuseaux neuromusculaires (FNM), les organes tendineux de Golgi, les corpuscules de Pacini et les terminaisons libres. Les FNM ont une contribution particulièrement importante dans la proprioception. Ceux-ci reçoivent des informations relatives aux changements de longueur du muscle (fibres Ia et II), mais également de la vitesse à laquelle ceux-ci ont lieu (fibres Ia). Ces fibres Ia sont de large diamètre et ont une vitesse de conduction nerveuse rapide (Noback, 2005). Les organes tendineux de Golgi sont localisés dans le tendon distal et reçoivent des informations liées aux changements de tension dans le muscle. Ces mécanorécepteurs agissent également dans la prévention de dommages structurels qui pourraient se produire lors de mouvements d'amplitudes «extrêmes» en contribuant au processus d'inhibition du muscle agoniste et de facilitation de l'antagoniste. Certains récepteurs cutanés, comme les corpuscules de Ruffini et de Pacini, sont impliqués dans le sens de position. En effet, les terminaisons de Ruffini situées dans la couche profonde du derme vont répondre aux déformations de la peau qui sont induites lors du mouvement d'un membre. Les corpuscules de Pacini, par leur localisation au niveau des tendons et des tissus mous périarticulaires, sont également concernés par les mouvements articulaires. Ces derniers sont aussi responsables de la perception de la vibration (O'Sullivan et al., 2014). La transmission du signal afférent en provenance des différents mécanorécepteurs proprioceptifs se fait vers la moelle épinière au niveau segmentaire concerné par celui-ci. L'information sensorielle décusse vers le côté controlatéral dans la moelle épinière et est ensuite transmise via la voie lemniscale médiale dans la racine dorsale par des fibres nerveuses myélinisées de large diamètre. Celle-ci sera intégrée au niveau du cortex somatosensoriel (voir figure 1) et donnera lieu à la réponse motrice ou perceptuelle adéquate en fonction de l'information reçue (O'Sullivan et al., 2014).

1.2.3. Évaluation et traitement des troubles proprioceptifs

L'évaluation des différentes composantes de la proprioception peut être réalisée par un professionnel de la santé en médecine ou en réadaptation (ex. : physiothérapeute ou ergothérapeute). Pour débiter, la vision des patients est obstruée pour la plupart des tests cliniques. Il est également recommandé de minimiser les stimulations tactiles par l'examineur lors de l'évaluation. Pour

évaluer le sens du mouvement, l'examineur mobilisera passivement l'articulation testée dans différentes amplitudes de mouvement. Le patient devra par la suite indiquer la direction du mouvement (ex. : flexion, extension, abduction) ainsi qu'une approximation de l'amplitude de ce mouvement soit en le décrivant verbalement ou en le reproduisant avec le membre controlatéral à celui testé (O'Sullivan et al., 2014). Le principe d'évaluation pour le sens de position est semblable au processus mentionné précédemment, cependant le membre testé sera maintenu dans une position statique (O'Sullivan et al., 2014). Pour ce qui est de la perception de la vibration, le diapason de 128 Hz est utilisé sur une proéminence osseuse. Il existe plusieurs variantes de protocoles d'évaluation clinique de cette composante. Il est possible de chronométrer le temps durant lequel le patient perçoit la vibration ou de faire plusieurs essais avec et sans stimulation vibratoire et de lui demander d'indiquer à l'examineur lorsqu'il perçoit ou non une stimulation (Gilman, 2002; O'Sullivan et al., 2014; Prabhakar et al., 2019). Certains tests cliniques ont été standardisés et validés avec diverses populations pathologiques tels que le *Nottingham Assessment Scale* (Lincoln et al., 1998). D'autres modalités d'évaluation spécialisées peuvent être utilisées, plus particulièrement dans le monde de la recherche. Il est possible de combiner l'usage d'équipements technologiques et d'une stimulation proprioceptive périphérique comme la vibration tendineuse (Siggelkow et al., 2002) ou la stimulation électrique (Christova et al., 2010). Les équipements pour évaluer l'intégration de l'information proprioceptive au niveau du SNC comprennent notamment l'imagerie fonctionnelle (Romaiguere et al., 2003) ou des techniques de stimulation du cortex moteur primaire (Lapole et al., 2012; Tarlaci et al., 2010).

Dans la pratique clinique, le traitement des troubles proprioceptifs est réalisé selon 2 grandes approches (intégrative ou compensatoire), dont le choix variera en fonction du diagnostic et du pronostic du patient. L'approche d'intégration sensorielle vise à stimuler la sensation altérée chez le patient en lui offrant des rétroactions. Cela permet d'optimiser les processus d'intégration sensorielle au niveau du SNC par la répétition de stimulations. L'approche compensatoire met l'accent sur l'éducation et la compensation de déficits qui sont irréversibles, le tout dans le but d'assurer une protection et une sécurité pour le patient (ex. : port d'une attelle au membre supérieur, vérification de

l'état de la peau ou de la température, etc.). En réadaptation des troubles sensoriels post-AVC, différentes interventions peuvent être utilisées par le clinicien. Les modalités de réentraînement sensoriel comprennent la thérapie miroir, les mouvements bilatéraux, les tâches répétées, les méthodes de compression ou la stimulation électrique. Les traitements qui ciblent l'intégration sensorimotrice vont mettre l'accent sur la normalisation du tonus, l'utilisation de surstimulation sensorielle et la pratique dans des activités fonctionnelles (O'Sullivan et al., 2014). Par contre, le choix des paramètres de l'intervention (fréquence, intensité, durée) demeure arbitraire ou est principalement basé sur les expériences antérieures du clinicien avec la modalité de traitement.

1.3. La vibration mécanique tendineuse (VMT)

La vibration mécanique tendineuse ou musculo-tendineuse (VMT) est une technique de stimulation périphérique de plus en plus étudiée. Cette méthode permettrait d'évaluer la fonction proprioceptive et pourrait servir de modalité de traitement des déficiences sensorimotrices, puisqu'elle a le potentiel d'induire des changements au niveau du SNC et du système nerveux périphérique. La VMT active différents mécanorécepteurs au niveau local, dont les FNM (Roll & Vedel, 1982) Elle peut dans certains cas engendrer une illusion de mouvement en provoquant une sensation d'étirement du muscle, ce qui crée un mouvement illusoire cohérent à l'étirement perçu en absence de rétroaction visuelle (Dilena et al., 2019; Roll & Vedel, 1982). Les sections suivantes décriront globalement les effets observés sur le système nerveux et feront état des différents protocoles utilisés dans la littérature actuelle.

1.3.1. Protocoles et paramètres de vibration

Une vibration mécanique peut être décrite selon différents paramètres notamment la fréquence et l'amplitude, puisqu'il s'agit d'une oscillation mécanique autour d'un point d'équilibre (Centre Canadien Hygiène et Sécurité Travail, 2023). À ce jour, il n'y a pas de lignes directrices qui ont été clairement établies étant donné la grande variabilité des protocoles utilisés. Il existe une grande variabilité dans les paramètres et protocoles de VMT utilisés dans la littérature actuelle. Toutefois, il est possible de voir que certains paramètres, comme indiqué ci-dessous, tendent à démontrer des effets plus

optimaux sur la perception d'illusion de mouvement. Le choix et les effets d'autres paramètres de VMT demeurent arbitraires et ne sont pas bien documentés dans la littérature actuelle. En effet, il y a peu d'informations sur le positionnement du moteur vibrant au-dessus du tendon. Toutefois, certaines évidences démontraient que celui-ci peut avoir une incidence sur les perceptions par exemple en le plaçant sur la peau, sur le tendon ou directement au-dessus de l'articulation (Goodwin et al., 1972). La plupart des systèmes de vibration disponibles utilisent des systèmes rotatoires avec une masse excentrique décentrée par rapport à l'axe de rotation. Celle-ci peut donc tourner soit en sens horaire ou anti-horaire par rapport à cet axe de sorte que la direction de rotation et la position de la masse par rapport au tendon vibré varient légèrement. À notre connaissance, aucune étude n'a vérifié si ce sens/placement de rotation spécifiquement influence les perceptions d'illusions. En effet, lors de la réalisation de tests pilotes en laboratoire, nous avons expérimenté une modification des perceptions en fonction du positionnement du moteur et du sens de rotation.

La fréquence se décrit en nombre d'oscillations par seconde ($1 \text{ Hz} = 1 \text{ cycle/s}$). Une synchronisation optimale des fibres afférentes se produit de 60 à 80 Hz (Roll & Vedel, 1982). À plus haute intensité, les fibres ne seraient plus en mesure de répondre à la demande puisqu'il y aurait une saturation des afférences proprioceptives (Siggelkow et al., 1999). La plupart des études utilisent un intervalle de fréquence variant de 60 à 100 Hz afin d'obtenir une illusion de mouvement de qualité. Certaines études ont également démontré qu'il existait une relation entre la vitesse du mouvement illusoire et la fréquence de vibration. Il est à noter que cette relation ou cet effet peut être variable d'un individu à un autre. En effet, la vitesse du mouvement perçu serait directement proportionnelle à la fréquence de VMT entre 30 et 80 Hz (Calvin-Figuere et al., 1999). Cependant, il y aurait une fréquence de VMT optimale pour maximiser cet effet. En utilisant une fréquence de 60 à 80 Hz, la vitesse du mouvement perçu serait à son maximum, soit près de 5,5 degrés/secondes. Tandis que pour des fréquences de 80 à 120 Hz, une diminution de la vitesse perçue est observée. La rapidité à laquelle l'illusion de mouvement devient consciente ne serait toutefois pas influencée par la durée de la VMT (Roll & Vedel, 1982).

L'amplitude décrit la grandeur de l'onde en millimètres (mm). Dans les études, l'intervalle d'amplitude utilisée dans les méthodologies est variable. Dans la plupart des cas, des amplitudes de 0,2 à 0,5 mm ou de 1 mm ont été favorisées (Christova et al., 2010; Marconi et al., 2011; Roll & Vedel, 1982; Roll et al., 1989). Un lien existe également entre l'amplitude et la qualité des illusions perçues. Les individus perçoivent une illusion de mouvement de plus grande amplitude et de plus grande vitesse lorsque l'amplitude de VMT se situe à 0,5 mm comparativement à 0,1 mm et 0,3 mm (Schofield et al., 2015). Pour induire une illusion, l'amplitude seuil est inversement proportionnelle à la force de précharge, qui correspond à l'étirement initial du muscle vibré. Cela signifie que plus la force de précharge est grande, plus l'amplitude nécessaire pour induire une illusion de mouvement serait petite (Ferrari et al., 2019).

L'aspect du positionnement de l'articulation lors de la VMT n'est pas décrit dans les protocoles de la plupart des études. L'activation des signaux afférents augmente durant l'étirement d'un muscle et diminue ou s'arrête lors de son raccourcissement (Roll et al., 1989). Il est donc important de considérer ce paramètre lors de l'expérimentation. Plus l'étirement initial du muscle (la force de précharge) est grand, plus l'illusion sera décrite comme étant claire, longue et de grande amplitude par le participant. Une position d'étirement de 10 à 12 degrés du muscle vibré par rapport à la position de repos de l'articulation concernée serait optimale. Cela favoriserait une meilleure activation simultanée des fibres Ia (Roll & Vedel, 1982).

Le site de stimulation optimal pour créer une illusion de mouvement de qualité est le tendon distal du muscle (Ferrari et al., 2019). L'étude de Ferrari et al. (2019) s'est intéressé à cet aspect en appliquant le protocole de VMT sur le tendon distal, le ventre musculaire et le tendon proximal. Leurs résultats ont permis de mettre en évidence cela et d'identifier le tendon proximal comme étant le site le moins efficace pour créer une illusion de mouvement.

Dans le but d'assurer une bonne qualité et reproductibilité dans les illusions induites en se basant sur les paramètres les mieux connus, un protocole de standardisation appelé *Standardized*

Kinesthetic Illusion Procedure (SKIP) a été développé (Beaulieu et al., 2020). Cette méthode a été utilisée dans le protocole de ce projet et est décrite de façon détaillée dans la section 3.4.1.

1.3.2. Effets de la VMT sur le système nerveux central et périphérique

Comme mentionné précédemment, la VMT peut créer une illusion de mouvement en l'absence de vision. Elle occasionne dans certains cas une faible contraction du muscle antagoniste (non vibré), nommé réponse vibratoire antagoniste (RVA; Calvin-Figuere et al., 1999; Roll & Vedel, 1982). La RVA s'accroît durant la VMT en présence d'une illusion, ce qui pourrait s'expliquer par une augmentation de l'activation des unités motrices et de la voie corticospinale du muscle non vibré qui est concerné par le mouvement d'illusion. Les mécanismes qui décrivent ce phénomène demeurent imprécis et peu compris, mais pourraient être liés à une transformation de l'information perceptuelle compatible avec l'illusion en réponse motrice au niveau des aires motrices corticales (Calvin-Figuere et al., 1999). Au niveau périphérique, une activation des récepteurs cutanés, des organes tendineux de Golgi (fibres Ib) et des FNM (fibres Ia) ont été observés. La VMT excite de façon préférentielle les fibres Ia, et ce, à basse amplitude soit 0,2 à 0,5 mm (Roll & Vedel, 1982; Roll et al., 1989). Les fibres de type II sont quant à elles moins sensibles aux stimulus vibratoires dans ces intervalles d'amplitude (Roll & Vedel, 1982). Les FNM sont également activées à des amplitudes au-delà de 1 mm, résultant ainsi en des perceptions d'illusions (Beaulieu et al., 2017; Mancheva et al., 2017).

Concernant les zones corticales stimulées, des études réalisées en imagerie démontrent que la VMT occasionne des effets principalement dans l'hémisphère contralatéral, mais également dans l'hémisphère ipsilatéral (Kenzie et al., 2018; Naito et al., 2007). Les régions activées sont semblables entre un mouvement volontaire et un mouvement illusoire, cependant le patron d'activation diffère. En effet, les mêmes régions sont activées peu importe la modalité de stimulation proprioceptive utilisée, cependant l'ordre et l'ampleur de l'activation de celles-ci varient. Par exemple, dans le cas du mouvement volontaire, l'activation du gyrus post-central gauche était plus inférieure qu'en présence d'illusion induite par la VMT (Kenzie et al., 2018). Selon Kenzie et al. (2018), lors de l'illusion de mouvement, les zones responsables du contrôle volontaire du mouvement (gyrus précentral) et de

la fonction somatosensorielle (gyrus post-central et lobe pariétal inférieur) sont activées dans l'hémisphère controlatéral. Certaines régions des 2 hémisphères sont aussi impliquées de manière simultanée notamment des zones responsables du contrôle et de la planification motrice (gyrus frontal moyen) et dans la régulation du comportement (gyrus cingulaire) en plus du cervelet (Hendelman et al., 2013; Kenzie et al., 2018). Les effets neurophysiologiques de la VMT peuvent aussi être étudiés par la stimulation magnétique transcrânienne (SMT). Ces résultats seront présentés dans les sections suivantes.

1.3.3. Utilisation de la VMT comme modalité d'évaluation sensorimotrice

La VMT a le potentiel d'être utilisée comme un outil diagnostique de la fonction proprioceptive dans le milieu clinique. Cependant, aucune évidence n'a prouvé les propriétés diagnostiques de cette approche étant donné qu'il y a certains enjeux et effets de la VMT qui ne sont pas suffisamment étudiés. L'utilisation d'outils standardisés, comme le SKIP (Beaulieu et al., 2020), permettrait d'établir des données objectives dans le but de faire des comparaisons avec des populations saines ou une autre région du corps non atteinte chez un individu avec une problématique neurologique (voir section 3.4.1. pour les détails du SKIP). Par exemple, dans l'étude de Beaulieu et al. (2020), les participants qui présentent une parésie au membre inférieur percevaient les illusions de mouvement de façon moins claires et précises et parfois dans une autre direction que celle attendue comparativement à des participants sains. Dans une autre étude réalisée chez des individus atteints de la maladie de Parkinson, les résultats ont démontré une augmentation de l'excitabilité corticospinale pendant la VMT moins prononcée que celle objectivée chez des individus en santé (Schrader et al., 2008). Il serait ainsi possible d'utiliser la VMT en présence d'illusion de mouvement afin d'évaluer l'intégrité du système sensorimoteur et le traitement de l'information perceptuelle. Ceci peut ainsi mettre en lumière certaines disparités entre diverses clientèles pathologiques ou saines en termes de perception lors de la VMT.

1.3.4. Utilisation de la VMT comme modalité d'intervention

Les résultats des différentes études démontrent une variété d'effets autant au niveau du système central que périphérique notamment chez des populations avec une atteinte sensorimotrice. Dans la revue de Poenaru et al. (2016), il a été rapporté que la vibration locale occasionne une facilitation du muscle agoniste, une réduction de l'hypertonie et une augmentation de la flexibilité chez des individus avec lésion neurologique. Chez des individus en santé, la VMT peut augmenter le seuil de perception de la douleur, la circulation sanguine locale ainsi que la relaxation musculaire intrinsèque, ce qui peut expliquer les gains de flexibilité. La combinaison d'un protocole de VMT et d'une prise en charge en physiothérapie permet d'augmenter le contrôle moteur ainsi que de diminuer la spasticité. Cet aspect pourrait s'expliquer par le fait que la vibration activerait des mécanismes d'inhibition centraux et spinaux (inhibition réciproque) (Poenaru et al., 2016). Certains protocoles se sont concentrés sur l'étude de participants à différents stades post-AVC (aiguë, subaiguë ou chronique). Les différentes études réalisées chez cette population ont démontré plusieurs effets qui concernent notamment le SNC ou le contrôle du mouvement. En phase aiguë et subaiguë post-AVC, la VMT occasionnerait une diminution de la spasticité sur l'échelle d'Ashworth plus significative que les méthodes d'étirement conventionnelle (Bisht et al., 2015). Peu d'études se sont concentrées sur les participants à ce stade de la maladie et les échantillons de participants sont relativement faibles (entre 8 et 45 participants). En phase chronique post-AVC, une diminution du tonus musculaire et de la spasticité au membre supérieur ont été objectivées (Marconi et al., 2011; Wang et al., 2020) ainsi qu'une augmentation de la force au membre inférieur (Beaulieu et al., 2017). Les patients ont également présenté une amélioration de la dextérité et de la force de préhension suite à un protocole de VMT de 30 minutes à une fréquence de 3 fois par semaine durant 2 semaines (Jung, 2017). Au niveau du contrôle du mouvement et de la fonction motrice, des gains ont également été observés (Conrad et al., 2011; Ferrari et al., 2021; Marconi et al., 2011). Lors de la VMT, les participants présentaient une meilleure fluidité de mouvement (Conrad et al., 2011; Ferrari et al., 2021), une trajectoire plus stable (donc moins longue) ainsi qu'une diminution de l'activation des muscles de l'épaule (Conrad et al., 2011). Ces effets pourraient s'expliquer par les changements d'excitabilité corticospinale engendrés par la VMT en plus de l'augmentation de l'intensité des afférences proprioceptives qui permettrait

une meilleure intégration sensorimotrice (Conrad et al., 2015). Les gains observés se maintiendraient dans le temps notamment directement suite à la VMT pour le contrôle du mouvement (Conrad et al., 2011) et jusqu'à 2 semaines pour la force, la spasticité et la dextérité (Wang et al., 2020) notamment pour des protocoles où la VMT était appliquée pendant 30 min quotidiennement sur 3 jours consécutifs (Marconi et al., 2011) ou 3 jours par semaine pendant 2 semaines (Jung, 2017). À ce jour, la plupart des études qui se sont penchées sur les effets de la VMT comme approche thérapeutique ont pris en considération les impacts sur les mesures cliniques. Il serait intéressant de mieux comprendre les mécanismes neurophysiologiques derrière les effets observés en étudiant entre autres les modifications au niveau corticospinale par l'utilisation de méthode de stimulation du cortex moteur notamment par la stimulation magnétique transcrânienne.

1.3.5. Précautions

L'application d'une VMT à des fréquences au-delà de 200 Hz risque d'engendrer de l'inconfort pour le participant ou même d'endommager la peau. La vibration d'un membre immobilisé peut augmenter les risques de thrombose. Il est donc important de questionner l'individu sur ses antécédents et sur ses conditions associées pour s'assurer de sa sécurité. De plus, il est important de valider l'intégrité de la peau de l'individu puisque la sensation de friction occasionnée par l'application de la vibration pourrait blesser l'individu (Poenaru et al., 2016).

1.4. La stimulation magnétique transcrânienne (SMT)

La stimulation magnétique transcrânienne est une méthode de neurostimulation non invasive et indolore qui permet d'évaluer l'intégrité de la fonction corticomotrice (Groppa et al., 2012). Cette technologie, utilisée en clinique et en recherche, permet d'investiguer plusieurs aspects, dont les phénomènes de plasticité cérébrale du cortex moteur primaire (M1) chez des populations en santé ou pathologiques. La présente section de ce mémoire permettra d'expliquer les principes neurophysiologiques de la SMT à simple stimulation ainsi que certaines mesures obtenues par celle-ci. Les notions se retrouvant dans les sections suivantes sont basées sur les lignes directrices émises

par la *Fédération Internationale de Neurophysiologie Clinique* (Groppa et al., 2012; Rossini et al., 2015). Les critères d'exclusion usuels à la SMT se retrouvent dans la section 3.2 suivante.

1.4.1. Principes neurophysiologiques de la SMT à simple stimulation

En SMT, la bobine de stimulation est placée sur le crâne de l'individu en fonction de la zone de stimulation souhaitée. Le champ magnétique créé par l'appareil de SMT induit un courant électrique à la surface du cortex (Rossini et al., 2015). La précision de la stimulation est dépendante du type et du diamètre de la bobine choisie ainsi que de l'intensité de la stimulation. En effet, plus le diamètre est petit, plus il est possible de stimuler une zone corticale de façon locale et précise. Le champ magnétique pénètre ensuite dans le cerveau en passant à travers toutes les barrières structurelles (cheveux, cuir chevelu, crâne, méninges, liquide céphalorachidien). Cela engendrera une dépolarisation de manière préférentielle des membranes cellulaires des axones myélinisés et de large diamètre, qui ont une orientation parallèle par rapport à la bobine (Rossini et al., 2015). Cette dépolarisation résultera en la création de potentiels d'action qui se propageront grâce aux synapses avec d'autres neurones corticaux et sous-corticaux avoisinants. En stimulant directement le M1, il y a une activation des interneurons superficiels, qui eux ont une connectivité fonctionnelle avec les neurones corticospinaux situés dans la 4^e couche du cortex cérébral. Une sommation des potentiels d'action sera occasionnée en présence d'une intensité de stimulation suffisamment grande. Si tel est le cas, l'influx nerveux descendra dans le faisceau corticospinal dans la moelle épinière vers le nerf moteur périphérique controlatéral, créant ainsi un potentiel moteur évoqué (MEP) dans le muscle concerné. Le MEP est enregistré grâce à des électrodes de surface qui captent les signaux d'électromyographie (EMG) en les installant sur le muscle cible (Groppa et al., 2012; Rossini et al., 2015). Cette variable neurophysiologique représente donc le signal électrique en réponse à une stimulation directe de la voie corticomotrice descendante (Groppa et al., 2012). Elle permet d'étudier divers aspects de l'intégrité fonctionnelle de cette voie via certaines mesures d'intérêt décrites dans les sections suivantes.

1.4.2. Détermination de la région corticale stimulée (hot spot)

La SMT peut être utilisée pour investiguer l'excitabilité corticospinale de différentes représentations corticomotrices. La région corticale stimulée dépendra ainsi de quel muscle ou articulation sera concerné ou étudié dans la méthodologie. Cette zone d'intérêt qu'on appelle «hot spot» représente en fait la région qui permettra d'obtenir la valeur maximale du MEP (Rossini et al., 2015). Afin d'identifier cette région, il est possible de se baser sur les lignes directrices émises par le système d'électrodes 10-20 (Klem et al., 1999) et sur la cartographie du cerveau (Rossini et al., 2015). L'homoncule moteur constitue un schéma de l'organisation des correspondances entre une région du corps et la région corticale responsable de son contrôle (voir figure 2) (Schott, 1993). La zone de stimulation des protocoles de SMT utilisant une bobine en figure 8 pour la main et l'avant-bras se situe environ à 5 cm en latéral et environ 1 cm en antérieur par rapport au centre de la tête de l'individu préalablement identifié. La bobine est localisée au-dessus du M1 controlatéral au membre testé avec une orientation de 45 degrés par rapport au plan sagittal afin de stimuler le M1 de façon optimale (Groppa et al., 2012).

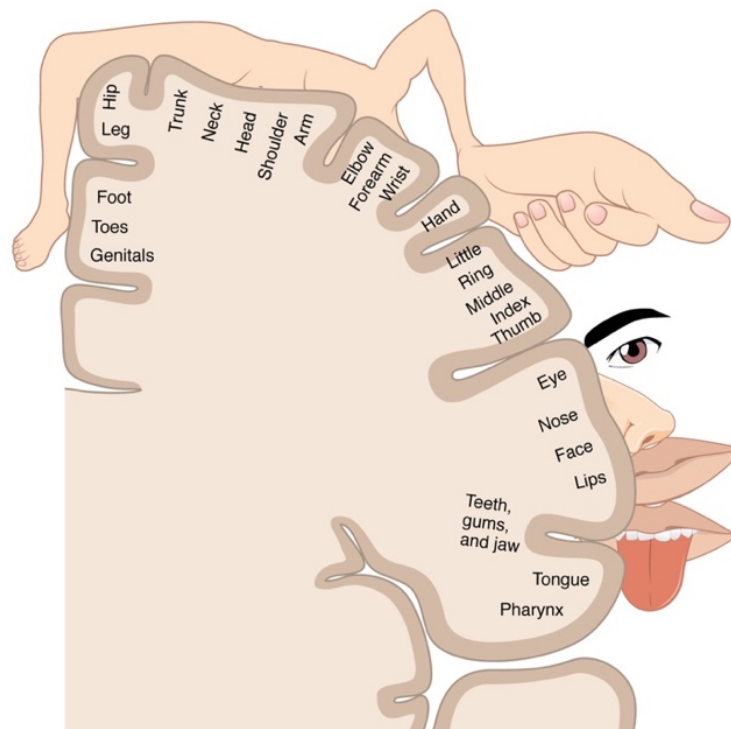


Figure 2. Homunculus moteur

Tiré de : https://commons.wikimedia.org/wiki/File:1421_Sensory_Homunculus.jpg

1.4.3. Mesures obtenues par la SMT

Le seuil moteur ou *motor threshold* (MT) est une mesure qui reflète l'excitabilité corticospinale, c'est-à-dire l'activité se produisant autant au niveau cortical que spinal. Cette valeur est exprimée en pourcentage de stimulation maximale de l'appareil (%MSO) et correspond à l'intensité minimale pour engendrer un MEP dans le muscle cible dans au moins 5 essais sur 10 avec une amplitude minimale de 50 microvolts (μV). Le MT est l'une des premières mesures prises lors de la réalisation d'un protocole de SMT. Selon la méthodologie choisie, le MT peut être calculé au repos donc en absence (MT au repos ou rMT) ou en présence d'une contraction musculaire (MT actif). Cette donnée sert généralement de valeur de référence puisqu'elle est normalisée en pourcentage en fonction de chaque individu et de chaque muscle testé pour la suite des mesures lors du protocole. Il existe différentes méthodes pour calculer cette variable, notamment la méthode des fréquences relatives qui implique d'augmenter graduellement le %MSO de l'appareil ou la méthode adaptative qui se base sur des analyses probabilistes grâce à des logiciels informatiques spécialisés (Groppa et al., 2012; Rossini et al., 2015).

L'amplitude des MEPs reflète la quantité de neurones stimulés dans le M1 par la SMT ainsi que la coordination des signaux efférents, c'est-à-dire une synchronisation de ceux-ci à un temps donné. Cette variable est exprimée en microvolts (μV) et peut être calculé par la différence entre le pic ou la valeur maximale et minimale du MEP. Considérant qu'il existe une grande variabilité dans l'activité corticale et spinale, l'amplitude du MEP sera également variable dans un muscle au repos. L'analyse de cette mesure doit donc se baser sur une moyenne obtenue sur 5 à 10 essais de SMT (Groppa et al., 2012; Rossini et al., 2015).

La latence des MEPs reflète quant à elle le temps de conduction corticomotrice. Cette mesure est basée sur l'intervalle de temps entre le moment de SMT et le début du MEP et s'exprime en millisecondes (ms). Cette mesure variera en fonction du muscle et du membre testé, par exemple la latence des MEPs entre un muscle de l'extrémité distale du membre supérieur ne sera pas la même que celle pour un muscle distal du membre inférieur (Groppa et al., 2012).

1.5. Effets de la VMT sur les mesures de SMT

Cette section aborde les effets de la VMT sur les mesures d'excitabilité corticospinale mesurées en présence ou en absence d'illusion chez une population en santé ou avec des troubles neurologiques comme l'AVC. La majorité des études actuelles se sont intéressées aux mesures de SMT à un moment précis durant un intervalle de VMT. Il y a un nombre très limité de sources qui démontre l'évolution de l'excitabilité corticospinale durant la VMT, en présence ou non d'une illusion.

1.5.1. Effets sur les mesures de SMT en absence d'illusion

Certaines études ont démontré que la VMT influence le niveau d'excitabilité corticospinale en absence d'illusion de mouvement chez des individus sains. En effet, il y aurait une augmentation significative de l'amplitude du MEP pendant et/ou après la vibration du muscle (Lapole et al., 2015; K. Rosenkranz & Rothwell, 2003; Siggelkow et al., 1999; Souron et al., 2017). Ce phénomène se produit très rapidement après l'initiation de la VMT, soit après environ 0,5s. Au niveau du muscle antagoniste à celui vibré, il se produirait plutôt l'effet inverse, soit une diminution de l'amplitude du MEP (Siggelkow et al., 1999). La VMT engendre également une diminution significative de la latence du MEP (Kossev et al., 1999; Siggelkow et al., 1999), ce qui indique une accélération du temps de conduction nerveuse du faisceau corticospinal. Bref, les observations mentionnées précédemment démontrent que la VMT occasionne une augmentation de l'excitabilité corticospinale du muscle vibré. D'autres protocoles se sont intéressés aux effets d'une intervention de VMT sur les mesures de SMT chez des populations avec atteintes neurologiques. En phase aiguë et subaiguë post-AVC, les résultats obtenus démontrent une augmentation de l'excitabilité corticospinale, qui se traduit par une diminution de la latence des MEPs durant l'application de la VMT et une augmentation de l'amplitude des MEPs (Tarlaci et al., 2010). En phase chronique post-AVC, les données obtenues témoignent d'une augmentation de l'excitabilité corticospinale qui est liée à la diminution du rMT ainsi qu'une augmentation des mécanismes d'inhibition corticale dans le muscle antagoniste (non vibré) (Marconi et al., 2011). Ce phénomène pourrait être associé à la réduction de la spasticité observée (Marconi et al., 2011). Chez des individus présentant de la dystonie, c'est-à-dire une perturbation du tonus

musculaire normale, l'amplitude des MEPs était augmentée pendant la VMT au niveau du muscle antagoniste à la vibration à partir de la 3^e seconde de la vibration pour les fléchisseurs du poignet (K. Rosenkranz et al., 2000) et aucun changement dans le muscle vibré (K. Rosenkranz et al., 2000; Karin Rosenkranz et al., 2005).

1.5.2. Effets sur les mesures de SMT en présence d'illusion

Quelques auteurs se sont intéressés aux effets de l'illusion de mouvement induite par la VMT sur les mesures de SMT chez des individus en santé. Les résultats des différentes études tendent à démontrer une augmentation de l'excitabilité corticospinale, toutefois les groupes musculaires concernés par ce phénomène sont variables d'une étude à l'autre. D'une part, on retrouve une amplitude du MEP qui est augmenté dans le muscle vibré (Mancheva et al., 2017; Talis et al., 2010) avec une diminution de la latence des MEPs pendant et immédiatement après la VMT (Mancheva et al., 2017). Dans certains cas, l'amplitude des MEPs est augmentée dans le muscle non vibré en présence d'une illusion cohérente (Naito et al., 2002) et dans certains cas d'une RVA (Talis et al., 2010). En ce qui concerne l'étude des effets de l'illusion de mouvement chez des populations avec atteinte neurologique, une seule étude semble avoir utilisé ce type de protocole. Une VMT répétée à la cheville a été appliquée dans le but d'induire une illusion de flexion dorsale (40 illusions sur 20 min) chez des individus au stade chronique post-AVC. L'intervention n'a toutefois pas eu d'effets significatifs sur les mesures de SMT prises avant et après le protocole (Beaulieu et al., 2017). Une augmentation initiale d'excitabilité corticospinale se produirait puisque l'illusion augmente en force et vitesse dès les premières secondes et lorsque le mouvement perçu atteint de grandes amplitudes, la perception d'illusion tend à diminuer (Roll & Vedel, 1982; Seizova-Cajic et al., 2007). Certaines différences sont également anticipées au niveau des sensations ressenties entre le côté dominant et non dominant puisqu'il existe des spécialisations et des différences interhémisphériques (Naito et al., 2016; Naito et al., 2017).

1.5.3. Maintien des effets observés

Certains auteurs se sont questionnés à savoir si l'augmentation d'excitabilité corticospinale perdue dans le temps, qu'il y ait eu une illusion de mouvement ou non. Suite à l'application d'un protocole qui incluait la VMT, l'augmentation de l'excitabilité a persisté pour au moins 30 minutes avec des séances de VMT de 10 à 30 min (Christova et al., 2010; Gomes-Osman & Field-Fote, 2015) et jusqu'à 60 minutes dans une autre étude avec des intervalles de VMT de 25 fois 10 secondes en combinaison avec l'observation du mouvement par vidéo (Bisio et al., 2019), et ce, pour des conditions avec ou sans contraction du muscle vibré. Dans l'étude de Marconi et al., la VMT a été utilisée comme intervention en combinaison avec des interventions en physiothérapie et les effets ont perduré dans ce cas jusqu'à au moins 2 semaines (Marconi et al., 2011). Ces résultats démontrent un potentiel intéressant pour intégrer la VMT dans la pratique clinique en réadaptation.

CHAPITRE 2 – PROBLÉMATIQUE DE RECHERCHE

2.1. Problématique

La VMT est une avenue prometteuse pour la prise en charge des troubles proprioceptifs post-AVC. Cependant, malgré des résultats prometteurs rapportés chez la population post-AVC (Beaulieu et al., 2017; Bisht et al., 2015; Marconi et al., 2011), les meilleurs paramètres de stimulation et les mécanismes neurophysiologiques qui sous-tendent les effets demeurent incertains et parfois incompris. En ce qui concerne les paramètres de VMT, les impacts qu'ont la fréquence et l'amplitude de la vibration mécanique sont mieux documentés et répertoriés dans la littérature actuelle (Roll & Vedel, 1982; Roll et al., 1989; Siggelkow et al., 1999). D'un autre côté, les connaissances des effets sur les perceptions de mouvement d'autres facteurs méthodologiques comme le sens de rotation de la masse vibratoire des moteurs qui créent la sensation de vibration n'ont jamais été étudiés spécifiquement. Les effets des illusions induites par le VMT sur l'excitabilité corticospinale doivent également être davantage clarifiés et mieux compris considérant l'hétérogénéité des résultats. Il serait donc pertinent et nécessaire de mieux comprendre les mécanismes neurophysiologiques derrière les illusions de mouvement et les effets des paramètres de VMT qui sont contrôlables chez des individus en santé. Ceci permettrait ainsi de s'intéresser par la suite aux effets chez des populations post-AVC et éventuellement de considérer l'utilisation des illusions et de la VMT par les cliniciens parmi les modalités de stimulation proprioceptive en neuroréadaptation.

2.2. Objectifs principaux

L'objectif général de ce mémoire est de mieux comprendre les effets de la VMT et des illusions de mouvement qu'elle induit. Pour tenter de répondre aux questionnements soulevés par la problématique de recherche, les objectifs établis ont été séparés en fonction des thématiques étudiées dans les articles du présent mémoire. L'objectif spécifique de la première étude était d'étudier les impacts du changement du sens de la rotation du moteur vibrant sur la perception de l'illusion de mouvement. Pour ce qui est de la deuxième étude, le but de celle-ci était d'investiguer les modifications du niveau d'excitabilité corticospinale durant une illusion de mouvement induite par la VMT.

2.3. Hypothèses de recherche

L'hypothèse principale émise pour la première étude est que l'illusion de mouvement sera cohérente avec l'étirement des muscles vibrés, toutefois certaines variations en termes de perception pourraient être observées selon la direction de la rotation du moteur vibrant. Concernant la deuxième étude, l'hypothèse principale est d'observer une augmentation d'excitabilité corticospinale durant l'illusion de mouvement. Plus précisément, il est attendu d'observer une augmentation progressive d'excitabilité dans le muscle cohérent avec l'illusion perçue durant les premières secondes de VMT suivi par une stabilisation ou diminution de celle-ci considérant que lorsque l'illusion de mouvement atteint une certaine vitesse et amplitude, celle-ci tend à diminuer par la suite (Roll & Vedel, 1982; Seizova-Cajic et al., 2007).

CHAPITRE 3 – MÉTHODOLOGIE GÉNÉRALE

3.1. Approbation éthique et consentement

Ce mémoire a fait l'objet d'une certification éthique (numéro du certificat : 2020-409). Le projet respecte ainsi les exigences du Comité d'Éthique de la Recherche (CER) de l'UQAC, de l'Énoncé de politique des trois Conseils et de la déclaration d'Helsinki. Afin de s'assurer de l'obtention du consentement libre et éclairé des participants, un feuillet d'information et un formulaire de consentement (FIFC) ont été remis, expliqués, puis cosignés (par l'équipe et le participant concerné) avant de débiter l'expérimentation.

3.2. Recrutement et échantillon

Pour réaliser ce mémoire, 21 participants ont été recrutés principalement par bouche à oreilles et par le partage d'une publicité sur les réseaux sociaux personnels des expérimentateurs et du Laboratoire BioNR. Les participants sélectionnés devaient être âgés entre 18 et 35 ans. Ils ne devaient également pas présenter certains critères d'exclusion usuels à la SMT (Rossi et al., 2009). Les critères d'inclusion et d'exclusion détaillés pour le recrutement des participants sont présentés dans le tableau 2 ci-dessous.

Tableau 2. Critères d'inclusion et d'exclusion

Critères d'inclusion	Critères d'exclusion
<ul style="list-style-type: none">- Être âgé entre 18 et 35 ans- Absence de troubles ou d'antécédents neurologiques- Absence de troubles ou d'antécédents musculosquelettique au membre supérieur (fracture, entorse, etc.)- Absence de troubles ou d'antécédents cognitifs	<u>Contre-indications absolues</u> <ul style="list-style-type: none">- Présence d'implants métalliques au niveau du crâne (sauf le titanium)- Présence d'implants cochléaires- Présence de neurostimulateur implanté (ex : épidural/sous-dural, électrodes intracrâniennes)

Un groupe de 20 participants a pris part à la 1^{re} séance d'expérimentation et a été invité pour une 2^e séance au Laboratoire BioNR. Pour des raisons personnelles, l'un des participants n'a pas pu se présenter pour la 2^e séance comme prévu, ce qui a nécessité de recruter une personne additionnelle pour compléter l'échantillon. Cela a été faisable puisque les procédures des 2 séances différaient et ont été analysées de façon complètement indépendante. L'échantillon était constitué de 7 hommes et 14 femmes, dont 17 droitiers et 4 gauchers. Les caractéristiques générales de l'échantillon sont présentées dans le tableau 3 ci-dessous. Les caractéristiques spécifiques des échantillons se retrouvent dans les tableaux 1 respectifs des chapitres 4 et 5.

Tableau 3. *Caractéristiques générales de l'échantillon étudié*

	Moyenne	Écart-type	Étendue (min-max)
Âge (années)	24	3,1	18 - 31
Taille (cm)	170	11,7	150 - 189
Poids (kg)	68,04	11,84	47,63 – 93,89
GPAQ (MET/min)	2286	2249	240 - 10 416
Score Edinburgh	63,1	65,4	-87,5 - 100

3.3. Méthodologie

Cette section décrira l'ensemble des procédures expérimentales utilisées pour réaliser ce projet de recherche et abordera de façon détaillée certains aspects méthodologiques qui ont été présentés plus brièvement dans les articles. Les collectes de données se sont déroulées sur 2 séances d'expérimentation distinctes d'environ 1,5 à 2 heures dans les locaux du Laboratoire BioNR de l'UQAC. La 1^{re} séance était réalisée en présence de l'évaluatrice principale seulement et la 2^e séance avec l'aide d'un expérimentateur invité. Les données et les résultats issus de la séance #1 et de séance #2 ont respectivement mené à la rédaction de l'article #1 (voir chapitre 4) et de l'article #2 (chapitre 5).

3.3.1. Équipements et positionnement

Concernant le positionnement du participant durant les 2 séances d'expérimentation, une chaise standard avec appui-bras ainsi qu'une table à roulette avec hauteur ajustable ont été utilisées. Le membre supérieur testé était soutenu par la table et le poignet dépassait légèrement celle-ci. Le

système de vibration était maintenu en place au niveau du poignet grâce à l'usage de ruban adhésif hypoallergénique et de bandes à velcro (voir figures 1, chapitres 4 et 5). Un goniomètre a été installé au poignet testé afin de maintenir les mesures justes d'amplitude articulaire. Un masque a été utilisé pour obstruer la vision du participant, qui pouvait être retiré au besoin pour lui offrir une pause. Les outils nécessaires pour collecter les mesures cliniques sont les monofilaments de Semmes-Weinstein et le diapason de 128 Hz. En plus du matériel mentionné précédemment, lors de la 2^e séance d'expérimentation, des mesures neurophysiologiques ont été prises en utilisant un appareil de SMT MagStim 2002 (MagStim Company, UK) et une bobine de stimulation en forme de 8 de 70 mm de diamètre. Des électrodes de surface ont été installées sur le ventre du muscle cible après avoir préalablement nettoyé la peau avec un tampon d'alcool, selon les recommandations SENIAM (Hermens et al., 2000). Les signaux d'électromyographie (EMG) ont été amplifiés (x1000), échantillonnés à 2000 Hz puis enregistrés avec le logiciel Spike 2 (EMG model 1902, Cambridge Electronic Design Limited, the UK). La bobine en figure 8 était positionnée au-dessus du M1 controlatéral au niveau de la représentation corticale du muscle extenseur commun des doigts avec une orientation de 45 degrés par rapport au plan sagittal (Groppa et al., 2012) Son positionnement sur le crâne du participant a été marqué à l'aide d'un crayon chirurgical. Le logiciel Motor Threshold Assessment Tool 2.0 (MTAT 2.0) a permis de calculer le rMT. En plus des logiciels mentionnés ci-haut, MATLAB (Mathworks, Natick, Massachussets, USA) a été utilisé pour contrôler le système de vibration et pour l'extraction et analyse des données de SMT, le logiciel SPSS version 26 (Armonk, NY, USA) pour les analyses statistiques puis le logiciel GraphPad PRISM version 7 (San Diego, California, USA) pour l'élaboration des différentes figures présentées dans les chapitres 4 et 5. Le système vibratoire utilisé dans le cadre de ce projet a été spécifiquement développé pour celui-ci. Il est composé d'un moteur vibrant (Precision Microdrives, London, UK) qui comprend une masse excentrique décentrée dans un boîtier (figure 3) et le tout est piloté via le logiciel MATLAB version R2020b.

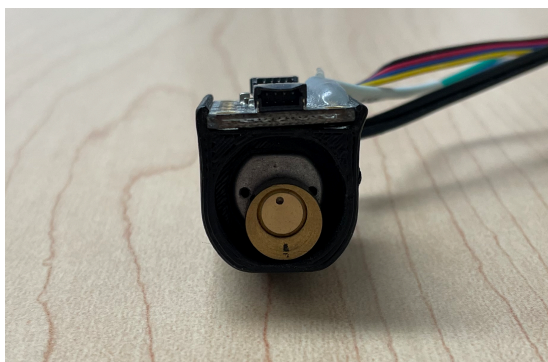


Figure 3. Moteur vibrant de l'appareil développé

3.3.2. Questionnaires

À la 1^{re} séance d'expérimentation, les questionnaires suivants ont été complétés (voir annexes) :

1. Questionnaire d'informations du participant : Celui-ci a permis de compiler les données démographiques des participants et de valider les critères d'inclusion et d'exclusion (âge, sexe, dominance, antécédents personnels et médicaux, etc.).
2. Questionnaire mondial sur la pratique d'activités physiques (GPAQ) : Le GPAQ version 2 est un questionnaire reconnu mondialement pour sa fiabilité et sa validité dans le calcul du niveau d'activité physique chez une population saine (Bull et al., 2009).
3. Questionnaire de latéralité manuelle d'Edinburgh (version courte) : Le questionnaire *Edinburgh Handedness Inventory (EHI) – short form* a été librement traduit pour ce projet. La version courte anglaise validée permet d'identifier un quotient de latéralité en se basant sur 4 items (Veale, 2014). La valeur obtenue se situe sur une échelle de -100 (gaucher à 100%) à +100 (droitier à 100%).

3.3.3. Mesures cliniques

Des mesures cliniques ont été prises afin de s'assurer de l'intégrité de la fonction sensorielle et proprioceptive du participant. Les directives standardisées ont été respectées pour l'ensemble de tests cliniques. Le participant était confortablement assis avec le membre supérieur positionné sur une table devant lui et la vision était obstruée pour l'évaluation de la proprioception. Les tests ont été réalisés dans l'ordre suivant :

1. Sensibilité à la pression : L'évaluation a été réalisée à l'aide de l'ensemble pour la main des monofilaments de Semmes-Weinstein. Celui-ci est constitué de 5 monofilaments avec des forces respectives de 0,07 g, 0,4 g, 2 g, 4 g et 300 g. La procédure du seuil de détection consiste à appliquer le monofilament sur la peau en débutant par la plus petite force et de déterminer la valeur minimale perçue par le participant. Dans le cas de ce projet, elle a été réalisée sur la peau de la partie distale de la face palmaire de l'avant-bras. Selon Suda et al., ce test a été démontré comme étant valide et fiable dans le dépistage d'une atteinte sensitive au membre supérieur chez une population post-AVC. La fidélité intra- et inter-évaluateur se situe au-delà de 0,8 (Suda et al., 2020).
2. Sensibilité vibratoire : L'évaluation a été complétée en utilisant un diapason de 128 Hz. La procédure consiste à appliquer la vibration sur une proéminence osseuse et à chronométrer le temps que le participant perçoit la stimulation vibratoire. Pour ce projet, le processus styloïde de l'ulna a été choisi. Les données normatives pour la main pour des individus âgés entre 18 et 29 ans sont de $11 \pm 2,3$ secondes pour le côté dominant et de $11,5 \pm 2,3$ secondes du côté non dominant (Prabhakar et al., 2019). La même procédure a également été complétée au niveau de la peau sur le site où le moteur vibrant a été installé.
3. Proprioception du poignet : L'évaluation a été réalisée en utilisant le *Nottingham Sensory Assessment* (section sensation kinesthésique) (Lincoln et al., 1998). Ce test a été validé auprès de la population post-AVC. Bien que la population étudiée soit sans atteinte neurologique, cette échelle d'évaluation a été choisie pour sa facilité d'utilisation pour faire un dépistage de la proprioception chez les participants. Ce test présente une fiabilité acceptable à excellente et une fidélité intra- et inter-évaluateur supérieure à 0,8 (Villepinte et al., 2019). La procédure a été réalisée au poignet et les mouvements à reproduire étaient les mêmes pour tous les participants soit une flexion de 30°, une extension de 45° et une extension de 15°. La grille de cotation ainsi que les détails reliés à la procédure se retrouvent en annexe 4.

3.4. Protocole expérimental

3.4.1. Procédure SKIP

Le *Standardized Kinesthetic Illusion Procedure* (SKIP) a été utilisé dans le cadre de ce projet dans le but de contrôler les variables reliées aux illusions de mouvement induites par le VMT et pour objectiver ces perceptions (Beaulieu et al., 2020). Celle-ci permet d'obtenir 3 variables distinctes soit la clarté, la direction et l'amplitude/vitesse du mouvement perçu (voir annexe 5). La première étape de ce protocole est d'identifier l'angle optimal de l'illusion. Pour ce projet, le poignet a d'abord été positionné à un angle de 0° puis un intervalle d'angle d'extension de 10° à 50° a été testé par bonds de 10° puis par bonds de 5° pour avoir davantage de précision lorsque nous approchions de l'angle optimal. Le participant devait identifier à chaque angle s'il percevait ou non une illusion de mouvement et indiquait si celle-ci était claire ou non, permettant ainsi d'obtenir la valeur optimale. Ensuite, 3 essais d'illusion sont réalisés à l'angle optimal identifié et le participant complète à chaque fois les échelles descriptives. La clarté de l'illusion se cote selon une échelle ordinale de 1 à 3 (3 = parfaitement claire et précise, 2 = modérément claire et précise, 1 = vague et non précise). La direction se cote quant à elle sur une échelle à 2 points dont la valeur 1 représente la réponse/direction attendue et 0 à toutes autres réponses/directions que celle attendue. L'échelle visuelle analogue (EVA) permet au participant d'indiquer une approximation de la vitesse et de l'amplitude du mouvement perçue où 0 correspond à un mouvement de faible vitesse/amplitude et 10 correspond à un mouvement rapide et de grande amplitude. Étant donné que l'EVA était une ligne pleine à l'échelle (10 cm) il était donc possible de mesurer à l'aide d'une règle, la valeur au dixième près. Pendant la procédure, l'évaluateur notait si des contractions du muscle vibré ou celui antagoniste étaient observés lors des essais.

3.4.2. Première séance d'expérimentation (article 1)

Lors de cette séance d'expérimentation, le système de vibration est positionné au niveau des fléchisseurs du poignet. Le SKIP a été complété du côté dominant et non dominant dans 4 positionnements différents du moteur vibrant en ordre aléatoire. Les positions ont été définies en fonction de la position anatomique de référence (voir figure 4) et du sens dans lequel la masse

rotatoire excentrique du moteur tournait. La direction de rotation a été décrite selon la manière dans laquelle la masse rotatoire percutera le tendon en premier. Les conditions testées sont : (i) proximo-distale, (ii) disto-proximale, (iii) médio-latérale et (iv) latéro-médiale (voir figure 2, chapitre 4). Les détails de cette séance se trouvent dans le chapitre 4.

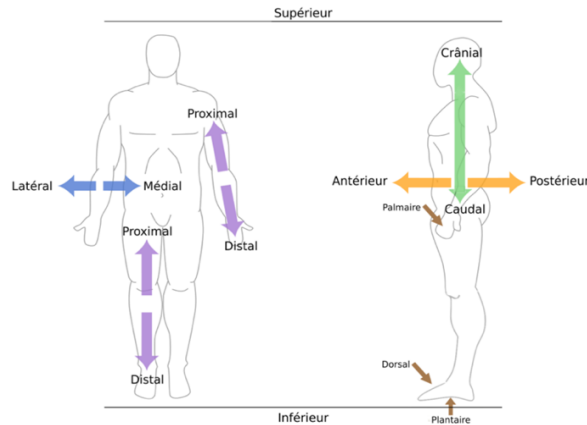


Figure 4. Position anatomique de référence

Tiré de : https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Références_en_position_anatomique.svg?uselang=fr

3.4.3. Deuxième séance d'expérimentation (article 2)

La 2^e séance d'expérimentation avait lieu minimalement 2 semaines après la 1^{ère} séance pour les 19 participants qui ont pu prendre part aux 2 séances. Cela a permis de s'assurer qu'il n'y avait pas de maintien prolongé des effets suite à la 1^{ère} séance. Durant cette 2^e séance d'expérimentation, la vibration était également appliquée sur les fléchisseurs du poignet pendant un intervalle de 10 secondes avec un sens de rotation disto-proximale. Celui-ci avait été identifié comme étant celui qui permettait de reproduire le plus souvent l'illusion d'extension en se basant sur les tests pilotes. Cette séance concernait la prise de mesures neurophysiologiques durant l'illusion de mouvement. La SMT a donc été utilisée pour étudier les modifications d'excitabilité corticospinale durant une illusion. La stimulation était délivrée à 4 moments différents (10 essais/conditions): en ligne de base (sans VMT) puis à la 1^{re}, 5^e et 10^e secondes de l'intervalle de VMT. Les procédures ont été complétées du côté dominant et non dominant à 120% du rMT préalablement identifié pour chaque hémisphère. Le SKIP a été complété à chaque essai, à l'exception de l'EVA. Les détails de celle-ci se trouvent dans le chapitre 5.

Tableau 4. Résumé des variables étudiées par article

Variables		Type	Article #1	Article #2
Données sociodémographiques	GPAQ	Discrète	✓	✓
	Dominance	Nominale	✓	✓
Mesures cliniques	Sensibilité à la pression	Ordinale	✓	✓
	Sensibilité vibratoire	Discrète	✓	✓
	Nottingham Sensory Assessment	Ordinale	✓	✓
SKIP	Clarté	Ordinale	✓	✓
	Direction	Ordinale	✓	✓
	EVA	Continue	✓	
Mouvements perçus détaillés		Nominale	✓	
Mesures neurophysiologiques	rMT	Continue		✓
	Amplitude MEP	Continue		✓
	Latence MEP	Continue		✓

3.5. Analyses statistiques

Un calcul de taille d'échantillon a été réalisé à l'aide du logiciel G*Power (Version 3.1.9.6. <https://www.psychologie.hhu.de/arbeitsgruppen/allgemeine-psychologie-und-arbeitspsychologie/gpower>; (Faul et al., 2007)) en se basant . Selon les données (moyennes, écarts-types et tailles d'effet) d'une étude utilisant des méthodes et des populations similaires aux nôtres et ayant démontré les effets du changement de fréquence de la VMT sur les perceptions (Tidoni et al., 2015), la taille d'échantillon minimale pour atteindre une puissance de 95% avec une erreur de 5% était de 9 participants. Cette approche a permis de confirmer que notre échantillon (N=20) était suffisant pour obtenir une puissance statistique satisfaisante pour nos analyses et d'éviter une surestimation potentielle de la taille d'effet. Les données pour chacune des séances expérimentales ont été compilées dans des fichiers Excel, puis les analyses statistiques ont été complété avec le logiciel SPSS version 26 (Armonk, NY, United States). Le seuil de significativité était fixé à 0,05. Au

besoin, des corrections de Bonferroni ont été appliquées pour nos comparaisons pairées multiples pour ajuster le seuil et limiter le risque d'erreur de type I. Afin de valider si les prérequis statistiques étaient respectés, la vérification de la normalité de l'ensemble des données a été réalisée par le test de Shapiro-Wilk et l'observation visuelle des courbes de distributions. L'approche paramétrique a été favorisée si la loi normale était respectée et dans le cas contraire, nous avons opté pour une approche non-paramétrique. Les approches statistiques détaillées utilisées se retrouvent dans les sections 4.4.3 et 5.4.5. des chapitres 4 et 5.

CHAPITRE 4 – ARTICLE #1

Title: Changing kinesthetic illusions induced by changing the vibrator's orientation

Authors : Lydiane Lauzier¹, Jacques Abboud², François Nougrou³, Louis-David Beaulieu¹

¹ Lab BioNR, Centre intersectoriel en santé durable, Université du Québec à Chicoutimi, Chicoutimi, QC

² Groupe de Recherche sur les Affections Neuromusculosquelettiques (GRAN), Département des sciences de l'activité physique, Université du Québec à Trois-Rivières, Trois-Rivières, QC

³ Laboratoire de signaux et systèmes intégrés (LSSI), Département de génie électrique et informatique, Université du Québec à Trois-Rivières, Trois-Rivières, QC

Corresponding author: Louis-David Beaulieu (email: louis-david_beaulieu@uqac.ca)

Status: Article submitted to *Somatosensory & Motor Research* (date: 2022/11/30) [Currently in revision].

4.1. Résumé

But et objectif

Étudier l'impact de la modification de l'orientation de rotation du moteur vibrant sur les illusions de mouvement perçues.

Matériels et méthodes

Vingt individus sains ont reçu des vibrations sur les muscles fléchisseurs du poignet des côtés dominant et non dominant (80 Hz, 1 mm, 10 secondes) en utilisant quatre conditions (3 essais/conditions) définies par le sens de rotation du moteur de vibration selon la position anatomique : (1) proximodistal, (2) distoproximal, (3) médiolatéral et (4) latéromédial. Des analyses statistiques non paramétriques ont été utilisées pour comparer les caractéristiques d'illusion entre les conditions.

Résultats

La rotation latéro-médiale créait des illusions moins claires et le plus souvent dans la direction non attendue comparativement aux autres conditions. La rotation distoproximale était plus susceptible d'évoquer des illusions d'extension du poignet (76,8 %) que la rotation latéro-médiale (57,7 % $p = 0,009$). Ces derniers entraînaient plus fréquemment des illusions de mouvements complexes ou combinés (26,1 %) notamment avec une composante de déviation ulnaire (17,7 %) par rapport aux autres sens de rotation.

Conclusion

Les résultats de la présente étude ont démontré que l'orientation de rotation peut influencer les perceptions d'illusions, probablement en raison de variations dans la façon dont les structures sous-jacentes sont touchées par le système vibrant. La rotation disto-proximale était la plus efficace pour induire les illusions attendues d'extension du poignet, tandis que l'orientation latéro-médiale provoquait plus souvent des perceptions de mouvements complexes et variables. La rotation disto-proximale doit donc être préférée si des perceptions claires et reproductibles sont requises. D'un autre côté, la rotation latéro-médiale permettrait d'engendrer des illusions qui se rapprochent des mouvements fonctionnels quotidiens. Nos résultats démontrent l'importance de mieux comprendre et contrôler les facteurs méthodologiques pouvant affecter les illusions kinesthésiques.

Mots clés : Illusion de mouvement, vibration tendineuse

4.2. Abstract

Purpose/Aim

To investigate the impact of changing the rotational orientation of the vibrant motor on kinesthetic illusions.

Materials and methods

Twenty healthy individuals received vibration over the wrist flexor muscles of dominant and non dominant sides (80 Hz, 1 mm, 10 seconds) using four conditions (3 trials/conditions) defined by the rotational direction of the vibration motor according to the anatomical position: (1) proximodistal, (2) distoproximal, (3) mediolateral and (4) lateromedial. Non-parametric statistical analyses were used to compare illusion characteristics accross conditions.

Results

Lateromedial rotation created less clear illusions that were more often in unexpected directions compared to the other rotational orientations. Distoproximal rotation was more likely to evoke kinesthetic illusions of wrist extension (76.8%) compared to lateromedial rotation (57.7%; $p=0.009$). The latter led more frequently to complex/combined movement illusions (26.1%) especially with an ulnar deviation component (17.7%) compared to the other rotational directions.

Conclusion

Results from the present study demonstrated that the rotational orientation can influence illusory perceptions, probably because of variations in the way underlying structures are hit by the vibrating system. Distoproximal rotation was more effective to elicit the expected illusions of wrist extension, whereas lateromedial orientation more often caused complex and variable perceptions of movement. Distoproximal rotation should thus be preferred if clear and reproducible perceptions are required and lateromedial might serve as a way of sending illusions more akin to everyday functional movements. Our work raises awereness on the importance of gaining a better understanding and control over methodological factors that could affect kinesthetic illusions.

Keywords : Kinesthetic illusion, tendon vibration

4.3. Introduction

Proprioception refers to the internal sense of movement and positioning of the body and limbs [1]. Proprioceptive deficits are highly prevalent following a stroke or other neurological diseases and interfere with motor control and functional recovery [1, 2]. However, their clinical management is often neglected by clinicians due to lack of valid and reliable tools specific to proprioceptive functions [3].

Recently, musculotendinous vibration (VIB) was proposed as an innovative approach to evaluate and treat proprioceptive disorders [4]. The mechanical vibration of superficial tendons strongly depolarize primary afferents of muscle spindles, therefore sending a proprioceptive message coherent with the stretching of the vibrated muscle [5, 6]. In the absence of visual feedback, VIB elicits clear and reproducible illusions of movement in healthy individuals [7, 8]. A few studies tested the diagnostic properties of kinesthetic illusions to investigate proprioceptive deficits in pathological populations, as well as an innovative intervention for retraining sensorimotor control. In stroke, vibration-induced illusions were less clear and precise on the paretic limb compared to the non-paretic limb and healthy counterparts [9, 10], supporting its validity to identify proprioceptive deficits. Also, a repeated application of vibration showed promise as a proprioceptive-based intervention to improve sensorimotor control [11, 12].

Vibration parameters to create clear and precise illusions have been investigated in the past, frequency being the most extensively studied so far. Microneurographic recordings of spindles activity shown their highest firing rate around 80 Hz [5], and clear & precise illusions are habitually perceived with 60-100Hz (80 Hz is most often selected) [4, 13, 14]. Vibration amplitude received less attention than frequency, but is generally ≥ 0.2 -0.5 mm to elicit perceptible illusions [5, 15, 16]. The illusion's strength tend to increase when augmenting vibration amplitude to 1 and 2 mm [4, 5, 13, 14] and when higher force is applied on the tendon [17] since it affects primary afferents responses to VIB [18]. Joint positioning and muscle state are also key influencing factors; a slight stretching and complete relaxation of the vibrated muscle group are required to ensure an effective transmission of mechanical displacements from the tendon to muscle spindles [5, 15]. A step-by-step procedure and rating sheet were recently proposed to control these parameters of influence and standardize measurements of illusory perceptions [19].

However, information about how the vibration motor should be placed over the tendon is mostly lacking. Vibration motors come with different sizes and shapes, and most of those commercially available are using a rotating system on which a small weight is mounted off-center from the rotational axis. The combination of speed of rotation with the distance and weight of the eccentric mass overall results in the observed vibration frequency and amplitude. For maximal energy transfer to the underlying tendon, the system must be placed so that the internal mass rotates in way that makes the vibrator moves up and down perpendicularly to the skin. Using this orientation, the vibrator can also be turned to the left and right (i.e. around an axis perpendicular to the skin) so that the rotational direction and position of the mass over the targeted tendon slightly changes. To date, no study verified if this specific rotational direction/placement influence the perceived illusions - this methodological choice remains arbitrary. Considering the potential of vibration-induced illusions for diagnostic and therapeutic purposes, all potential influencing factors should be rigorously investigated to ensure that a low sensory perception or limited response to treatment are ascribed to meaningful clinical interpretations and not methodological issues.

The main objective of this explorative study was to verify the impact of changing the rotational direction of the vibrating motor while keeping the exact same location on the perceived kinesthetic illusions.

4.4. Materials and methods

4.4.1. Participants

Twenty healthy participants took part in this experiment realized at the BioNR research laboratory (*Université du Québec à Chicoutimi, UQAC*). Estimating the required sample size was difficult since no previous study tested the impact of changing the rotational orientation of VIB motors on illusory perceptions. However, based on data (means, standard deviations and effect size) from a study who studied the impact on kinesthetic perceptions of changing another VIB parameter (frequency) in healthy participants [20], the lowest sample size required to reach 95% power and alpha error of 5% was nine participants (calculated with G*Power 3.1.9 software). To prevent potential effect size overestimation, twenty participants were recruited. Selection criteria were to be aged

between 18 and 35 years old and have no neurological or musculoskeletal disorders affecting the upper limb. They never experienced kinesthetic illusions before and remained naïve to the study's hypothesis. Participant's characteristics are detailed in Table 1. Ethical approbation was obtained before recruitment by *Comité d'éthique de la Recherche de l'UQAC (#2020-409)* and all participants gave their written consent before the beginning of the experiment.

Table 1. Participant's characteristics and clinical measures

Characteristics	
Sample size (males/females)	20 (7/13)
Age (years)	
- Mean \pm SD	24 \pm 3
- Range	18-31
Weight (lbs)	
- Mean \pm SD	150.55 \pm 26.64
Height (cm)	
- Mean \pm SD	170.22 \pm 11.75
Lateral dominance (right/left)	16/4
Edinburgh Handedness Inventory	
- Mean \pm SD	61.87 \pm 66.82
- Range	-87.5-100
Physical activity level (min/week)	
- Mean \pm SD	2244.80 \pm 2298.61
- Range	240-10416
Clinical measures	
	Mean \pm SD
Monofilament test (grams)	
- Dominant	3.26 \pm 0.46
- Non-Dominant	3.29 \pm 0.46
Cutaneous vibration sense (s)	
- Dominant	8.01 \pm 1.65
- Non-Dominant	7.80 \pm 1.88
Bone vibration sense (s)	
- Dominant	8.69 \pm 1.99
- Non-Dominant	8.96 \pm 2.24
Nottingham assessment sensory scale (sensory subscale /3)	
- Dominant	3.00 \pm 0
- Non-Dominant	3.00 \pm 0

SD = standard deviation

4.4.2. Experimental procedure

The experiment consisted of one session lasting about 2 hours. First, participants completed 3 questionnaires: (i) a questionnaire about personal characteristics (i.e. age, sex, height, weight, comorbidity, medical background), (ii) the Global Physical Activity Questionnaire (GPAQ) [21] and (iii) the Edinburgh Handedness Inventory short form (EHI) [22]. Clinical measurements were taken bilaterally for sensitivity to pressure and vibration were respectively assessed using Semmes-Weinstein monofilaments (hand set) [23] and a 128 Hz tuning fork [24]. Wrist proprioception was also tested on both sides by the *kinesthetic sensations* section of the Nottingham Sensory Assessment [25]. For the next part of the experiment, kinesthetic illusions were induced by a custom-made vibratory device. The participant was seated in a standard chair with their forearm supported on a table. The device consists of a vibration motor (Precision Microdrives, London, UK) with an eccentric mass of 1 g located 1.5 mm off-center encapsulated in a 3D printed plastic box and controlled via MATLAB software (Mathworks, [Natick, Massachusetts, USA](#)). The vibration system was strapped over wrist flexor tendons as shown in Figure 1. Vibration, measured by an embedded measurement system on the motor, was applied at a frequency of 80 Hz and 1 mm amplitude during 10 seconds. Standardized Kinesthetic Illusion Procedure (SKIP) was strictly followed, which ensured standardization of the directives given to the participant, familiarization phase with the procedure, the identification of an optimal joint position to elicit the clearest illusions and a constant control of the subject's relaxation and sensory feedbacks caused by the physical contact between the experimenter and the subjects (for more details [19]). The SKIP rating sheet [19] was used to measure kinesthetic illusions in terms of clearness/precision (perfectly clear and precise = 3; moderately clear/precise = 2; vague and not precise = 1; no illusion = 0) and direction (illusion in the expected direction (i.e. which would stretch the vibrated tendons) = 1; any other direction = 0). In addition, a visual analogue scale (VAS) was used to evaluate the perceived speed/amplitude of the illusions [26]. Participants were also asked to qualitatively describe what movements they felt for each trial. SKIP and VAS scores were obtained for both the dominant and non-dominant hands in four conditions consisting of different rotational orientations of the vibrating motor. These directions were defined by how the rotating mass of the motor would hit the tendons first according to the standard anatomical position:

(i) proximodistal, (ii) distoproximal, (iii) mediolateral and (iv) lateromedial (see Figure 2). Three trials per condition were realized, for a grand total of 480 trials of illusion for the whole sample. For SKIP scores of clearness/precision and direction, only the score most often reported by the participant was retained, as recommended [19]. For VAS scores of speed/amplitude, the mean was calculated from the three trials.



Figure 1. Positioning of the participant and the vibration device

Legend. Participant was seated with their forearm supported on a table. Goniometer was used to identify the optimal illusion angle (SKIP procedure). The vibration device was strapped and applied over the distal tendons of wrist flexor muscles. The motor's position was validated by palpation of the musculotendinous structures.

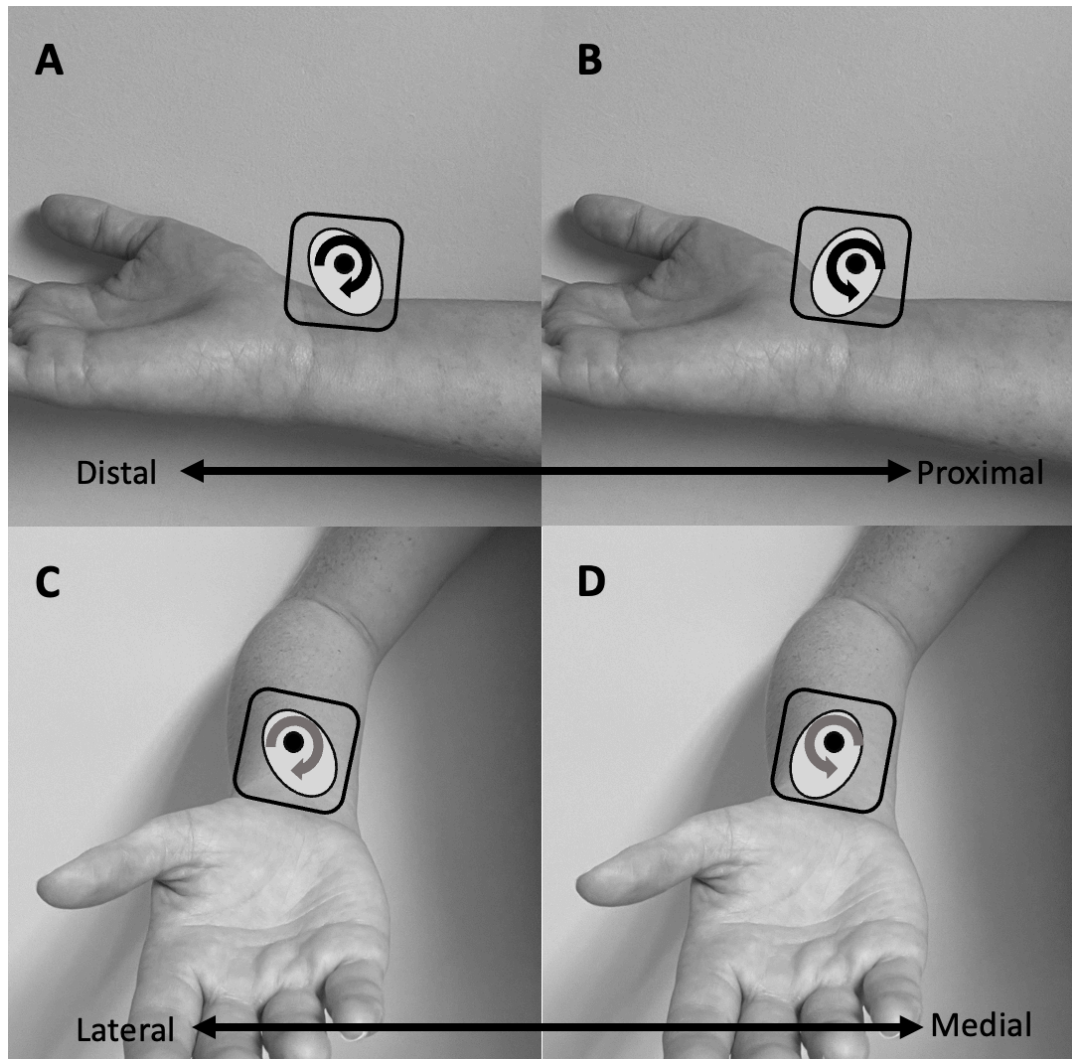


Figure 2. Experimental conditions of vibration's rotational orientations

Legend. A = Proximodistal rotation; B = Distoproximal rotation; C = Mediolateral rotation and D = Lateromedial rotation.

4.4.3. Data analysis

Statistical analysis was done using SPSS version 26 (Armonk, NY, United States) with a significant alpha risk below 0.05. Data normality was verified with the Shapiro-Wilk test. Since most of the data did not respect normal distribution, non-parametric tests were used. Pair-wise comparisons with the Wilcoxon test compared SKIP scores of illusion clearness and VAS scores of speed/amplitude between the four conditions of rotational direction. McNemar test was applied to compare SKIP scores of direction since it is a dichotomous variable. To quantify and compare the

subjective perceptions of movement reported by the participants, movements were attributed by the evaluator to one of twelve possible perceptions at the wrist (extension, extension with ulnar deviation, ulnar deviation, flexion with ulnar deviation, flexion, flexion with radial deviation, radial deviation, extension with radial deviation, supination, pronation, circumduction, no movement perceived). Then, frequency of occurrence (in %) for each movement perceived were calculated and compared across conditions. Combined movements were calculated based on the sum of each frequency where we observed a combination of 2 movements (i.e. extension and ulnar deviation, flexion and radial deviation) and complex movements (i.e. supination, pronation and circumduction). The same pattern was used to obtain totals within a specific component (e.g. all perceptions that included an extension component). The Wilcoxon test was applied on frequency data for pair-wise comparisons between conditions. Of note, data from dominant and non-dominant sides were pooled to reach higher statistical power. However, secondary analyses also compared illusions between sides with the Wilcoxon test to further explore the potential influence of handedness on sensory perception [27]. The same comparisons were made between sides for clinical measures of sensitivity to pressure and vibration. Bonferroni correction was performed to adjust the level of statistical significance to limit the risk of type I errors (alpha level of 0.05 divided by 6 paired-comparisons between rotational conditions = $p \leq 0.008$; or kept at $p < 0.05$ for comparisons between dominant and non-dominant sides).

4.5. Results

4.5.1. Effects of rotational orientation on kinesthetic illusions

As shown in Table 2, SKIP clearness scores were significantly lower in lateromedial rotation compared to mediolateral rotation ($p=0.002$). Direction scores also demonstrated more frequently unexpected directions (i.e. any other direction than wrist extension) in lateromedial rotation versus proximodistal rotation ($p=0.0002$) and distoproximal rotation ($p=0.008$).

Frequency of occurrence for each of the 12 possible perceptions of wrist movements were calculated and listed in Table 3. Rate of success for eliciting a kinesthetic illusion, independently of its direction, was high for the four conditions of rotational orientation (95.4-100%). The most frequent movement perceived by the participants across the four conditions was wrist extension. However, its

frequency of observation was significantly lowest for lateromedial (57.7%) and highest for distoproximal (76.8%) orientations ($p=0.009$ between these two conditions). Multi-planar or multi-joint movement illusions were generated in about 18% of all trials. Occurrence for these combined/complex illusions was highest for the lateromedial orientation (26.1%). Lateromedial rotation caused illusory movements with an ulnar deviation component in 17.7% of trials, which was higher than proximodistal (6.3% - $p=0.049$), distoproximal (7.2% - $p=0.016$) and mediolateral (5.4% - $p=0.021$) conditions. Of note, these results did not reach the significance level after applying the Bonferroni correction. However, results with the lateromedial condition showed that illusions involving an ulnar deviation component were significantly more frequent than radial deviation ($p=0.004$).

Table 2. Kinesthetic illusions scores according to motor rotation direction

		Proximodistal rotation	Distoproximal rotation	Mediolateral rotation	Lateromedial rotation
		<i>[Median (IQR)]</i>	<i>[Median (IQR)]</i>	<i>[Median (IQR)]</i>	<i>[Median (IQR)]</i>
Clearness score SKIP (/3)	Pooled	2.00 (1.00-2.00) ^a	2.00 (1.00-2.75) ^b	2.00 (2.00-3.00) ^a	1.00 (0.00-2.00) ^a
	D	2.00 (1.00-2.75)	2.00 (1.25-3.00)	2.00 (2.00-3.00) ^d	2.00 (1.00-2.75)
	ND	2.00 (1.00-2.00)	2.00 (1.00-2.00)	2.00 (2.00-2.00) ^d	2.00 (2.00-3.00)
	Pooled	1.00 (1.00-1.00) ^b	1.00 (1.00-1.00) ^c	1.00 (0.25-1.00)	1.00 (0.00-1.00) ^{b,c}
	D	1.00 (1.00-1.00)	1.00 (1.00-1.00)	1.00 (0.25-1.00)	0.00 (0.00-1.00)
	ND	1.00 (1.00-1.00)	1.00 (1.00-1.00)	1.00 (0.25-1.00)	1.00 (0.00-1.00)
Speed/ amplitude (VAS) (/10)	Pooled	3.70 (2.31-5.43)	4.00 (1.98-5.18)	3.43 (2.17-5.00)	4.30 (2.91-5.83)
	D	3.65 (2.06-5.55)	3.87 (1.98-5.62)	4.03 (3.01-5.53) ^d	4.22 (2.18-5.49)
	ND	3.93 (2.39-5.40)	4.00 (1.85-5.05)	2.58 (1.37-4.34) ^d	4.53 (3.57-6.32)

^{a-b-c} denotes significant difference between rotation's direction ($p \leq 0.008$) after Bonferroni correction. ^d Denotes significant difference between dominant (D) and non-dominant (ND) sides ($p < 0.05$). IQR = interquartile range; VAS = 10 points visual analogue scale.

Table 3: Frequency of occurrence of different movements perceived depending on the motor rotation's direction

Movements perceived	Proximodistal rotation	Distoproximal rotation	Mediolateral rotation	Lateromedial rotation
Uniplanar wrist movements				
Extension	69.30%	76.80% ^a	70.80%	57.70% ^a
Flexion	2.40%	1.60%	1.50%	2.30%
Ulnar deviation (UD)	3.10%	3.20%	3.10%	7.70%
Radial deviation (RD)	3.10%	0.00%	2.30%	1.50%
Total uniplanar	77.9%	81.6%	77.7%	69.2%
Multi-planar/-joint movements				
Extension + UD	3.10%	4.00%	2.30%	7.70%
Flexion + UD	0.00%	0.00%	0.00%	2.30%
Flexion + RD	0.00%	0.80%	0.00%	0.00%
Extension + RD	2.40%	2.40%	3.10%	1.50%
Pronation	6.30%	0.00%	6.20%	5.40%
Supination	5.50%	4.00%	4.60%	7.70%
Circumduction	0.80%	0.80%	0.00%	1.50%
Total multi-planar/-joint	18.10%	12.00%	16.20%	26.10%
No illusion	3.90%	6.40%	0.00%	4.60%
Total with extension component	74.80%	83.20%	76.20%	66.90%
Total with flexion component	2.40%	2.40%	1.50%	4.60%
Total with UD component	6.30% ^b	7.20% ^b	5.40% ^b	17.70% ^b
Total with RD component	5.50%	3.20%	5.40%	3.10%

^a Denotes a significant pair-wise difference ($p < 0.05$); ^b denotes significant pair-wise differences between lateromedial and the three other conditions ($p < 0.05$).

4.5.2. Effects of manual dominance

Comparisons between dominant and non-dominant sides demonstrated a significant difference for clearness score ($p = 0.021$) and for the EVA ($p = 0.011$), but only when the motor rotated in mediolateral direction (Table 2). In this case, participants felt less clear and lower speed/amplitude of

movement illusions when the vibration was applied to the non-dominant side. No difference was observed between sides for direction score, as well as for the other conditions of rotational orientation.

4.6. Discussion

The present study tested the impact of changing the vibration's rotational direction on kinesthetic illusions. Our results confirmed that this methodological aspect of tendon vibration does influence illusory perceptions in healthy individuals, but not to a great extent. Wrist extension illusions remained the most frequently reported illusion for all conditions of rotational direction, as expected when targeting wrist flexors [5, 7, 8]. However, any other movement than uniplanar wrist extension perceptions were still reported for 23.20-42.30% of trials depending on the tested condition, especially when using the lateromedial orientation. These results are discussed below to identify possible explanatory mechanisms and underline their relevance for future research and clinical applications of VIB-induced kinesthetic illusions.

The strongest differences of illusory perceptions were obtained when comparing the lateromedial orientation with other conditions. Distoproximal was more effective for eliciting clear and reproducible illusions of wrist extension, whereas lateromedial rotation more often led to less clear illusions in unexpected directions. Participants reported more frequently movements that included an ulnar component when using the lateromedial orientation. These observations could be explained from technological and anatomical standpoints. The magnitude of the motor's rotational movement is likely dampened by the strap and contact with the participant, the system would still 'hit' underlying structures slightly differently when changing the rotational direction (e.g. angle and locus of contact). The precise contribution of these potential physical variations cannot be further explored by our current results, but their overall effect was important enough to impact the perceived illusions. Anatomical particularities at the wrist agree well with this idea of small variations in vibration's angle/locus of contact when changing the rotation orientation. Indeed, the distal tendon of flexor carpi radialis is located slightly lateral to the wrist's center, near other flexor muscles (palmaris longus, flexor digitorum superficialis, flexor digitorum profundus). Therefore, placing the vibrator at the center of the palmar surface of the wrist like we did would be more effective to target these wrist flexors, and more preferentially the flexor carpi radialis with the lateromedial orientation (Figure 2c). Our results

did find that illusions with an ulnar deviation component (especially combined to extension) were significantly more frequent during lateromedial versus the other orientations, hence supporting the idea of a higher activation of flexor carpi radialis' muscle spindles. One would expect that the same applies to the mediolateral orientation and illusions with a radial deviation component, however, the distal tendon of flexor carpi ulnaris is more medially located with its insertion near the fifth finger on the pisiform bone [28, 29]. In line, we did not find higher occurrence of radial deviations when using the mediolateral or any other orientation. Still, perceptions of deviations and other complex multiplanar or multi-joint movements were sometimes perceived by our participants, possibly because vibration spread to nearby muscles (e.g. pronator quadratus). Another unexplored explanation for the perception of complex movements would be the possible contribution of skin mechanoreceptors to kinesthetic illusions [30, 31].

The fact that complex and variable illusions were perceived could be interesting for clinical applications, since multi-planar/joint movement are highly present in our daily lives when realizing functional tasks, such as reaching for an object [32]. Perceiving different movements without to need for changing the vibration's parameters and setup might lead to an enriched sensory experience and retraining. On the other hand, if a reproducible and direction-specific illusion is needed, for instance in research contexts, then our study recommends considering the vibrator's position and rotational orientation as factors to explore and control as much as possible. The simultaneous use of 2 or more vibrating motors around a joint could provide a better control of complex illusions and reduce variability between trials. Further research is needed to get a better grasp on all potential methodological factors that could influence vibration's efficacy to activate neurophysiological mechanisms of sensorimotor functions.

Our comparisons based on manual dominance shown less clear and lower speed/amplitude of illusions on the non-dominant side when the mediolateral rotation was used. Previous studies already highlighted handedness-related differences of kinesthetic perception. Tidoni et al. found clearer movement illusion when VIB was applied to the non-dominant side, regardless of manual dominance. However, left-handed participants perceived better range of motion during illusory movement [20]. Another study found better ability to reproduce perceived movements on the non-

dominant hand for right-handed men [34]. Hemispheric lateralization of sensorimotor functions and inter-hemispheric asymmetry could potentially explain differences of sensory perceptions between dominant and non-dominant sides. Studies using brain imagery suggested that the right hemisphere is more actively involved in conscious kinesthetic perceptions [27, 35]. Since our sample was mostly constituted of right-handed individuals (n=16/20), the relative contribution of hemispheric lateralization vs. dominance cannot be further untangled based on our data. Furthermore, the fact that between-side differences were only observed in one of our four conditions significantly reduce the scope of this finding. A bigger sample with an equal ratio of right and left-handed participants would be needed to answer this question properly.

To conclude, our study raised awareness on a new methodological factor to consider with the vibration-induced illusion paradigm, namely the orientation/position of the rotative mass relative to the targeted tendons. We stress out the importance of knowing the precise anatomical characteristics of the stimulated area, and to further identify and study other potential factors of influence. On a clinical perspective, being able to generate complex and variable movement illusions with one vibrator like we found with the lateromedial orientation could be beneficial, for instance by recreating sensations more akin to everyday functional movements and keeping the patient engaged in the task. On the other hand, other orientations like the distoproximal should be preferred if more precise and reproducible illusions are required. Altogether, our study adds relevant knowledge to the literature and contributes to gaining an advanced understanding of the tendon vibration technique. Controlling all methodological-related factors of influence is critically needed before this technology can be implemented in clinical practice.

4.7. References

1. Aman, J.E., et al., *The effectiveness of proprioceptive training for improving motor function: a systematic review*. *Frontiers in human neuroscience*, 2014. **8**: p. 1075.
2. Bolognini, N., C. Russo, and D.J. Edwards, *The sensory side of post-stroke motor rehabilitation*. *Restorative Neurology & Neuroscience*, 2016. **34**(4).
3. Sullivan, J.E. and L.D. Hedman, *Sensory dysfunction following stroke: incidence, significance, examination, and intervention*. *Topics in stroke rehabilitation*, 2008. **15**(3): p. 200-217.
4. Poenaru, D., et al., *Local Application of Vibration in Motor Rehabilitation - Scientific and Practical Considerations*. *Maedica*, 2016. **11**(3): p. 227-231.
5. Roll, J.P.D. and J.P. Vedel, *Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography*. *Experimental Brain Research*, 1982. **47**(2): p. 177-190.

6. Goodwin, M. and P. Matthews, *The contribution of muscle afferents to kinesthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralysing joint afferents*. Brain, 1972. **95**: p. 705-48.
7. Mancheva, K., et al., *Vibration-Induced Kinesthetic Illusions and Corticospinal Excitability Changes*. Journal of Motor Behavior, 2017. **49**(3): p. 299-305.
8. Calvin-Figuière, S., et al., *Antagonist motor responses correlate with kinesthetic illusions induced by tendon vibration*. Experimental Brain Research, 1999. **124**(3): p. 342-350.
9. Beaulieu, L.D., E. Ribot-Ciscar, and C. Schneider, *Mechanical Tendon Vibration Protocol to Evaluate the Integrity of Proprioceptive Integration in Chronic Stroke*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2014. **95**(10): p. e23.
10. Provost, C., et al., *Proprioceptive illusion induced by tendon vibration on the upper limb in stroke patients*. Annals of Physical and Rehabilitation Medicine, 2015. **58**(Supplement 1): p. e9.
11. Conrad, M.O., R.A. Scheidt, and B.D. Schmit, *Effects of wrist tendon vibration on arm tracking in people poststroke*. Journal of Neurophysiology, 2011. **106**(3): p. 1480-1488.
12. Ferrari, F., et al., *Proprioceptive Augmentation With Illusory Kinaesthetic Sensation in Stroke Patients Improves Movement Quality in an Active Upper Limb Reach-and-Point Task*. Frontiers in neurobotics, 2021. **15**: p. 610673.
13. Siggelkow, S., et al., *Modulation of motor evoked potentials by muscle vibration: The role of vibration frequency*. Muscle & Nerve, 1999. **22**(11): p. 1544-1548.
14. Schofield, J.S., et al., *Characterizing the effects of amplitude, frequency and limb position on vibration induced movement illusions: Implications in sensory-motor rehabilitation*. Technology and Health Care, 2015. **23**(2): p. 129-141.
15. Roll, J.P., J.P. Vedel, and E. Ribot, *Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study*. Experimental Brain Research, 1989. **76**(1): p. 213-222.
16. Marconi, B., et al., *Long-term effects on cortical excitability and motor recovery induced by repeated muscle vibration in chronic stroke patients*. Neurorehabilitation and neural repair, 2011. **25**(1): p. 48-60.
17. Fusco, G., et al., *Illusion of arm movement evoked by tendon vibration in patients with spinal cord injury*. Restorative Neurology and Neuroscience, 2016. **34**(5): p. 815-826.
18. Cordo, P., et al., *Force and displacement-controlled tendon vibration in humans*. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section, 1993. **89**(1): p. 45-53.
19. Beaulieu, L.-D., et al., *A new method to elicit and measure movement illusions in stroke by means of muscle tendon vibration: the Standardized Kinesthetic Illusion Procedure (SKIP)*. Somatosensory & motor research, 2020. **37**(1): p. 28-36.
20. Tidoni, E., et al., *Illusory movements induced by tendon vibration in right- and left-handed people*. Experimental Brain Research, 2015. **233**(2): p. 375-383.
21. Bull, F.C., T.S. Maslin, and T. Armstrong, *Global physical activity questionnaire (GPAQ): nine country reliability and validity study*. Journal of physical activity & health, 2009. **6**(6): p. 790-804.
22. Veale, J.F., *Edinburgh Handedness Inventory – Short Form: A revised version based on confirmatory factor analysis*. Laterality, 2014. **19**(2): p. 164-177.
23. Suda, M., et al., *Validity and Reliability of the Semmes-Weinstein Monofilament Test and the Thumb Localizing Test in Patients With Stroke*. Frontiers in neurology, 2020. **11**: p. 625917.
24. Appaswamy Thirumal, P., et al. *Timed Vibration Sense and Joint Position Sense Testing in the Diagnosis of Distal Sensory Polyneuropathy*. Journal of Neurosciences in Rural Practice, 2019. **10**, 273-277 DOI: 10.4103/jnpr.jnpr_241_18.
25. Lincoln, N.B., J.M. Jackson, and S.A. Adams, *Reliability and Revision of the Nottingham Sensory Assessment for Stroke Patients*. Physiotherapy, 1998. **84**(8): p. 358-365.
26. Scott, J. and E.C. Huskisson, *Vertical or horizontal visual analogue scales*. Ann Rheum Dis, 1979. **38**(6): p. 560.
27. Naito, E., T. Morita, and K. Amemiya, *Body representations in the human brain revealed by kinesthetic illusions and their essential contributions to motor control and corporeal awareness*. Neuroscience research, 2016. **104**: p. 16-30.
28. Hislop, H.J. and J. Montgomery, *Daniels and Worthingham's muscle testing : Technique of Manual Examination, 8th Edition*. 2007: p. 127-169.
29. Netter, F.H. and J. Scott, *Atlas d'anatomie humaine*. 2019: Elsevier Health Sciences.

30. Edin, B.B. and N. Johansson, *Skin strain patterns provide kinaesthetic information to the human central nervous system*. The Journal of physiology., 1995(487 1): p. 243.
31. Collins, D.F. and A. Prochazka, *Movement illusions evoked by ensemble cutaneous input from the dorsum of the human hand*. The Journal of physiology, 1996. **496**(3): p. 857-871.
32. Kimberly, J.W. and J.J. Michelle *Quantifying kinematics of purposeful movements to real, imagined, or absent functional objects: Implications for modelling trajectories for robot-assisted ADL tasks***. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2007. **4**, 7 DOI: 10.1186/1743-0003-4-7.
33. Maitre, J., et al., *The tightening parameters of the vibratory devices modify their disturbing postural effects*. Journal of biomechanics, 2021. **126**: p. 110624.
34. Adamo, D.E., S. Scotland, and B.J. Martin, *Upper limb kinesthetic asymmetries: Gender and handedness effects*. Neuroscience Letters, 2012. **516**(2): p. 188-192.
35. Naito, E., et al., *Development of Right-hemispheric Dominance of Inferior Parietal Lobule in Proprioceptive Illusion Task*. Cerebral cortex (New York, N.Y. : 1991), 2017. **27**(11): p. 5385-5397.
36. Lapole, T., et al., *Achilles tendon vibration-induced changes in plantar flexor corticospinal excitability*. Experimental Brain Research, 2015. **233**(2): p. 441-448.
37. Rosenkranz, K. and J.C. Rothwell, *Differential effect of muscle vibration on intracortical inhibitory circuits in humans*. The Journal of physiology, 2003. **551**(2): p. 649-660.
38. Romaguère, P., et al., *Motor and parietal cortical areas both underlie kinaesthesia*. Cognitive Brain Research, 2003. **16**(1): p. 74-82.

CHAPITRE 5 – ARTICLE #2

Title: Modulation of corticospinal excitability during kinesthetic illusion induced by musculotendinous vibration

Authors: Lydiane Lauzier¹, Marie-Pier Perron¹, Laurence Munger¹, Émilie Bouchard¹, Jacques Abboud², François Nougrou³, Louis-David Beaulieu¹

¹ Lab BioNR, Centre intersectoriel en santé durable, Université du Québec à Chicoutimi, Chicoutimi, QC

² Groupe de Recherche sur les Affections Neuromusculosquelettiques (GRAN), Département des sciences de l'activité physique, Université du Québec à Trois-Rivières, Trois-Rivières, QC

³ Laboratoire de signaux et systèmes intégrés (LSSI), Département de génie électrique et informatique, Université du Québec à Trois-Rivières, Trois-Rivières, QC

Corresponding author: Louis-David Beaulieu (email : louis-david_beaulieu@uqac.ca)

Status: Article submitted to *Journal of Neurophysiology* (10/02/2023) [Currently in revision].

5.1. Résumé

Introduction : Les mécanismes neurophysiologiques qui sous-tendent les effets des illusions de mouvement induites par la vibration musculo-tendineuse (VMT) demeurent peu compris, malgré le fait que cela est étudié depuis plusieurs décennies. Le but de l'étude est d'investiguer les effets des illusions sur l'excitabilité corticospinale grâce à l'utilisation de la stimulation magnétique transcrânienne (SMT).

Méthodologie : 20 adultes en santé ont reçu une VMT au niveau des tendons fléchisseurs du poignet (80 Hz, 10 mm, 10s) La SMT était appliquée simultanément au-dessus du cortex moteur primaire (M1) de la représentation corticale des muscles extenseurs du poignet à 120% du seuil moteur au repos dans 4 conditions aléatoires (10 essais/condition) : ligne de base (sans VMT) puis à 1s, 5s et 10s après le début de la VMT. Les moyennes d'amplitudes et de latence des potentiels moteurs évoqués (MEPs) ont été calculées.

Résultats : Les analyses statistiques ont démontré un effet significatif des conditions (moments de stimulation) pour les amplitudes de MEPs ($p=0,014$). Les comparaisons paires ont effectivement soulevé une diminution d'excitabilité corticospinale à la 1^{re} sec de VMT comparativement à la 5^e sec ($p=0,012$) et à la 10^e sec ($p=0,002$) durant la VMT. Toutefois, aucune différence significative a été démontrée entre la ligne de base et les données prises durant la VMT.

Discussion : Les résultats suggèrent une variation d'excitabilité corticospinale qui est dépendante du temps au niveau du muscle antagoniste à celui vibré, c'est-à-dire celui qui impliqué dans l'illusion de mouvement perçu. L'augmentation graduelle d'excitabilité corticospinale durant la période de VMT de 10s serait directement reliée à l'augmentation graduelle de la perception d'illusion. À la 1^{re} seconde, l'illusion ne serait pas encore perçue par l'individu ou du moins elle ne serait pas assez intense. À cet instant, l'effet de diminution d'excitabilité corticospinale pourrait s'expliquer par la synergie entre le muscle vibré et non vibré. Des mécanismes d'inhibition spinaux comme l'inhibition réciproque pourraient être impliqués en réponse à une augmentation d'excitabilité du muscle vibré. L'augmentation graduelle observée dans la seconde portion de l'intervalle de VMT pourrait quant à elle être reliée à la perception d'illusions qui se construit progressivement.

Conclusion : Les données obtenues suggèrent que la VMT aurait un effet de neuromodulation qui est dépendante du temps et des perceptions d'illusions. D'autres études toutefois seraient nécessaires pour investiguer davantage ces mécanismes neurophysiologiques.

5.2. Abstract

Introduction: Despite being studied for >50 years, the neurophysiological mechanisms underlying vibration(VIB)-induced kinesthetic illusions are still unclear. The aim of this study was to investigate how corticospinal excitability tested by transcranial magnetic stimulation (TMS) is modulated during VIB-induced illusions.

Methods: Twenty healthy adults received vibration over wrist flexor muscles (80 Hz, 1 mm, 10s). TMS was applied over the primary motor cortex representation of wrist extensors at 120% of resting motor threshold in four random conditions (10 trials/condition) : baseline (without VIB), 1s, 5s and 10s after VIB onset. Means of motor evoked potentials (MEP) amplitudes and latency of were calculated.

Results: Statistical analysis found a significant effect of conditions (stimulation timings) for MEP amplitudes ($p=0.014$). Paired-comparisons demonstrated lower corticospinal excitability during VIB at 1s compared to 5s ($p=0.012$) and 10s ($p=0.002$), although none of them differed to baseline values.

Discussion: Results suggest a time-specific modulation of corticospinal excitability in muscles antagonistic to those vibrated, i.e. muscles involved in the perceived movement. The progressive increase of excitability during the 10s VIB period is paralleled by the progressive increase in illusion strength. At 1s, the illusion is not yet perceived or not strong enough to up-regulate corticospinal networks coherent with the proprioceptive input. Spinal mechanisms, as reciprocal inhibition, could also contribute to lower the corticospinal drive of non vibrated muscles in short period before the illusion emerges.

Conclusion: Our results suggest that neuromodulatory effects of VIB are likely time-dependent, and that future work is needed to further investigate underlying mechanisms.

Keywords : Kinesthetic illusion, tendon vibration, transcranial magnetic stimulation, primary motor cortex.

5.3. Introduction

Musculotendinous vibration (VIB) is a peripheral neurostimulation method known to elicit kinesthetic illusions in absence of visual feedback [1, 2]. This method strongly stimulates muscle spindles of the vibrated muscle, therefore sending proprioceptive information perceived by the person as an illusory feeling of movement coherent with the stretching of the stimulated muscle [3, 4]. Vibration-induced kinesthetic illusion has been recently proposed as an innovative diagnostic and therapeutic approach for individuals with somatosensory and motor deficits [5-7], for instance, resulting from stroke, dystonia, multiples sclerosis or musculoskeletal injuries [8].

Mechanisms involved in the processing of vibration-induced afferents have been studied in the past with the use of different neurophysiological tools, including neuroimaging [9, 10] and transcranial magnetic stimulation of the primary motor cortex (TMS) [2, 11, 12]. Studies that used neuroimagery during VIB found a higher activation of motor cortical areas when VIB induced kinesthetic illusions [9, 10]. Pairing tendon vibration with TMS provides a unique way of probing sensorimotor transduction mechanisms within networks involved in motor programming and control [2, 13]. So far, most previous studies vibrated musculotendinous structures without inducing kinesthetic illusions (for example with eyes open and looking at the vibrated limb) and often found an increase in corticospinal excitability of the vibrated muscle [11, 12, 14], an effect that was sometimes sustained for at least 30 minutes [15, 16]. For the few studies that elicited illusions, there is still a misunderstanding of the mechanisms behind these sensations. However, evidence tends to show an increase in the antagonist muscle activity [1, 10], i.e. those that would be involved in controlling the perceived movement. Although evidence about the impact of VIB on neural networks remains scarce, it does underscore that vibration-induced afferents interact with motor cortex and corticospinal networks. However, most previous studies tested the after-effects of a repeated VIB application on corticomotor excitability [15, 17, 18]. Therefore, the time course of corticospinal excitability tested *during* the perception of a kinesthetic illusion has not been extensively studied and could provide important knowledge on time-specific mechanisms of sensorimotor processing occurring during the illusion.

The main objective of this study was to investigate corticospinal excitability at different time points (1s, 5s, 10s) during vibration-induced kinesthetic illusions. We hypothesized that a progressive build-up of corticospinal excitability is observed during the first 5s in antagonist muscles since illusions are typically increasing in strength/speed and probability of occurrence in the first few seconds [3, 19, 20]. Similar or lower corticospinal excitability are expected at 10s compared to 5s, considering that illusions are most often either continuing at constant speed or slowing down/disappearing when high joint amplitudes are reached [3, 19].

5.4. Materials and methods

5.4.1. Participants

Twenty healthy participants were recruited for one experimental session of about 1.5 hours realized at the BioNR research laboratory (*Université du Québec à Chicoutimi*). Selection criteria were to be aged between 18 and 35 years old and have no neurological or musculoskeletal disorders affecting the upper limb. Participant's characteristics are detailed in *Table 1*. Ethical approbation (#2020-409) was obtained before recruitment and all participants gave their written consent before the beginning of the experiment.

5.4.2. Experimental procedure

Participants first completed 3 questionnaires: (i) a questionnaire about personal characteristics (i.e. age, sex, height, weight, comorbidity, medical background), (ii) the Global Physical Activity Questionnaire (GPAQ) [21] and (iii) the Edinburgh Handedness Inventory short form (EHI) [22]. A screening was then proceeded by the same evaluator for both wrists to ensure that participants had a normal somatosensory function, using the following validated tests: (i) Semmes-Weinstein monofilaments (hand set) to assess sensitivity to pressure [23]; (ii) 128 Hz tuning fork to assess vibratory sensation [24] and (iii) Nottingham Sensory Assessment to test wrist proprioception [25]. Participants were seated in a chair with their arm supported on a table and their vision was obstructed during the whole experiment (Figure 1). Vibration and TMS procedures were repeated on the dominant and non-dominant sides in a randomized order between participants.

Table 1. Participant's characteristics, clinical measures and optimal angle

Characteristics		
Sample size (males/females)	20 (7/13)	
Lateral dominance (right/left)	16/4	
	Mean ± SD	Range
Age (years)	24 ± 3	18 - 31
Weight (kg)	68.5 ± 11.9	47.60 – 93.90
Height (cm)	170.1 ± 11.9	150 - 189
Edinburgh Handedness Inventory	67.50 ± 63.80	-87.50-100
Physical activity level (min/week)	2244.80 ± 2298.61	240-10416
Clinical measures		
	Mean ± SD	
Monofilament test (grams)		
- Dominant	3.25 ± 0.46	
- Non dominant	3.25 ± 0.46	
Cutaneous vibration sense (s)		
- Dominant	8.14 ± 1.90	
- Non dominant	7.53 ± 1.75	
Bone vibration sense (s)		
- Dominant	8.87 ± 2.03	
- Non dominant	8.91 ± 2.08	
Nottingham assessment scale (sensory subscale /3)		
- Dominant	3.00 ± 0	
- Non dominant	3.00 ± 0	
Optimal angle (degrees)		
- Dominant	33.25 ± 11.84	
- Non dominant	35.75 ± 6.54	

Legend: SD: Standard deviation. Optimal angle: Expressed in degrees of wrist extension. Data obtains with SKIP.

**Figure 1. Participant's positioning during experimental session.**

Legend. Participant was seated with their forearm supported on a table. Goniometer was used to identify the optimal illusion angle (SKIP procedure). The vibration device was strapped and applied over the wrist flexor muscles.

5.4.3. Vibration procedure

Kinesthetic illusions were induced by a custom-made vibratory device which consist of a vibration motor (Precision Microdrives, London, UK) and controlled via MATLAB software (Mathworks, Natick, Massachussetts, USA). Vibration was applied over the forearm on the wrist flexor tendons (80 Hz frequency, ~1mm amplitude, 10 seconds) [26]. Standardized Kinesthetic Illusions Procedure (SKIP) was strictly followed to standardize directives given to the participant to identify an optimal joint position, to induce the clearest illusions, and to qualitatively measure the perceived illusory movement (for more details [26]). The SKIP rating sheet was used to qualify illusions in terms of clearness/precision (perfectly clear and precise = 3; moderately clear/precise = 2; vague and not precise = 1; no illusion = 0) and direction (illusion in the expected direction (i.e. which would stretch the vibrated tendons) = 1; any other direction = 0).

5.4.4. TMS procedure

Surface electromyography followed SENIAM recommendations for electrodes' placement and standard skin preparation [27]. Ag-AgCl electrodes (Kendall, Cardinal Health Canada Inc, Ontario, Canada) were placed 1 cm apart on the belly of extensor digitorum communis (EDC) muscle on both dominant and non-dominant sides. The ground electrode was placed over the olecranon on the tested side. Electromyographic signals were amplified before digitization at 2 kHz sampling rate (1902 & 1401 systems, Cambridge Electronic Design Limited, UK) and computer-stored for online display and offline analysis (Spike 2 software, Cambridge Electronic Design Limited, UK). Single-pulse (monophasic, 400 μ s pulse width, posteroanterior electric current direction in the cortex) TMS was delivered using a MagStim 200² (MagStim Company, UK) through a 70 mm diameter figure-of-eight coil placed tangentially to the scalp with the handle oriented 45° in the mid-sagittal plane [28]. The vertex and primary motor cortex (M1) were first identified using the 10-20 EEG system [29]. Then, the location and coil position eliciting the largest motor evoked potentials (MEP) at lowest stimulus intensity in the contralateral EDC muscle (i.e. the hotspot) was identified and marked on the scalp using a surgical pen to ensure reliable positioning and orientation of the coil throughout the testing session [28]. EMG recordings were constantly monitored during TMS measurements to visually

ensure complete relaxation of the tested muscle. Resting motor threshold (rMT) was found using the Motor Threshold Assessment Tool 2.0 software (MTAT 2.0) (Clinicalresearcher.org, South Carolina, USA) which estimates the lowest stimulation intensity to evoke motor evoked potential (MEP) greater than 50 μ V based on a threshold-hunting algorithm [13, 30]. The rMT identification procedure was stopped when its estimation reached a 95% confidence level, which often required 30-40 trials at various intensities. TMS was delivered at 120% rMT in four conditions (10 trials/condition, random order of conditions between participants and sides) consisting of different timings between vibration start and TMS delivery: baseline condition without vibration (Baseline), TMS delivered 1s (t1), 5s (t5) and 10s (t10) after vibration start. TMS was automatically triggered by vibration start using a synchronisation circuit linked to the control interface of the vibration system developed by our team on Matlab.

5.4.5. Data reduction and statistical analysis

Three TMS outcome measures were acquired: (i) rMT (% maximal stimulator output) reflecting global M1 and corticospinal excitability; (ii) mean from 10 trials for MEP latency (onset of TMS artifact to onset of MEP) reflecting brain-muscle conduction time and (iii) peak-to-peak MEP amplitude reflecting the volume of M1 cells activated by TMS and temporal summation/synchronization of descending volleys within the corticospinal track [13]. However, only MEP latency and amplitude were collected during the four experimental conditions testing how vibration influences corticospinal excitability. Statistical analysis was complete with SPSS version 26 (Armonk, NY, United States) with a significant alpha risk below 0.05. Data normality and the absence of outliers were respectively confirmed by the Shapiro-Wilk test and visual screening of box-and-whiskers produced by SPSS in which outliers are automatically identified. Of note, sphericity assumption was sometimes violated but appropriately corrected using the Greenhouse-Geiser method. Data from dominant and non-dominant sides were pooled to explore the global effect of stimulation timings with an increased statistical power. A repeated measures analysis of variance (ANOVA) was applied using factor *Stimulation timings* (Baseline, t1, t5 and t10). In cases of significant effects in ANOVA results, pair-wise Bonferroni tests were realized between timing conditions. Secondary analyses were done to

compare all TMS outcomes and SKIP measures between sides to explore the potential influence of manual dominance since these data were available. A repeated measures ANOVA was performed separately for each side. SKIP measures (clearness/precision and direction) were analyzed using non-parametric approach with Wilcoxon test since we consider the mean values for each condition.

5.5. Results

5.5.1. Effect of VIB on corticospinal excitability

Repeated measures ANOVA found a significant effect of timings on MEP amplitudes [$F = 4.420$ (2.07; 80.72), $p=0.014$]. As shown in fig 2.A, pair-wise comparisons showed that MEP amplitudes were significantly lower in t1 compared to t5 ($p=0.012$) and t10 ($p=0.002$). When each hemisphere was analyzed independently, ANOVA did not show a significant difference between stimulation timings (figure 2.B). No difference was found between baseline and t1-t5-10 data. No effect of timing was found for MEP latency measures. Kinesthetic illusion perceptions were stable across each VIB conditions (Table 2), demonstrating mostly moderately a clear and precise illusion in the expected direction.

5.5.2. Effect of handedness

Results of SKIP scores didn't show any difference between dominant and non-dominant sides for clearness and direction scores at baseline and each stimulation timing (Table 2). For TMS measures, we observed a significantly higher rMT on the dominant side vs. non-dominant side ($p=0.027$). No between-side difference was found for MEP amplitude and latency data (Table 3).

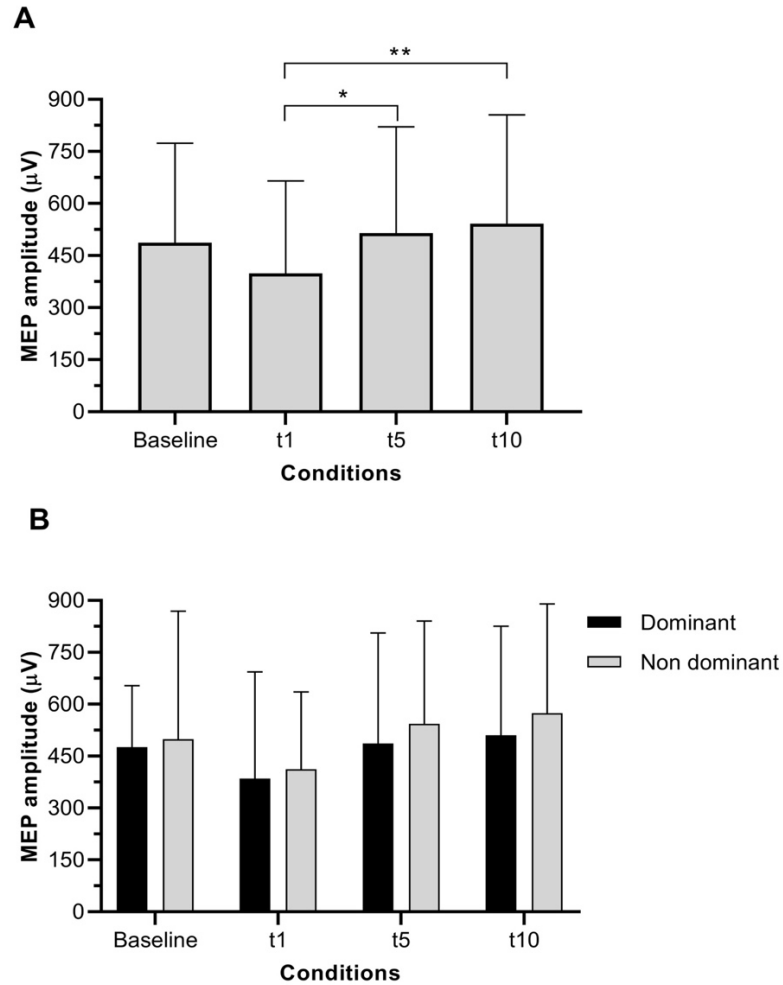


Figure 2. Mean MEP amplitudes in different stimulations timings.

Legend: A) shows mean MEP amplitudes for pooled data; B) shows mean MEP amplitudes on the dominant and non dominant side. MEP: Motor evoked potential. * indicates significant difference ($p < 0.05$) and ** ($p < 0.01$).

Table 2. SKIP scores according to different stimulation timing during VIB and handedness.

		t1	t5	t10
		[Median (IQR)]	[Median (IQR)]	[Median (IQR)]
Clearness score SKIP (3)	Pooled	2.10 (1.73-2.40)	2.00 (1.70-2.40)	2.00 (1.53-2.40)
	D	2.20 (1.82-2.47)	2.15 (1.70-2.50)	2.00 (1.52-2.37)
	ND	1.90 (1.55-2.40)	1.95 (1.52-2.25)	1.95 (1.52-2.40)
Direction score SKIP (1)	Pooled	0.80 (0.60-1.00)	0.80 (0.60-1.00)	0.80 (0.60-1.00)
	D	0.85 (0.60-1.00)	0.85 (0.60-1.00)	0.85 (0.62-1.00)
	ND	0.70 (0.60-1.00)	0.60 (0.45-1.00)	0.70 (0.45-0.97)

Legend: t1: stimulation at 1second, t5: stimulation at 5 seconds, t10: stimulation at 10 seconds. D : dominant side; ND : non dominant side. SKIP: Standardized Kinesthetic Illusion Procedure. Clearness/precision (perfectly clear and precise = 3; moderately clear/precise = 2; vague and not precise = 1; no illusion = 0) and direction (illusion in the expected direction (i.e., which would stretch the vibrated tendons) = 1; any other direction = 0). IQR: 25e-75e interquartile range

Table 3. TMS data for each condition.

		Baseline	t1	t5	t10
MEP amplitude (μV)	Pooled	487.38 ± 286.58	398.67 ± 266.08 ^{a,b}	514.93 ± 305.65 ^a	542.23 ± 312.54 ^b
	D	475.75 ± 177.76	385.47 ± 308.09	486.50 ± 319.16	510.70 ± 314.59
	ND	499.02 ± 369.72	411.87 ± 223.70	543.18 ± 297.30	573.76 ± 315.98
MEP latency (ms)	Pooled	17.64 ± 1.40	17.00 ± 3.31	17.46 ± 2.00	17.56 ± 1.94
	D	17.83 ± 1.42	16.87 ± 4.23	17.66 ± 1.30	17.83 ± 1.38
	ND	17.62 ± 1.17	17.64 ± 1.55	17.80 ± 1.22	17.82 ± 1.23
rMT (%MSO)	D	43.19 ± 8.42 ^c	-	-	-
	ND	39.71 ± 6.12 ^c	-	-	-

Legend: Data are expressed mean ± SD. D: Dominant, ND: Non dominant, MEP: Motor evoked potential, MSO: Maximal stimulation output, t1: stimulation at 1second, t5: stimulation at 5 seconds, t10: stimulation at 10 seconds. ^{a,b} indicate a significant difference $p < 0.05$ between timings. ^c indicate a significant difference $p < 0.05$ between D and ND.

5.6. Discussion

The present study investigated the modulating influence of vibration-induced proprioceptive inflow and kinesthetic illusion on corticospinal excitability. Our results only partially support the initial hypothesis. As anticipated, MEP amplitudes at 5s and 10s after vibration onset were statistically higher compared to those obtained at 1s, with no further significant increase between 5s and 10s time-points. However, no statistical difference between baseline measures was found, and the overall portrait (Figure 2) suggests that corticospinal excitability might in fact decrease early after vibration start, and then increases toward mid and end time-points of the 10-s vibration period. The potential neurophysiological underpinnings of these observations along with their recommendations for future applications of VIB-induced illusions are discussed below.

5.6.1. Effect of VIB on corticospinal excitability

Only a few studies tested the effects of VIB-induced illusions on corticospinal excitability in healthy population. Mancheva et al. [2] applied VIB in 15 participants over wrist flexors using three experimental conditions. The control condition (eyes open and looking at the vibrated hand) had no

effect on corticospinal excitability, whereas the two conditions of illusion (eyes closed & eyes open but hand hidden from sight) led to a significant increase in MEP amplitudes for the vibrated flexor muscles. The illusion condition with eyes open also caused a significant increase in MEP amplitudes for wrist extensors. Naito et al. 2002 [31] applied VIB over wrist extensors in eight participants while the hand of the vibrated side laid over the dorsal part of the non-vibrated hand. Participants reported perceiving both of their hands flexing, and corticospinal excitability was influenced only in conditions where a kinesthetic illusion was present, like Mancheva et al.'s observations. However, corticospinal changes were not in the same direction: they were respectively upregulated (higher MEP amplitudes and lower latencies) for the antagonistic muscles (wrist flexors) and downregulated for the vibrated ones (extensors). Talis et al. [20] also elicited illusions of wrist movement by vibrating wrist flexors and extensors and applied TMS during VIB. However, the comparison between their results and other studies, including ours, is hindered by important methodological differences (i.e. TMS triggered by the occurrence of EMG activity in the tested muscles, TMS outputs measured in terms of a 'muscle response' instead of a MEP, i.e. min-max EMG over the 10–100 ms period after TMS). They did however observe increases in TMS-evoked muscle responses during VIB, especially when vibrating wrist extensors. The literature having verified the influence of kinesthetic illusions on corticospinal excitability remains scarce, heterogeneous and controversial. Nevertheless, they underscore the relevance of VIB-induced illusions for unveiling and studying the role of the primary motor cortex in movement perceptions [31, 32].

Other studies tested the effects of VIB on corticospinal excitability, but without creating kinesthetic illusions. Using a short VIB duration of 1.5s, Rosenkranz et al. observed higher MEP amplitudes for the vibrated intrinsic hand muscles and the opposite effect (reduction of MEP amplitudes) for the non vibrated muscles at 1s after VIB onset [12]. The same pattern was found by other authors, i.e. an increased MEP amplitudes and shortening of MEP latencies at 3s after VIB start for the vibrated wrist extensors [33] or wrist flexors [34] and the opposite effect observed in the non vibrated antagonist muscle [34]. Paired-pulse TMS paradigms, used to indirectly estimate the integrity of mechanisms of intracortical inhibition and facilitation in the motor cortex [13], have shown a reduction of cortical inhibition (= disinhibition) for the vibrated muscle [12, 34] and an increased

inhibition for the antagonist [34]. Of note, all these studies only delivered TMS at one time during VIB, all below 5 s. There are other studies that, which like us, stimulated at different time points during VIB (but without eliciting an illusion) to investigate the time course of corticospinal excitability. Siggelkow et al. vibrated wrist extensor muscles for 4s and delivered TMS at 0.5s and 3s after VIB start. MEP amplitudes were significantly depressed compared to a control condition without VIB for the antagonist wrist flexors, particularly at 0.5s compared to 3s (similarly to what we found at 1s vs. 5s time points) and with the opposite pattern observed for the vibrated wrist extensor muscles [11]. In another study, VIB was applied for 60s over the Achilles' tendon and mean TMS measures were obtained with the 3 maximal responses out of 10 random timings during VIB (first at 3s after VIB onset and others were taken with inter-stimulation timings varying from 3s to 10s). Their results did not show any effect on the non vibrated antagonistic muscle, but an increased excitability was present for the vibrated one [14].

Overall, evidence from the literature underscores the key influence of perceiving or not a kinesthetic illusion. As described above, opposite effects are often reported between the vibrated and antagonistic muscles [11, 12, 34], but the direction of these effects is not always similar between studies. It seems that VIB has mostly an excitatory influence on M1 and corticospinal networks [32], but the resulting effect depends on how the nervous system process the induced proprioceptive afferents. In the absence of an illusion, the effect tends toward an increased corticospinal drive for the control of vibrated muscles [11, 12, 14, 33-36]. This could be linked for instance to a counteractive response to an unanticipated stretching of the muscle in order to maintain stability/posture of the disturbed joint position [37]. Conversely, perceiving a kinesthetic illusion would favor an increased in excitability in networks involved in the sensorimotor control of this movement, hence favoring an increased in corticospinal excitability of antagonistic muscles to the vibration [2, 31, 32]. In our study, we stimulated wrist flexors to induce a kinesthetic illusion of extension and tested corticospinal excitability of the antagonist muscles. Our results add further evidence of an excitatory influence of kinesthetic illusion on agonistic muscles to the vibration. Indeed, we found a variation of corticospinal excitability that tended to show a progressive build-up of excitability between the first 1-5s after VIB start. In support of the hypothesis that different mechanisms and networks are involved in the

presence vs. absence of illusions, Romaiquere et al. studied the impact of kinesthetic illusion with functional neuroimaging and found that motor and parietal cortex were activated during VIB-induced illusions whereas these regions were little or not activated in the absence of an illusion [9].

Interestingly, our data also suggest a first decrease of MEP amplitude at an early stage of VIB (1s). Three previous studies already found a similar decrease of MEP amplitudes early after VIB start, particularly evident at 0.5s [11, 12, 34]. This early pattern of reduced corticospinal excitability toward antagonistic muscles could be explained by the fact that kinesthetic illusions take time to build in clearness and speed [20]. Therefore, an increase in corticospinal drive might first occur in vibrated muscles with the opposite effect for antagonistic muscles, as shown in previous studies [11, 12, 34]. The specific mechanisms involved can only be speculated since the respective contribution of spinal and cortical networks cannot be distangled from TMS-related measures of MEP amplitudes. Still, it can be argued that early changes in corticospinal excitability between antagonistic muscles could involve spinal mechanisms of reciprocal inhibition [33, 34]. Then, when clear illusions are perceived after a few seconds, the shift in excitability changes between the vibrated muscles and their antagonists would further involve fronto-parietal cortical networks [9, 38] excitability between antagonistic muscles.

5.6.2. Effect of handedness

Resting motor thresholds were significantly higher on the dominant side with a mean difference of 3.48% maximal stimulation output (MSO) ($\pm 6.5\%$), suggesting a higher overall corticospinal excitability for the non-dominant hemisphere. Only a few studies investigated interhemispheric differences of proprioceptive coding and corticospinal excitability, but none used a combined paradigm of vibration and TMS. They mostly found interhemispheric differences in the lateralization of sensorimotor function. Indeed, the right hemisphere appeared to have a dominant role in the processing and perception of a kinesthetic illusion [38, 39]. However, when looking at our data on an individual level, this finding was not systematic. Indeed, nine participants out of 20 presented a lower rMT on the non-dominant side (mean difference of 9.58% MSO ± 4.03), whereas six others had practically no interhemispheric difference (difference of 0.35% MSO ± 0.57) and the

remaining five demonstrated the opposite pattern (i.e. rMT lower on the dominant side, mean difference of $3.75\% \text{ MSO} \pm 1.98$). Also, this observation was not related to the random order of TMS tests between hemispheres, since re-organizing rMT data based on which hemisphere was tested first does not show an order effect (mean difference of $0.24 \pm 7.41\% \text{ MSO}$ between the first and second tested hemisphere).

5.6.3. Study limitations and future considerations

Lacking concomitant neurophysiological measures of spinal networks, as well as scarce and controversial evidence from the literature preclude from proposing reliable explanations about mechanisms underlying our results. Results from our study and others [12, 14] encourage to further investigate spinal (i.e using electrical nerve stimulation and H/M and F waves paradigms for testing spinal and motoneuronal circuitries [16, 33]), cortical (brain imagery [9, 38, 39]) and corticospinal (TMS [18, 34]) mechanisms involved in processing VIB-induced afferents. It would be highly interesting to precisely track the timecourse of kinesthetic perceptions to verify if their apparition/absence/disappearance coincide with shifting of excitability between the vibrated and antagonistic muscles. This could maybe help reconcile some of the controversial results in the literature, considering that TMS timing delivery is so far mostly arbitrarily determined and varies between studies. Completely opposite corticospinal effects (with likely different underlying mechanisms) could be obtained depending on the chosen time of TMS testing, hence adding an important factor of variation that remains so far overlooked. The sample size is small and results can only be generalized to healthy and young individuals, therefore limiting the clinical usefulness of our findings. Also, we arbitrarily selected the timepoints of TMS measures and VIB duration. Including more TMS measures at several time-points that can be linked to predictable phases of VIB processing (i.e. before afferents reach the cortex, before illusion is perceived, at highest illusion strength, when the illusion disappears, etc.) would bring better insights on neurophysiological underpinnings of VIB-induced proprioceptive coding.

5.7. Conclusion

To conclude, our results suggest that there is a dynamic modulation of corticospinal excitability during kinesthetic illusions, which mostly points toward a progressive build up of corticospinal excitability in networks involved in the control of muscles, as well involved in realizing the perceived movement. Whether this excitability increase is preceded by an opposite influence at an early stage, where the illusion has not began, remains to be validated in the future. Results from previous studies have demonstrated promising effects of VIB on motor function and neural plasticity in corticospinal networks [17, 32, 40], however, the underlying explanatory mechanisms remain poorly understood. A better understanding of these mechanisms is needed before considering this modality in the clinical management of proprioceptive disorders.

5.8. References

1. Calvin-Figuière, S., et al., *Antagonist motor responses correlate with kinesthetic illusions induced by tendon vibration*. *Experimental Brain Research*, 1999. **124**(3): p. 342-350.
2. Mancheva, K., et al., *Vibration-Induced Kinesthetic Illusions and Corticospinal Excitability Changes*. *Journal of Motor Behavior*, 2017. **49**(3): p. 299-305.
3. Roll, J.P. and J.P. Vedel, *Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography*. *Experimental Brain Research*, 1982. **47**(2): p. 177-190.
4. Roll, J.P., J.P. Vedel, and E. Ribot, *Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study*. *Experimental Brain Research*, 1989. **76**(1): p. 213-222.
5. Conrad, M.O., R.A. Scheidt, and B.D. Schmit, *Effects of wrist tendon vibration on arm tracking in people poststroke*. *Journal of Neurophysiology*, 2011. **106**(3): p. 1480-1488.
6. Poenaru, D., et al., *Local Application of Vibration in Motor Rehabilitation - Scientific and Practical Considerations*. *Maedica*, 2016. **11**(3): p. 227-231.
7. Souron, R., et al., *Acute and chronic neuromuscular adaptations to local vibration training*. *European Journal of Applied Physiology*, 2017. **117**(10): p. 1939-1964.
8. Aman, J.E., et al., *The effectiveness of proprioceptive training for improving motor function: a systematic review*. *Frontiers in human neuroscience*, 2014. **8**: p. 1075.
9. Romaguère, P., et al., *Motor and parietal cortical areas both underlie kinaesthesia*. *Cognitive Brain Research*, 2003. **16**(1): p. 74-82.
10. Naito, E., et al., *Human limb-specific and non-limb-specific brain representations during kinesthetic illusory movements of the upper and lower extremities*. *European Journal of Neuroscience*, 2007. **25**(11): p. 3476-3487.
11. Siggelkow, S., et al., *Modulation of motor evoked potentials by muscle vibration: The role of vibration frequency*. *Muscle & Nerve*, 1999. **22**(11): p. 1544-1548.
12. Rosenkranz, K. and J.C. Rothwell, *Differential effect of muscle vibration on intracortical inhibitory circuits in humans*. *The Journal of physiology*, 2003. **551**(2): p. 649-660.
13. Rossini, P.M., et al., *Non-invasive electrical and magnetic stimulation of the brain, spinal cord, roots and peripheral nerves: Basic principles and procedures for routine clinical and research*

- application. An updated report from an I.F.C.N. Committee. Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 2015. **126**(6): p. 1071-1107.
14. Lapole, T., et al., *Achilles tendon vibration-induced changes in plantar flexor corticospinal excitability*. *Experimental Brain Research*, 2015. **233**(2): p. 441-448.
 15. Bisio, A., et al., *Kinaesthetic illusion shapes the cortical plasticity evoked by action observation*. *Journal of physiology*, 2019. **597**(12): p. 3233-3245.
 16. Christova, M., et al., *Vibration stimulation during non-fatiguing tonic contraction induces outlasting neuroplastic effects*. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 2010. **20**(4): p. 627-35.
 17. Marconi, B., et al., *Long-term effects on cortical excitability and motor recovery induced by repeated muscle vibration in chronic stroke patients*. *Neurorehabilitation and neural repair*, 2011. **25**(1): p. 48-60.
 18. Lapole, T., et al., *Acute effects of Achilles tendon vibration on soleus and tibialis anterior spinal and cortical excitability*. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 2012. **37**(4): p. 657-663.
 19. Seizova-Cajic, T., et al., *Proprioceptive movement illusions due to prolonged stimulation: reversals and aftereffects*. *PloS one*, 2007. **2**(10): p. e1037.
 20. Talis, V.L., I.A. Solopova, and O.V. Kazennikov, *Changes in corticospinal excitability in the reactions of forearm muscles in humans to vibration*. *Neuroscience and behavioral physiology*, 2010. **40**(1): p. 21-8.
 21. Bull, F.C., T.S. Maslin, and T. Armstrong, *Global physical activity questionnaire (GPAQ): nine country reliability and validity study*. *Journal of physical activity & health*, 2009. **6**(6): p. 790-804.
 22. Veale, J.F., *Edinburgh Handedness Inventory – Short Form: A revised version based on confirmatory factor analysis*. *Laterality*, 2014. **19**(2): p. 164-177.
 23. Suda, M., et al., *Validity and Reliability of the Semmes-Weinstein Monofilament Test and the Thumb Localizing Test in Patients With Stroke*. *Frontiers in neurology*, 2020. **11**: p. 625917.
 24. Prabhakar, A.T., et al., *Timed vibration sense and joint position sense testing in the diagnosis of distal sensory polyneuropathy*. *Journal of Neurosciences in Rural Practice*, 2019. **10**(02): p. 273-277.
 25. Lincoln, N.B., J.M. Jackson, and S.A. Adams, *Reliability and Revision of the Nottingham Sensory Assessment for Stroke Patients*. *Physiotherapy*, 1998. **84**(8): p. 358-365.
 26. Beaulieu, L.-D., et al., *A new method to elicit and measure movement illusions in stroke by means of muscle tendon vibration: the Standardized Kinesthetic Illusion Procedure (SKIP)*. *Somatosensory & motor research*, 2020. **37**(1): p. 28-36.
 27. Hermens, H.J., et al., *Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures*. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2000. **10**(5): p. 361-374.
 28. Groppa, S., et al., *A practical guide to diagnostic transcranial magnetic stimulation: Report of an IFCN committee*. *Clinical Neurophysiology*, 2012. **123**(5): p. 858-882.
 29. Klem, G.H., et al., *The ten-twenty electrode system of the International Federation*. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 1999. **52**(3): p. 3-6.
 30. Awiszus, F. and J. Borckardt, *TMS Motor Threshold Assessment Tool (MTAT 2.0)*. 2010.
 31. Naito, E., P.E. Roland, and H.H. Ehrsson, *I feel my hand moving: a new role of the primary motor cortex in somatic perception of limb movement*. *Neuron*, 2002. **36**(5): p. 979-988.
 32. Dilena, A., et al., *What is the effect of bodily illusions on corticomotoneuronal excitability? A systematic review*. *PloS one*, 2019. **14**(8): p. e0219754.
 33. Kossev, A., et al., *Muscle vibration: Different effects on transcranial magnetic and electrical stimulation*. *Muscle & Nerve*, 1999. **22**(7): p. 946-948.
 34. Rosenkranz, K., et al., *Focal reduction of intracortical inhibition in the motor cortex by selective proprioceptive stimulation*. *EXPERIMENTAL BRAIN RESEARCH*, 2003. **149**(Part 1): p. 9-16.
 35. Liepert, J. and C. Binder, *Vibration-induced effects in stroke patients with spastic hemiparesis—a pilot study*. *Restorative neurology and neuroscience*, 2010. **28**(6): p. 729-735.
 36. Schrader, C., et al., *Changes in processing of proprioceptive information in Parkinson's disease and multiple system atrophy*. *Clinical neurophysiology*, 2008. **119**(5): p. 1139-1146.
 37. Diener, H., et al., *Variability of postural "reflexes" in humans*. *Experimental Brain Research*, 1983. **52**(3): p. 423-428.

38. Naito, E., T. Morita, and K. Amemiya, *Body representations in the human brain revealed by kinesthetic illusions and their essential contributions to motor control and corporeal awareness*. Neuroscience research, 2016. **104**: p. 16-30.
39. Naito, E., et al., *Development of Right-hemispheric Dominance of Inferior Parietal Lobule in Proprioceptive Illusion Task*. Cerebral cortex (New York, N.Y. : 1991), 2017. **27**(11): p. 5385-5397.
40. Beaulieu, L.D., et al., *After-effects of peripheral neurostimulation on brain plasticity and ankle function in chronic stroke: The role of afferents recruited*. Neurophysiologie clinique = Clinical neurophysiology, 2017. **47**(4): p. 275-291.

CHAPITRE 6 – DISCUSSION GÉNÉRALE

Ce projet de recherche visait à mieux comprendre certains paramètres et mécanismes reliés aux illusions de mouvement induites par la VMT. Dans ce chapitre, un retour sur les objectifs et hypothèses sera fait, puis des perspectives au sujet des résultats seront présentées. Plus spécifiquement, les objectifs étaient d'étudier les impacts du sens de rotation du moteur vibrant sur la perception de l'illusion de mouvement et d'investiguer les modifications du niveau d'excitabilité corticospinale à différents moments durant le mouvement illusoire. Les hypothèses qui ont été émises précédemment ont été partiellement confirmées par les études. Dans ce chapitre, nous discuterons des résultats obtenus dans les 2 articles, d'autres modalités pouvant être utilisées pour induire une illusion de mouvement et de l'influence de la dominance manuelle dans l'interprétation des résultats. Les forces et limitations des études seront également présentées dans le but d'émettre des recommandations et perspectives.

6.1. Illusions de mouvement induites par la VMT

La VMT est une approche intéressante qui pourrait être offerte aux professionnels en réadaptation dans le but d'optimiser la prise en charge et la compréhension des troubles sensorimoteurs chez les survivants d'un AVC. Les résultats obtenus dans le cadre de ce projet ont mis en lumière le manque de connaissance persistant en ce qui concerne les facteurs méthodologiques d'influence et les mécanismes neurophysiologiques sous-jacents à la VMT. Les articles issus de la méthodologie ont permis de répondre à une partie des aspects mentionnés dans la problématique (voir chapitre 2). Les sous-sections suivantes serviront à faire un rappel des résultats obtenus dans chaque article ainsi que leurs interprétations.

6.1.1. Aspects méthodologiques de la VMT

L'article #1 (Chapitre 4) avait pour but d'étudier un aspect méthodologique de la VMT qui n'avait jamais été considéré auparavant, soit l'effet du sens de rotation du moteur vibrant sur les illusions de mouvement. Les résultats démontrent que ce paramètre avait une incidence sur les perceptions de

mouvement du poignet suite à l'application d'une VMT sur les muscles fléchisseurs chez des participants sains. En effet, la rotation en direction latéro-médiale induisait des illusions moins claires et des perceptions de mouvement plus complexes, principalement avec des composantes en déviation ulnaire. De l'autre côté, la rotation disto-proximale était celle la plus efficace pour induire l'illusion attendue d'extension du poignet. Ces observations peuvent être expliquées d'un point de vue anatomique. La disposition des tendons sous le système vibration et l'angle avec laquelle ceux-ci reçoivent le stimulus vibratoire feront varier la perception. Plus spécifiquement, le positionnement du système sur les fléchisseurs distaux du poignet vibrerait davantage le muscle fléchisseur radial du carpe que celui ulnaire, puisque ce dernier s'insère sur l'os pisiforme (Hislop & Montgomery, 2007; Netter & Scott, 2019). Évidemment, d'autres aspects auraient pu être considérés dans l'explication des résultats. Les mécanorécepteurs cutanés peuvent aussi influencer les perceptions de mouvement notamment par les tensions exercées sur la peau (Edin & Johansson, 1995). En respect de la procédure SKIP (Beaulieu et al., 2020), les participants étaient passivement positionnés en extension du poignet puisqu'une elongation musculaire favorise la création d'illusions (Roll & Vedel, 1982). Il est aussi possible de se questionner si la modification du sens de rotation du moteur pourrait avoir créé une variation de la déformation des tissus cutanés sous-jacents. Des variations en termes de traitement de l'information sensorielle au niveau corticale pourraient également expliquer nos résultats. Cependant, la méthodologie employée ne permet pas de répondre à ces questionnements.

D'autres aspects méthodologiques reliés à la VMT n'ont pas été pris en compte dans la réalisation des procédures expérimentales. La tension mise sur la courroie qui permettait de maintenir le système de VMT pourrait influencer nos résultats. En effet, dans une étude dans le domaine du contrôle postural, ce facteur a eu des répercussions sur les réactions d'équilibre chez les participants (Maitre et al., 2021). Il aurait également pu être intéressant de considérer la circonférence du poignet du participant puisque la superficie du système vibrant qui entre en contact direct avec la peau pourrait modifier la façon dont les tendons seront touchés par la masse rotatoire. De plus, le positionnement articulaire du coude n'a pas été contrôlé. Considérant que les muscles fléchisseurs du poignet sont biarticulaires en lien avec leur origine sur l'épicondyle médial de l'humérus (Netter &

Scott, 2019), l'élongation globale des muscles aurait pu varier ou être modifiée selon la position du coude.

Dans un autre ordre d'idée, le choix méthodologique d'utiliser la rotation en direction disto-proximale pour l'étude de SMT avait initialement été basé sur nos observations lors des tests pilotes. En se basant sur les résultats obtenus dans cette étude, il a été possible de confirmer que ce choix était adéquat puisqu'il s'agit du positionnement du moteur qui permet d'avoir une fréquence de perception plus élevée d'illusion d'extension du poignet.

6.1.2. Effets des illusions de mouvement sur les mesures de SMT

L'article #2 (Chapitre 5) avait comme objectif principal d'étudier les modifications d'excitabilité corticospinale à travers le temps pendant l'illusion de mouvement induite par une VMT de 10 secondes. Les résultats ont démontré une différence significative de l'amplitude des MEPs du muscle non vibré (celui cohérent avec l'illusion) à la 1^{re} seconde comparativement à la 5^e et 10^e seconde. La littérature actuelle, qui permet de faire des comparaisons avec les données obtenues, est très limitée. La majorité des études qui combine l'usage de la SMT et de la VMT n'ont pas induit ou considéré la présence d'illusion de mouvement et peu d'entre-elles ont stimulé à différents moments durant l'intervalle de VMT. Celles-ci ont généralement mis en évidence qu'il y avait une augmentation de l'amplitude des MEPs dans le muscle vibré (Kossev et al., 1999; K. Rosenkranz et al., 2003; K. Rosenkranz & Rothwell, 2003). En présence d'illusions induites par la VMT, les résultats obtenus tendent à démontrer une augmentation de l'excitabilité corticospinale et du M1 (Dilena et al., 2019), mais certaines variations ont été soulevées en fonction des protocoles. Plus spécifiquement, l'amplitude des MEPs a augmenté durant l'illusion dans le muscle vibré (Mancheva et al., 2017) et dans certains cas dans le muscle non vibré (Naito et al., 2002).

La réduction initiale d'excitabilité corticospinale observée à la 1^{re} seconde de VMT dans le muscle non vibré pourrait s'expliquer par le fait qu'il peut y avoir un délai dans la création/perception de l'illusion de mouvement. Avant la perception d'une illusion, des mécanismes distincts pourraient être

impliqués en réponse à la VMT, comme une inhibition périphérique et/ou centrale en réponse à l'augmentation d'excitabilité observée dans les premières secondes de la VMT au niveau du muscle vibré (K. Rosenkranz et al., 2003; K. Rosenkranz & Rothwell, 2003; Siggelkow et al., 1999). Dans les secondes suivantes, lorsque la perception d'illusion d'extension du poignet est créée, l'excitabilité corticospinale se voit augmenter dans les muscles extenseurs suite une intégration de l'information au niveau fronto-pariétal (Naito et al., 2016; Romaguere et al., 2003). Afin de confirmer ces hypothèses, il aurait été intéressant d'ajouter une mesure qui permettrait d'identifier le début de l'illusion et aussi de stimuler à plusieurs autres moments différents pour avoir davantage de précision dans nos données et dans nos interprétations. Dans un autre ordre d'idée, considérant que la modification du sens de rotation du moteur exerce une influence sur les perceptions, il aurait aussi été intéressant de combiner les méthodologies des 2 études. Cela aurait pu permettre d'investiguer si les changements de perceptions sont liés à des modifications d'excitabilité corticospinale.

6.2. Autres modalités pour induire une illusion de mouvement

Dans le cadre de ce mémoire, la VMT a été utilisée pour induire des illusions de mouvement étant donné le potentiel de cette approche au point de vue clinique. Il existe cependant d'autres modalités pour créer ce type de perceptions. En effet, l'utilisation d'une stimulation électrique transcutanée permettrait également d'induire des illusions de mouvement. Une étude réalisée chez un groupe de 8 individus sains a démontré qu'en appliquant des électrodes sur les muscles fléchisseurs du coude (biceps brachial et brachioradialis), cela pouvait induire une illusion d'extension du coude (Rangwani & Park, 2021). Les paramètres utilisés sont basés sur le seuil d'inconfort du participant, qui correspond dans ce cas-ci à une stimulation électrique de 15 à 20 volts. Ils ont testé un intervalle de fréquence allant de 30 à 3000 Hz. Les perceptions d'extension du coude étaient plus grandes lorsque le coude était initialement positionné en extension, c'est-à-dire à un angle de 135 degrés comparativement à 90 degrés. Cette méthode de stimulation activerait les FNM et les organes tendineux de Golgi, comme le fait la VMT (Roll & Vedel, 1982), en plus d'activer les mécanorécepteurs cutanés, expliquant en partie la sensation d'inconfort provoquée par cette modalité. Les auteurs suggèrent que la fréquence d'une stimulation électrique aurait moins d'effets sur les illusions, contrairement à la VMT où la fréquence est un paramètre qui a directement un impact

sur les perceptions (Roll & Vedel, 1982; Siggelkow et al., 1999). Leurs résultats démontrent que les participants ont perçu des illusions dans l'ensemble de l'intervalle testé (Rangwani & Park, 2021). Bien que la stimulation électrique transcutanée et la VMT partagent certains mécanismes neurophysiologiques, l'un des principaux avantages de la VMT est qu'il s'agit d'une modalité non invasive et indolore, ce qui peut être aspect favorable si l'on vise une utilisation de celle-ci chez une clientèle pathologique et/ou symptomatique.

Une autre modalité utilisée pour créer des illusions de mouvement est le stimulus visuel qui consiste en l'observation d'un membre qui bouge par l'intermédiaire d'une tierce personne ou d'une réflexion dans un miroir (Dilena et al., 2019). Quelques études rapportées dans cette revue systématique ont investigué les effets des illusions de mouvement induites par la vision sur l'excitabilité corticospinale. Les différentes méthodologies employées ont eu recours à l'observation d'un mouvement ou d'une action par l'entremise d'une vidéo présentée aux participants. Les résultats ont démontré une augmentation de l'amplitude des MEPs en présence d'illusions, et ce, pour le muscle concerné par celle-ci, par exemple le muscle tibial antérieur pour l'illusion de flexion dorsale de la cheville (Aoyama et al., 2012; Kaneko et al., 2007; Nojima et al., 2015). Malgré des méthodes de stimulation différentes entre la VMT et l'illusion induite par la vision, il est intéressant de souligner que ceux-ci semblent partager une activation similaire de l'excitabilité corticospinale pour le muscle agoniste ou correspondant au mouvement perçu (Dilena et al., 2019). Cependant, les résultats de ces études ne nous permettent pas de comprendre le phénomène qui se produit entre les muscles synergistes.

L'application d'une SMT répétitive (rSMT) est une autre modalité employée pour induire des sensations de mouvement. Certains auteurs se sont penchés sur les effets d'une rSMT à haute fréquence sur différentes aires corticales motrices et sensorielles en combinaison avec des blocs nerveux périphérique ou spinal chez des individus en santé (Christensen et al., 2010). Ils ont utilisé un bloc nerveux ischémique au membre supérieur et un bloc nerveux spinal au niveau lombaire pour le membre inférieur. En absence de rétroaction sensorielle périphérique, les participants ont perçu

une sensation de mouvement dans leur membre supérieur ou inférieur, sans la présence de mouvement réel lorsque la rSMT était appliquée au-dessus du M1 et du cortex prémoteur dorsal.

Bref, outre la VMT, il existe différentes modalités qui peuvent être utilisées en clinique et en recherche dans la perspective d'induire des illusions de mouvement. Il est intéressant de souligner qu'indépendamment de la méthode choisie, l'illusion de mouvement produit une augmentation de l'excitabilité corticospinale et des perceptions cohérentes avec l'étirement du muscle stimulé (Dilena et al., 2019; Rangwani & Park, 2021). Les stimuli visuels peuvent être plus facilement utilisés dans un milieu clinique par rapport à la VMT, la stimulation électrique transcutanée ou à la rSMT dont l'usage nécessite l'achat d'équipements technologiques coûteux et davantage de connaissances.

6.3. Particularités reliées à la dominance dans le traitement de l'information proprioceptive

Cette section de la discussion concerne les particularités observées en lien avec la latéralité manuelle d'un individu dans le traitement d'une information sensorimotrice menant à une perception d'illusion de mouvement. En effet, il existe certaines différences entre les droitiers et les gauchers en matière de perceptions et au niveau des zones corticales impliquées dans le traitement de cette information.

6.3.1. Différences en termes de perception des illusions

Certaines études se sont penchées sur les effets de la dominance manuelle dans la perception d'illusion de mouvement induite par la VMT. Tidoni et al. ont induit des illusions d'extension du coude chez des individus en santé en appliquant une VMT sur le tendon du biceps brachial. Leurs résultats ont démontré que l'illusion perçue était plus claire lorsqu'elle était appliquée sur le côté non dominant, et ce, autant chez les droitiers que les gauchers (Tidoni et al., 2015). Ces derniers étaient ceux qui présentaient en général les meilleures perceptions en termes d'amplitude d'extension du coude. À l'opposé, une autre étude a démontré qu'il n'y avait pas de différence de perception d'angles de mouvement en fonction de la dominance manuelle (Morita et al., 2020). Dans un autre ordre d'idée, Adama et al. se sont intéressés aux asymétries dans la reproduction contralatérale du mouvement perçu induit par une VMT en fonction de la dominance manuelle. Le système de VMT était positionné sur le triceps de manière à induire une illusion de flexion du coude. Certaines asymétries de

reproduction du mouvement chez les hommes droitiers seulement (Adamo et al., 2012). En effet, ils présentaient une plus grande vitesse de mouvement du côté gauche (non dominant) qu'à droite (dominant).

Ces résultats tendent ainsi à démontrer une meilleure qualité d'illusion ou de perception du côté non dominant chez les droitiers ou du côté dominant pour les gauchers. Cet élément sera décrit dans la section 6.3.2. qui suit. Cependant, ces résultats ne concordent pas avec ce qui a été observé dans le présent projet de maîtrise. Les données de l'article #1 (chapitre 4) dénotaient une moins bonne clarté d'illusion au poignet du côté non dominant seulement avec l'usage d'une rotation médio-latérale alors que les données de l'article #2 (chapitre 5) n'avaient mis en évidence aucune différence de perception entre les côtés. Il faut par contre prendre en considération que nos échantillons étaient principalement constitués de droitiers et qu'il y avait plusieurs autres aspects méthodologiques à prendre en compte qui pouvaient modifier les perceptions (par exemple : modifications du sens de rotation du moteur et moments de SMT).

6.3.2. Différences en termes d'activation corticale lors des illusions

Certaines particularités ont été observées dans l'activation corticale durant une illusion de mouvement induite par la VMT en fonction de la latéralité de la stimulation. Il faut toutefois noter que peu d'études se sont réellement penchées sur les effets de la dominance/préférence manuelle individuelle en lien avec les perceptions d'illusions. Des études en imagerie fonctionnelle chez des individus droitiers ont démontré que les patrons d'activation des différentes zones du SNC diffèrent en présence/absence d'une illusion induite par la VMT et selon le membre stimulé (Naito et al., 2007). En présence d'une perception de mouvement, des aires motrices corticales controlatérales, ipsilatérales et même bilatérales sont activées (Kenzie et al., 2018; Naito et al., 2007). Il y aurait toutefois une forte similitude observée, peu importe le côté et le membre testé. En effet, une forte dominance de l'hémisphère droit a été observée lors d'une illusion, plus spécifiquement associée à une activation du cortex fronto-pariétal (Naito et al., 2016; Naito et al., 2017). Ceci témoigne d'une probable spécialisation de l'hémisphère droit dans les perceptions de mouvement. Ainsi, lorsque la

VMT est appliquée sur la main gauche, qu'elle soit dominante ou non, il pourrait y avoir une moins grande latéralisation et transfert interhémisphérique de l'information sensorielle expliquant les meilleures perceptions d'illusions, telles que mentionnées dans la section précédente (Adamo et al., 2012; Tidoni et al., 2015). La méthodologie générale employée pour ce projet de maîtrise ne permet toutefois pas de confirmer cette hypothèse. D'autres appareils d'imagerie spécialisés, tels que l'imagerie par résonance magnétique (Romaiguere et al., 2003), auraient pu être utilisés pour détecter les zones corticales activées durant l'illusion.

6.4. Forces et limitations du projet

La réalisation de ce projet de maîtrise a été limitée par le contexte de la pandémie COVID-19 qui a causé la fermeture temporaire du laboratoire. Néanmoins, ceci n'a pas empêché de mener à terme les séances d'expérimentations et n'a pas eu d'impacts sur la qualité des résultats obtenus. Un certain biais de sélection peut également être présent considérant que les participants ont pris part à l'étude sur une base volontaire et étaient principalement constitués de connaissances des expérimentateurs. Il faut toutefois noter que les participants étaient tout de même naïfs aux effets de la VMT. De plus, certaines mesures neurophysiologiques étaient manquantes afin de mieux comprendre les phénomènes observés. Il aurait été intéressant d'ajouter de telles variables pour mieux expliquer et pousser davantage les discussions et les interprétations de nos observations. Des mesures de SMT auraient pu être combinées à celles prises dans le cadre de l'étude #1 pour faire une exploration des mécanismes neurophysiologiques derrière les perceptions d'illusion. D'autre part, l'étude #2 a permis de documenter le comportement du niveau d'excitabilité corticospinale durant l'illusion, toutefois des mesures de stimulation nerveuse périphérique auraient pu aider à différencier les contributions spinales (Christova et al., 2010; Kossev et al., 1999) de celles corticales dans l'explication des résultats obtenus. Un autre facteur limitant a été le manque d'études dans la littérature actuelle. À notre connaissance, il n'y a aucune autre étude s'étant intéressée au sens de rotation du moteur vibrant comme paramètre de VMT. Il y a également un nombre très limité d'études qui se sont penchées sur les effets que peuvent avoir les illusions de mouvement sur l'excitabilité

corticospinale. Ces aspects font en sorte que les comparaisons de nos résultats avec d'autres sont restreintes. Cela témoigne néanmoins de la pertinence d'investiguer davantage ceux-ci.

Dans un autre ordre d'idée, ce projet de recherche présente également plusieurs forces. Malgré les limitations mentionnées précédemment, notre système de VMT s'est avéré comme étant efficace pour induire des illusions de mouvement. Les résultats des études #1 et #2 peuvent effectivement en témoigner. Nous avons été en mesure de provoquer des illusions dans au moins 93% des essais avec la méthodologie de l'article #1. Dans l'étude #2, les mouvements perçus par le participant étaient la majorité du temps modérément clairs et précis et dans la direction attendue. Il est également pertinent de souligner que nous avons eu une constance dans les perceptions d'illusions, malgré les différents moments de SMT. Ceci démontre que la stimulation transcrânienne ne semble pas avoir perturbé les perceptions chez les participants. Une autre force de ce projet est l'originalité de nos résultats. Ceux-ci proposent notamment un nouveau paramètre à considérer en VMT qui influence les perceptions de mouvement, soit le sens de rotation de la masse vibratoire. De plus, comme mentionné précédemment, peu d'études ont investigué l'impact d'une illusion de mouvement sur l'excitabilité corticospinale. Nos résultats peuvent ajouter une contribution afin de contrer cette lacune dans la littérature actuelle.

6.5. Perspectives et considérations futures

Les résultats issus de ce projet de maîtrise ont permis de contribuer à mieux comprendre et documenter certains aspects des illusions de mouvement. Dans un premier temps, il a été possible de démontrer que le sens de rotation du moteur vibrant est un nouveau paramètre à considérer dans l'application d'un protocole de vibration. Ceci démontre l'importance de bien comprendre les effets de tous les paramètres d'intérêt afin de faire les bons choix méthodologiques, mais aussi en vue d'un transfert de cette technologie dans le monde clinique. L'illusion de mouvement induite par la VMT pourrait être une approche intéressante à ajouter dans la prise en charge de patients présentant des troubles proprioceptifs, autant d'un point de vue diagnostique que thérapeutique. En fonction des réponses attendues à cette stimulation périphérique, il serait possible de mieux évaluer et renseigner

comment l'information sensorimotrice est intégrée au niveau cérébral en fonction des symptômes et de la condition médicale du patient. La VMT pourrait également être une modalité de traitement prometteuse. Son usage nécessite principalement une composante attentionnelle du patient et peu de composantes motrices/physiques. Cela étant dit, la VMT pourrait potentiellement être utilisée avec des patients qui présentent peu ou pas de retour moteur en phase aigüe post-AVC ou présentant une plégie/parésie importante (O'Sullivan et al., 2014). La création d'illusions complexes, telle qu'observée dans ce projet, est une avenue intéressante afin de reproduire des mouvements qui se rapprochent de ceux faits dans les tâches fonctionnelles au quotidien (Wisneski & Johnson, 2007).

Il existe plusieurs facteurs personnels et individuels qui peuvent influencer les perceptions de mouvement et les mesures neurophysiologiques mise à part la dominance manuelle. Dans un premier temps, certains patients peuvent présenter des déficits d'ordre cognitif ou attentionnel en fonction de la localisation et du type d'AVC (Teasell & Hussein, 2018b). Ces conséquences pourraient avoir un impact négatif sur l'utilisation de la VMT puisque le patient doit avoir un minimum d'attention ou de compréhension afin de se concentrer sur ses sensations/perceptions. Néanmoins, la vibration seule sans illusion présente également des effets sur le SNC qui sont intéressants (voir section 1.5.1.) et pourrait avoir des retombées cliniques potentielles. De plus, le sexe biologique d'un individu pourrait être aussi un facteur qui modifie les perceptions et les mesures neurophysiologiques obtenues. En effet, il est bien connu qu'il existe différents dimorphismes sexuels chez l'humain. Certains aspects du cerveau diffèrent entre un homme et une femme, notamment l'épaisseur corticale et la complexité des connexions neuronales (Creze et al., 2014) et la présence d'hormones stéroïdiennes qui peut influencer les mesures d'excitabilité corticospinale chez la femme (Pitcher et al., 2003). L'âge de l'individu devrait également être considéré. En vieillissant, le SNC subit différents changements notamment une diminution de la sensibilité des mécanorécepteurs et du temps de conduction nerveuse pouvant ainsi influencer les perceptions aux stimulus vibratoires (Shaffer & Harrison, 2007). Bref, il serait ainsi intéressant d'étudier les effets d'une altération de l'état cognitif sur la perception d'illusion et des effets de la VMT au niveau corticospinal. Des analyses secondaires

reliées à l'âge et au sexe de l'individu seraient également à considérer dans de futurs projets de recherche.

CONCLUSION

Pour conclure, ce mémoire a permis de mettre en évidence la présence de certaines limites de la littérature actuelle au sujet de la VMT et des illusions de mouvement. Dans un premier temps, les résultats obtenus démontrent l'importance de bien comprendre et de considérer l'ensemble des aspects méthodologiques qui peuvent être contrôlés et qui peuvent avoir une incidence sur les perceptions individuelles. L'orientation du sens de vibration peut modifier les illusions de mouvement perçues en fonction de l'anatomie des structures sous-jacentes. De plus, il a été possible d'observer qu'il y a une évolution dynamique de l'excitabilité corticospinale pendant l'illusion de mouvement dans le muscle cohérent avec celle-ci, témoignant des interactions entre les muscles synergistes et de l'intégration de l'information proprioceptive en réponse à la VMT. L'augmentation progressive de l'excitabilité corticospinale pourrait être directement reliée à la perception d'illusion qui se développe au fil du temps. Bien évidemment, d'autres études seraient nécessaires pour mieux comprendre ces mécanismes avant d'envisager un transfert clinique de l'usage de la VMT. D'autres projets seront réalisés dans le but d'étudier les effets cliniques et neurophysiologiques d'une intervention de VMT chez une population post-AVC avec troubles sensorimoteurs.

BIBLIOGRAPHIE

- Adamo, D. E., Scotland, S., & Martin, B. J. (2012). Upper limb kinesthetic asymmetries: gender and handedness effects. *Neurosci Lett*, 516(2), 188-192. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2012.03.077>
- Aman, J. E., Elangovan, N., Yeh, I. L., & Konczak, J. (2014). The effectiveness of proprioceptive training for improving motor function: a systematic review. *Front Hum Neurosci*, 8, 1075. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2014.01075>
- Aoyama, T., Kaneko, F., Hayami, T., & Shibata, E. (2012). The effects of kinesthetic illusory sensation induced by a visual stimulus on the corticomotor excitability of the leg muscles. *Neurosci Lett*, 514(1), 106-109. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2012.02.069>
- Beaulieu, L. D., Masse-Alarie, H., Camire-Bernier, S., Ribot-Ciscar, E., & Schneider, C. (2017). After-effects of peripheral neurostimulation on brain plasticity and ankle function in chronic stroke: The role of afferents recruited. *Neurophysiol Clin*, 47(4), 275-291. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2017.02.003>
- Beaulieu, L. D., Schneider, C., Masse-Alarie, H., & Ribot-Ciscar, E. (2020). A new method to elicit and measure movement illusions in stroke by means of muscle tendon vibration: the Standardized Kinesthetic Illusion Procedure (SKIP). *Somatosens Mot Res*, 37(1), 28-36. <https://doi.org/10.1080/08990220.2020.1713739>
- Béjot, Y., Touzé, E., Jacquin, A., Giroud, M., & Mas, J.-L. (2009). Épidémiologie des accidents vasculaires cérébraux. *Médecine/sciences*, 25(8-9), 727-732.
- Bisht, P., Sharma, S., Richa, & Govil, K. (2015). Effect of Vibration on Motor Functions in Post Stroke Hemiplegic Patients. *Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy - An International Journal*, 9(1), 64-68. <https://doi.org/10.5958/0973-5674.2015.00014.3>
- Bisio, A., Biggio, M., Avanzino, L., Ruggeri, P., & Bove, M. (2019). Kinaesthetic illusion shapes the cortical plasticity evoked by action observation. *J Physiol*, 597(12), 3233-3245. <https://doi.org/10.1113/JP277799>
- Bull, F. C., Maslin, T. S., & Armstrong, T. (2009). Global physical activity questionnaire (GPAQ): nine country reliability and validity study. *J Phys Act Health*, 6(6), 790-804. <https://doi.org/10.1123/jpah.6.6.790>
- Calvin-Figuere, S., Romaguere, P., Gilhodes, J. C., & Roll, J. P. (1999). Antagonist motor responses correlate with kinesthetic illusions induced by tendon vibration. *Exp Brain Res*, 124(3), 342-350. <https://doi.org/10.1007/s002210050631>
- Canada, F. d. M. d. C. e. d. I. A. d. (2023). *L'AVC chez les femmes*. <https://www.coeuretavc.ca/avc/questce-quun-avc/les-types-d-avc/lavc-chez-les-femmes>
- Centers of Disease Control and Prevention. (2022). *Stroke : About Stroke*. https://www.cdc.gov/stroke/about.htm?CDC_AA_refVal=https%3A%2F%2Fwww.cdc.gov%2Fstroke%2Ftypes_of_stroke.htm
- Centre Canadien Hygiène et Sécurité Travail. (2023). *Vibrations - Introduction*. https://www.cchst.ca/oshanswers/phys_agents/vibration/vibration_intro.html

- Christensen, M. S., Lundbye-Jensen, J., Grey, M. J., Vejlbj, A. D., Belhage, B., & Nielsen, J. B. (2010). Illusory sensation of movement induced by repetitive transcranial magnetic stimulation. *PLoS One*, 5(10), e13301. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0013301>
- Christova, M., Rafolt, D., Mayr, W., Wilfling, B., & Gallasch, E. (2010). Vibration stimulation during non-fatiguing tonic contraction induces outlasting neuroplastic effects. *J Electromyogr Kinesiol*, 20(4), 627-635. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.03.001>
- Coeur et AVC Canada. (2022). *Qu'est-ce qu'un AVC ?*. https://www.coeuretavc.ca/avc/questce-quun-avc?_ga=2.191690537.2010281878.1628085748-1464256166.1628085748
- Conforto, A. B., Machado, A. G., Ribeiro, N. H. V., Plow, E. B., Liew, S. L., da Costa Leite, C., Zavaliangos-Petropulu, A., Menezes, I., Dos Anjos, S. M., Luccas, R., Peckham, P. H., & Cohen, L. G. (2021). Repetitive Peripheral Sensory Stimulation as an Add-On Intervention for Upper Limb Rehabilitation in Stroke: A Randomized Trial. *Neurorehabil Neural Repair*, 35(12), 1059-1064. <https://doi.org/10.1177/15459683211046259>
- Connell, L. A., Lincoln, N. B., & Radford, K. A. (2008). Somatosensory impairment after stroke: frequency of different deficits and their recovery. *Clinical Rehabilitation*, 22(8).
- Conrad, M. O., Gadhoke, B., Scheidt, R. A., & Schmit, B. D. (2015). Effect of Tendon Vibration on Hemiparetic Arm Stability in Unstable Workspaces. *PLoS One*, 10(12), e0144377. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0144377>
- Conrad, M. O., Scheidt, R. A., & Schmit, B. D. (2011). Effects of wrist tendon vibration on arm tracking in people poststroke. *J Neurophysiol*, 106(3), 1480-1488. <https://doi.org/10.1152/jn.00404.2010>
- Cotoi, A., & Teasell, R. (2018). *Evidence-Based Review of Stroke Rehabilitation : Introduction and Methods*. <http://ebsr.com/sites/default/files/v18-SREBR-CH1-NET.pdf>
- Cramer, S. C. (2008). Repairing the human brain after stroke: I. Mechanisms of spontaneous recovery. *Ann Neurol*, 63(3), 272-287. <https://doi.org/10.1002/ana.21393>
- Creze, M., Versheure, L., Besson, P., Sauvage, C., Leclerc, X., & Jissendi-Tchofo, P. (2014). Age- and gender-related regional variations of human brain cortical thickness, complexity, and gradient in the third decade. *Hum Brain Mapp*, 35(6), 2817-2835. <https://doi.org/10.1002/hbm.22369>
- Dilena, A., Todd, G., Berryman, C., Rio, E., & Stanton, T. R. (2019). What is the effect of bodily illusions on corticomotoneuronal excitability? A systematic review. *PLoS One*, 14(8), e0219754. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0219754>
- Edin, B. B., & Johansson, N. (1995). Skin strain patterns provide kinaesthetic information to the human central nervous system. *J Physiol*, 487(1), 243-251. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1995.sp020875>
- Eraifej, J., Clark, W., France, B., Desando, S., & Moore, D. (2017). Effectiveness of upper limb functional electrical stimulation after stroke for the improvement of activities of daily living and motor function: a systematic review and meta-analysis. *Systematic Reviews*, 6(1), 1-21. <https://doi.org/10.1186/s13643-017-0435-5>
- Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A. G., & Buchner, A. (2007). G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods*, 39(2), 175-191. <https://doi.org/10.3758/bf03193146>

- Ferrari, F., Clemente, F., & Cipriani, C. (2019). The preload force affects the perception threshold of muscle vibration-induced movement illusions. *Exp Brain Res*, 237(1), 111-120. <https://doi.org/10.1007/s00221-018-5402-4>
- Ferrari, F., Shell, C. E., Thumser, Z. C., Clemente, F., Plow, E. B., Cipriani, C., & Marasco, P. D. (2021). Proprioceptive Augmentation With Illusory Kinaesthetic Sensation in Stroke Patients Improves Movement Quality in an Active Upper Limb Reach-and-Point Task. *Front Neurobot*, 15, 610673. <https://doi.org/10.3389/fnbot.2021.610673>
- Gilman, S. (2002). Joint position sense and vibration sense: anatomical organisation and assessment. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 73(5), 473-477. <https://doi.org/10.1136/jnnp.73.5.473>
- Gomes-Osman, J., & Field-Fote, E. C. (2015). Cortical vs. afferent stimulation as an adjunct to functional task practice training: a randomized, comparative pilot study in people with cervical spinal cord injury. *Clin Rehabil*, 29(8), 771-782. <https://doi.org/10.1177/0269215514556087>
- Goodwin, M. D., McCloskey, D. I., & Matthews, P. (1972). The contribution of muscle afferents to kinesthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralysing joint afferents. *Brain*, 95, 705-748.
- Gouvernement du Canada. (2019). *Accidents vasculaires cérébraux au Canada : Fait saillants du Système canadien de surveillance des maladies chroniques*. <https://www.canada.ca/fr/sante-publique/services/publications/maladies-et-affections/accident-vasculaire-cerebral-canada-fiche-technique.html>
- Groppa, S., Oliviero, A., Eisen, A., Quartarone, A., Cohen, L. G., Mall, V., Kaelin-Lang, A., Mima, T., Rossi, S., Thickbroom, G. W., Rossini, P. M., Ziemann, U., Valls-Sole, J., & Siebner, H. R. (2012). A practical guide to diagnostic transcranial magnetic stimulation: report of an IFCN committee. *Clin Neurophysiol*, 123(5), 858-882. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2012.01.010>
- Hendelman, W. J., Benoit, & Thouin, M.-C. (2013). *Atlas de neuroanatomie fonctionnelle*. Presses de l'Université d'Ottawa.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*, 10(5), 361-374. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00027-4)
- Hislop, H. J., & Montgomery, J. (2007). *Daniels and Worthingham's muscle testing : Technique of Manual Examination*. (8).
- Jung, S. M. (2017). The effects of vibratory stimulation employed to forearm and arm flexor muscles on upper limb function in patients with chronic stroke. *J Phys Ther Sci*, 29(9), 1620-1622. <https://doi.org/10.1589/jpts.29.1620>
- Kaneko, F., Yasojima, T., & Kizuka, T. (2007). Kinesthetic illusory feeling induced by a finger movement movie effects on corticomotor excitability. *Neuroscience*, 149(4), 976-984. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2007.07.028>
- Kenzie, J. M., Ben-Shabat, E., Lamp, G., Dukelow, S. P., & Carey, L. M. (2018). Illusory limb movements activate different brain networks than imposed limb movements: an ALE meta-analysis. *Brain imaging and behavior*, 12(4), 919-930.
- Klem, G. H., Luders, H. O., Jasper, H. H., & Elger, C. (1999). The ten-twenty electrode system of the International Federation. The International Federation of Clinical Neurophysiology.

Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 52(3), 3-6.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10590970>

- Kossev, A., Siggelkow, S., Schubert, M., Wohlfarth, K., & Dengler, R. (1999). Muscle vibration: different effects on transcranial magnetic and electrical stimulation. *Muscle Nerve*, 22(7), 946-948. [https://doi.org/10.1002/\(sici\)1097-4598\(199907\)22:7<946::aid-mus22>3.0.co;2-o](https://doi.org/10.1002/(sici)1097-4598(199907)22:7<946::aid-mus22>3.0.co;2-o)
- Kuo, C.-L., & Hu, G.-C. (2018). Post-stroke Spasticity: A Review of Epidemiology, Pathophysiology, and Treatments. *International Journal of Gerontology*, 12(4), 280-284. <https://doi.org/10.1016/j.ijge.2018.05.005>
- Lapole, T., Deroussen, F., Perot, C., & Petitjean, M. (2012). Acute effects of Achilles tendon vibration on soleus and tibialis anterior spinal and cortical excitability. *Appl Physiol Nutr Metab*, 37(4), 657-663. <https://doi.org/10.1139/h2012-032>
- Lapole, T., Temesi, J., Gimenez, P., Arnal, P. J., Millet, G. Y., & Petitjean, M. (2015). Achilles tendon vibration-induced changes in plantar flexor corticospinal excitability. *Exp Brain Res*, 233(2), 441-448. <https://doi.org/10.1007/s00221-014-4125-4>
- Legare, S., Lachaine, C., Delisle, S., & Ross, D. (2013). *L'approche préhospitalière au patient présentant un AVC aigu probable*. https://www.urgences-sante.qc.ca/wp-content/uploads/2014/03/140328_Manuel-AVC_v_-1_3.pdf
- Lincoln, N. B., Jackson, J. M., & Adams, S. A. (1998). Reliability and Revision of the Nottingham Sensory Assessment for Stroke Patients. *Physiotherapy*, 84(8), 358-365. [https://doi.org/10.1016/s0031-9406\(05\)61454-x](https://doi.org/10.1016/s0031-9406(05)61454-x)
- Lioutas, V.-A., Ivan, C. S., Himali, J. J., Aparicio, H. J., Leveille, T., Romero, J. R., Beiser, A. S., & Seshadri, S. (2021). Incidence of Transient Ischemic Attack and Association With Long-term Risk of Stroke. *JAMA*, 325(4), 373-381. <https://doi.org/10.1001/jama.2020.25071>
- Maitre, J., Noe, F., Gonzalez, L. M., Garcia-Masso, X., & Paillard, T. (2021). The tightening parameters of the vibratory devices modify their disturbing postural effects. *J Biomech*, 126, 110624. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110624>
- Mancheva, K., Rollnik, J. D., Wolf, W., Dengler, R., & Kossev, A. (2017). Vibration-Induced Kinesthetic Illusions and Corticospinal Excitability Changes. *J Mot Behav*, 49(3), 299-305. <https://doi.org/10.1080/00222895.2016.1204263>
- Marconi, B., Filippi, G. M., Koch, G., Giacobbe, V., Pecchioli, C., Versace, V., Camerota, F., Saraceni, V. M., & Caltagirone, C. (2011). Long-term effects on cortical excitability and motor recovery induced by repeated muscle vibration in chronic stroke patients. *Neurorehabil Neural Repair*, 25(1), 48-60. <https://doi.org/10.1177/1545968310376757>
- Marzolini, S., Brooks, D., Oh, P., Jagroop, D., MacIntosh, B. J., Anderson, N. D., Alter, D., & Corbett, D. (2018). Aerobic With Resistance Training or Aerobic Training Alone Poststroke: A Secondary Analysis From a Randomized Clinical Trial. *Neurorehabil Neural Repair*, 32(3), 209-222. <https://doi.org/10.1177/1545968318765692>
- Ministère de la Santé et des Services Sociaux. (2017). *Continuum de services pour les personnes à risque de subir ou ayant subi un accident vasculaire cérébral* <https://publications.msss.gouv.qc.ca/msss/fichiers/2017/17-944-01W.pdf>
- Morita, T., Asada, M., & Naito, E. (2020). Right-hemispheric Dominance in Self-body Recognition is Altered in Left-handed Individuals. *Neuroscience*, 425, 68-89. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2019.10.056>

- Naito, E., Morita, T., & Amemiya, K. (2016). Body representations in the human brain revealed by kinesthetic illusions and their essential contributions to motor control and corporeal awareness. *Neurosci Res*, 104, 16-30. <https://doi.org/10.1016/j.neures.2015.10.013>
- Naito, E., Morita, T., Saito, D. N., Ban, M., Shimada, K., Okamoto, Y., Kosaka, H., Okazawa, H., & Asada, M. (2017). Development of Right-hemispheric Dominance of Inferior Parietal Lobule in Proprioceptive Illusion Task. *Cereb Cortex*, 27(11), 5385-5397. <https://doi.org/10.1093/cercor/bhx223>
- Naito, E., Nakashima, T., Kito, T., Aramaki, Y., Okada, T., & Sadato, N. (2007). Human limb-specific and non-limb-specific brain representations during kinesthetic illusory movements of the upper and lower extremities. *Eur J Neurosci*, 25(11), 3476-3487. <https://doi.org/10.1111/j.1460-9568.2007.05587.x>
- Naito, E., Roland, P. E., & Ehrsson, H. H. (2002). I feel my hand moving: a new role of the primary motor cortex in somatic perception of limb movement. *Neuron*, 36(5), 979-988. [https://doi.org/10.1016/s0896-6273\(02\)00980-7](https://doi.org/10.1016/s0896-6273(02)00980-7)
- Netter, F. H., & Scott, J. (2019). *Atlas d'anatomie humaine*. Elsevier Health Sciences.
- Noback, C. R. (2005). *The human nervous system : structure and function* (6). Humana Press.
- Nojima, I., Koganemaru, S., Kawamata, T., Fukuyama, H., & Mima, T. (2015). Action observation with kinesthetic illusion can produce human motor plasticity. *European journal of neuroscience*, 41(12), 1614-1623.
- O'Sullivan, S. B., Schmitz, T. J., & Fulk, G. D. (2014). *Physical rehabilitation* (6). F.A. Davis Co.
- Pitcher, J. B., Ogston, K. M., & Miles, T. S. (2003). Age and sex differences in human motor cortex input-output characteristics. *J Physiol*, 546(Pt 2), 605-613. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2002.029454>
- Platz, T. (2021). *Clinical Pathways in Stroke Rehabilitation Evidence-based Clinical Practice Recommendations*. Springer Nature. <https://directory.doabooks.org/handle/20.500.12854/63730>
- Poenaru, D., Cinteza, D., Petrusca, I., Cioc, L., & Dumitrascu, D. (2016). Local Application of Vibration in Motor Rehabilitation - Scientific and Practical Considerations. *Maedica (Bucur)*, 11(3), 227-231. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28694858>
- Pollock, A., Baer, G., Campbell, P., Choo, P. L., Forster, A., Morris, J., Pomeroy, V. M., & Langhorne, P. (2014). Physical rehabilitation approaches for the recovery of function and mobility following stroke. *Cochrane Database Syst Rev*, 2014(4), CD001920. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD001920.pub3>
- Prabhakar, A. T., Suresh, T., Kurian, D. S., Mathew, V., Shaik, A. I. A., Aaron, S., Sivadasan, A., Benjamin, R. N., & Alexander, M. (2019). Timed Vibration Sense and Joint Position Sense Testing in the Diagnosis of Distal Sensory Polyneuropathy. *J Neurosci Rural Pract*, 10(2), 273-277. https://doi.org/10.4103/jnpr.jnpr_241_18
- Rangwani, R., & Park, H. (2021). A new approach of inducing proprioceptive illusion by transcutaneous electrical stimulation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 18(1). <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00870-y>

- Reaei, N., & Saghazadeh, A. (2019). *Biophysics and neurophysiology of the sixth sense*. Springer. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-10620-1>
- Roll, J. P., & Vedel, J. P. (1982). Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography. *Exp Brain Res*, 47(2), 177-190. <https://doi.org/10.1007/BF00239377>
- Roll, J. P., Vedel, J. P., & Ribot, E. (1989). Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study. *Exp Brain Res*, 76(1), 213-222. <https://doi.org/10.1007/BF00253639>
- Romaiguere, P., Anton, J. L., Roth, M., Casini, L., & Roll, J. P. (2003). Motor and parietal cortical areas both underlie kinaesthesia. *Brain Res Cogn Brain Res*, 16(1), 74-82. [https://doi.org/10.1016/s0926-6410\(02\)00221-5](https://doi.org/10.1016/s0926-6410(02)00221-5)
- Rosenkranz, K., Altenmuller, E., Siggelkow, S., & Dengler, R. (2000). Alteration of sensorimotor integration in musician's cramp: impaired focusing of proprioception. *Clin Neurophysiol*, 111(11), 2040-2045. [https://doi.org/10.1016/s1388-2457\(00\)00460-0](https://doi.org/10.1016/s1388-2457(00)00460-0)
- Rosenkranz, K., Pesenti, A., Paulus, W., & Tergau, F. (2003). Focal reduction of intracortical inhibition in the motor cortex by selective proprioceptive stimulation. *Exp Brain Res*, 149(1), 9-16. <https://doi.org/10.1007/s00221-002-1330-3>
- Rosenkranz, K., & Rothwell, J. C. (2003). Differential effect of muscle vibration on intracortical inhibitory circuits in humans. *J Physiol*, 551(Pt 2), 649-660. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2003.043752>
- Rosenkranz, K., Williamon, A., Butler, K., Cordivari, C., Lees, A. J., & Rothwell, J. C. (2005). Pathophysiological differences between musician's dystonia and writer's cramp. *Brain*, 128(4), 918-931.
- Rossi, S., Hallett, M., Rossini, P. M., Pascual-Leone, A., & Safety of, T. M. S. C. G. (2009). Safety, ethical considerations, and application guidelines for the use of transcranial magnetic stimulation in clinical practice and research. *Clin Neurophysiol*, 120(12), 2008-2039. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2009.08.016>
- Rossini, P. M., Burke, D., Chen, R., Cohen, L. G., Daskalakis, Z., Di Iorio, R., Di Lazzaro, V., Ferreri, F., Fitzgerald, P. B., George, M. S., Hallett, M., Lefaucheur, J. P., Langguth, B., Matsumoto, H., Miniussi, C., Nitsche, M. A., Pascual-Leone, A., Paulus, W., Rossi, S., ... Ziemann, U. (2015). Non-invasive electrical and magnetic stimulation of the brain, spinal cord, roots and peripheral nerves: Basic principles and procedures for routine clinical and research application. An updated report from an I.F.C.N. Committee. *Clin Neurophysiol*, 126(6), 1071-1107. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2015.02.001>
- Schofield, J. S., Dawson, M. R., Carey, J. P., & Hebert, J. S. (2015). Characterizing the effects of amplitude, frequency and limb position on vibration induced movement illusions: Implications in sensory-motor rehabilitation. *Technol Health Care*, 23(2), 129-141. <https://doi.org/10.3233/THC-140879>
- Schott, G. D. (1993). Penfield's homunculus: a note on cerebral cartography. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 56(4), 329-333. <https://doi.org/10.1136/jnnp.56.4.329>
- Schrader, C., Peschel, T., Dauper, J., Rollnik, J. D., Dengler, R., & Kossev, A. R. (2008). Changes in processing of proprioceptive information in Parkinson's disease and multiple system atrophy. *Clin Neurophysiol*, 119(5), 1139-1146. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2008.01.005>

- Seizova-Cajic, T., Smith, J. L., Taylor, J. L., & Gandevia, S. C. (2007). Proprioceptive movement illusions due to prolonged stimulation: reversals and aftereffects. *PLoS one*, 2(10), e1037.
- Shaffer, S. W., & Harrison, A. L. (2007). Aging of the somatosensory system: a translational perspective. *Phys Ther*, 87(2), 193-207. <https://doi.org/10.2522/ptj.20060083>
- Siggelkow, S., Kossev, A., Moll, C., Dauper, J., Dengler, R., & Rollnik, J. D. (2002). Impaired sensorimotor integration in cervical dystonia: a study using transcranial magnetic stimulation and muscle vibration. *J Clin Neurophysiol*, 19(3), 232-239. <https://doi.org/10.1097/00004691-200206000-00006>
- Siggelkow, S., Kossev, A., Schubert, M., Kappels, H. H., Wolf, W., & Dengler, R. (1999). Modulation of motor evoked potentials by muscle vibration: the role of vibration frequency. *Muscle Nerve*, 22(11), 1544-1548. <https://doi.org/> [https://doi.org/10.1002\(sici\)1097-4598\(199907\)22:7](https://doi.org/10.1002(sici)1097-4598(199907)22:7)
- Souron, R., Besson, T., Millet, G. Y., & Lapole, T. (2017). Acute and chronic neuromuscular adaptations to local vibration training. *Eur J Appl Physiol*, 117(10), 1939-1964. <https://doi.org/10.1007/s00421-017-3688-8>
- Suda, M., Kawakami, M., Okuyama, K., Ishii, R., Oshima, O., Hijikata, N., Nakamura, T., Oka, A., Kondo, K., & Liu, M. (2020). Validity and Reliability of the Semmes-Weinstein Monofilament Test and the Thumb Localizing Test in Patients With Stroke. *Front Neurol*, 11, 625917. <https://doi.org/10.3389/fneur.2020.625917>
- Talis, V. L., Solopova, I. A., & Kazennikov, O. V. (2010). Changes in corticospinal excitability in the reactions of forearm muscles in humans to vibration. *Neurosci Behav Physiol*, 40(1), 21-28. <https://doi.org/10.1007/s11055-009-9231-6>
- Tarlaci, S., Turman, B., Uludag, B., & Ertekin, C. (2010). Differential effects of peripheral vibration on motor-evoked potentials in acute stages of stroke. *Neuromodulation*, 13(3), 232-237. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1403.2010.00285.x>
- Teasell, R., & Hussein, N. (2018a). Background Concepts in Stroke Rehabilitation. Dans *Evidence-Based Review of Stroke Rehabilitation*. <http://ebsr.com/evidence-review/3-background-concepts-stroke-rehabilitation>
- Teasell, R., & Hussein, N. (2018b). Clinical Consequences of Stroke. Dans *Evidence-Based Review of Stroke Rehabilitation*. <http://ebsr.com/sites/default/files/v18-SREBR-CH2-NET.pdf>
- Teasell, R., Salbach, N., Acerra, N., Bastasi, D., Carter, S., Fung, J., Halabi, M.-L., Harris, J., Kim, E., Noland, A., Pooyania, S., Rochette, A., Stack, B., Symcox, E., Timpson, D., Varghese, S., & Verrilli, S. (2019). *Recommandations canadiennes pour les pratiques optimales de soins de l'AVC : Réadaptation, rétablissement et participation communautaire après un AVC*.
- Tidoni, E., Fusco, G., Leonardis, D., Frisoli, A., Bergamasco, M., & Aglioti, S. M. (2015). Illusory movements induced by tendon vibration in right- and left-handed people. *Exp Brain Res*, 233(2), 375-383. <https://doi.org/10.1007/s00221-014-4121-8>
- Timmermans, A. A., Verbunt, J. A., van Woerden, R., Moennekens, M., Pernot, D. H., & Seelen, H. A. (2013). Effect of mental practice on the improvement of function and daily activity performance of the upper extremity in patients with subacute stroke: a randomized clinical trial. *J Am Med Dir Assoc*, 14(3), 204-212. <https://doi.org/10.1016/j.jamda.2012.10.010>
- Veale, J. F. (2014). Edinburgh Handedness Inventory - Short Form: a revised version based on confirmatory factor analysis. *Laterality*, 19(2), 164-177. <https://doi.org/10.1080/1357650X.2013.783045>

- Villepinte, C., Catella, E., Martin, M., Hidalgo, S., Techene, S., Lebely, C., Castel-Lacanal, E., de Boissezon, X., Chih, H., & Gasq, D. (2019). Validation of French upper limb Erasmus modified Nottingham Sensory Assessment in stroke. *Ann Phys Rehabil Med*, 62(1), 35-42. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2018.03.004>
- Wang, H., Chandrashekhar, R., Rippetoe, J., & Ghazi, M. (2020). Focal Muscle Vibration for Stroke Rehabilitation: A Review of Vibration Parameters and Protocols. *Applied Sciences*, 10(22), 8270. <https://doi.org/10.3390/app10228270>
- Wieloch, T., & Nikolich, K. (2006). Mechanisms of neural plasticity following brain injury. *Curr Opin Neurobiol*, 16(3), 258-264. <https://doi.org/10.1016/j.conb.2006.05.011>
- Wisneski, K. J., & Johnson, M. J. (2007). Quantifying kinematics of purposeful movements to real, imagined, or absent functional objects: Implications for modelling trajectories for robot-assisted ADL tasks. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 4(1), 7. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-4-7>
- Zeng, W., Guo, Y., Wu, G., Liu, X., & Fang, Q. (2018). Mirror therapy for motor function of the upper extremity in patients with stroke: A meta-analysis. *J Rehabil Med*, 50(1), 8-15. <https://doi.org/10.2340/16501977-2287>

ANNEXES

Annexe 1 : Questionnaire d'informations du participant

Questionnaire : informations sur le participant

Date :

Code du participant :

Âge :	Sexe :
-------	--------

Taille :	Poids :
----------	---------

Tabagisme actuel ou antécédent :

Problèmes de santé/conditions associées :

Antécédents médicaux :

Antécédents chirurgicaux :

Médication :

Autres informations :

Nom & signature de l'évaluateur :

Annexe 2 : Questionnaire mondial sur la pratique d'activités physiques (GPAQ)

2 Version 2 du questionnaire mondial sur la pratique d'activités physiques (GPAQ)

MODULE DE BASE : Activité physique			
<p>Je vais maintenant vous poser quelques questions sur le temps que vous consacrez à différents types d'activité physique lors d'une semaine typique. Veuillez répondre à ces questions même si vous ne vous considérez pas comme quelqu'un d'actif.</p> <p>Pensez tout d'abord au temps que vous y consacrez au travail, qu'il s'agisse d'un travail rémunéré ou non, de tâches ménagères, de cueillir ou récolter des aliments, de pêcher ou chasser, de chercher un emploi. <i>[Ajouter d'autres exemples si nécessaire]</i>. Dans les questions suivantes, les activités physiques de forte intensité sont des activités nécessitant un effort physique important et causant une augmentation conséquente de la respiration ou du rythme cardiaque, et les activités physiques d'intensité modérée sont des activités qui demandent un effort physique modéré et causant une petite augmentation de la respiration ou du rythme cardiaque.</p>			
Question		Réponse	Code
Activités au travail			
1	Est-ce que votre travail implique des activités physiques de forte intensité qui nécessitent une augmentation conséquente de la respiration ou du rythme cardiaque, comme [soulever des charges lourdes, travailler sur un chantier, effectuer du travail de maçonnerie] pendant au moins 10 minutes d'affilée ? [INSÉRER DES EXEMPLES LOCAUX ET MONTRER LES CARTES]	Oui 1 Non 2 Si Non, aller à P4	P1
2	Habituellement, combien de jours par semaine effectuez-vous des activités physiques de forte intensité dans le cadre de votre travail ?	Nombre de jours <input type="text"/>	P2
3	Lors d'une journée habituelle durant laquelle vous effectuez des activités physiques de forte intensité, combien de temps consacrez-vous à ces activités ?	Heures : minutes <input type="text"/> : <input type="text"/> hrs mins	P3 (a-b)
4	Est-ce que votre travail implique des activités physiques d'intensité modérée, comme une marche rapide ou [soulever une charge légère] durant au moins 10 minutes d'affilée ? [INSÉRER DES EXEMPLES LOCAUX ET MONTRER LES CARTES]	Oui 1 Non 2 Si Non, aller à P 7	P4
5	Habituellement, combien de jours par semaine effectuez-vous des activités physiques d'intensité modérée dans le cadre de votre travail ?	Nombre de jours <input type="text"/>	P5
6	Lors d'une journée habituelle durant laquelle vous effectuez des activités physiques d'intensité modérée, combien de temps consacrez-vous à ces activités ?	Heures : minutes <input type="text"/> : <input type="text"/> hrs mins	P6 (a-b)
Se déplacer d'un endroit à l'autre			
<p>Les questions suivantes excluent les activités physiques dans le cadre de votre travail, que vous avez déjà mentionnées. Maintenant, je voudrais connaître votre façon habituelle de vous déplacer d'un endroit à l'autre ; par exemple pour aller au travail, faire des courses, aller au marché, aller à votre lieu consacré au culte. <i>[Ajouter d'autres exemples si nécessaire]</i></p>			
7	Est-ce que vous effectuez des trajets d'au moins 10 minutes à pied ou à vélo ?	Oui 1 Non 2 Si Non, aller à P 10	P7
8	Habituellement, combien de jours par semaine effectuez-vous des trajets d'au moins 10 minutes à pied ou à vélo ?	Nombre de jours <input type="text"/>	P8
9	Lors d'une journée habituelle, combien de temps consacrez-vous à vos déplacements à pied ou à vélo ?	Heures : minutes <input type="text"/> : <input type="text"/> hrs mins	P9 (a-b)

Suite à la page suivante

2 Version 2 du questionnaire mondial sur la pratique d'activités physiques (GPAQ), Suite

Question	Réponse	Code	
Activités de loisirs			
Les questions suivantes excluent les activités liées au travail et aux déplacements que vous avez déjà mentionnées. Maintenant je souhaiterais vous poser des questions sur le sport, le fitness et les activités de loisirs. <i>[Insérer les termes appropriés]</i>			
10	Est-ce que vous pratiquez des sports, du fitness ou des activités de loisirs de forte intensité qui nécessitent une augmentation importante de la respiration ou du rythme cardiaque comme [courir ou jouer au football] pendant au moins dix minutes d'affilée ? [INSÉRER DES EXEMPLES LOCAUX ET MONTRER LES CARTES]	Oui 1 Non 2 Si Non, aller à P 13	P10
11	Habituellement, combien de jours par semaine pratiquez-vous une activité sportive, du fitness ou d'autres activités de loisirs de forte intensité ?	Nombre de jours <input style="width: 20px;" type="text"/>	P11
12	Lors d'une journée habituelle, combien de temps y consacrez-vous ?	Heures : minutes <input style="width: 20px;" type="text"/> : <input style="width: 20px;" type="text"/> hrs mins	P12 (a-b)
13	Est-ce que vous pratiquez des sports, du fitness ou des activités de loisirs d'intensité modérée qui nécessitent une petite augmentation de la respiration ou du rythme cardiaque comme la marche rapide [faire du vélo, nager, jouer au volley] pendant au moins dix minutes d'affilée ? [INSÉRER DES EXEMPLES LOCAUX ET MONTRER LES CARTES]	Oui 1 Non 2 Si Non, aller à P16	P13
14	Habituellement, combien de jours par semaine pratiquez-vous une activité sportive, du fitness ou d'autres activités de loisirs d'intensité modérée ?	Nombre de jours <input style="width: 20px;" type="text"/>	P14
15	Lors d'une journée habituelle, combien de temps y consacrez-vous ?	Heures : minutes <input style="width: 20px;" type="text"/> : <input style="width: 20px;" type="text"/> hrs mins	P15 (a-b)
Comportement sédentaire			
La question suivante concerne le temps passé en position assise ou couchée, au travail, à la maison, en déplacement, à rendre visite à des amis, et inclut le temps passé [assis devant un bureau, se déplacer en voiture, en bus, en train, à lire, jouer aux cartes ou à regarder la télévision] mais n'inclut pas le temps passé à dormir. [INSÉRER DES EXEMPLES LOCAUX ET MONTRER LES CARTES]			
16	Combien de temps passez-vous en position assise ou couchée lors d'une journée habituelle ?	Heures : minutes <input style="width: 20px;" type="text"/> : <input style="width: 20px;" type="text"/> hrs mins	P16 (a-b)

Annexe 3 : Questionnaire de latéralité manuelle Edinburgh (EHI)

Indiquez votre préférence dans l'utilisation de vos mains pour les activités suivantes :

	Toujours à droite	Souvent à droite	Égale entre les 2 côtés	Souvent à gauche	Toujours à gauche
1. Écrire					
2. Lancer un objet					
3. Se brosser les dents					
4. Tenir une cuillère					

Cotation :

- Pour chaque item : toujours à droite = 100; souvent à droite = 50; égale entre les 2 côtés = 0; souvent à gauche = -50; toujours à gauche = -100
- Pour calculer le quotient de latéralité, additionner les points obtenus aux 4 items dans l'échelle et diviser par 4 :

Écrire	
Lancer un objet	
Se brosser les dents	
Tenir une cuillère	
Total	
Total /4 (Quotient de latéralité)	

Classification :

	Quotient de latéralité
Gaucher	-100 à -61
Mixte	-60 à 60
Droitier	61 à 100

[Traduction libre par Lydiane Lauzier]

Source : Veale, J. F. (2014). *Edinburgh handedness inventory–short form: a revised version based on confirmatory factor analysis. Laterality: Asymmetries of Body, Brain and Cognition*, 19(2), 164-177.

Annexe 4 : Nottingham Assessment Scale (Kinesthetic Sensations section)

Kinaesthetic Sensations

All three aspects of movement are tested: appreciation of movement, its direction and accurate joint position sense are assessed simultaneously. The limb on the affected side of the body is supported and moved by the examiner in various directions but movement is only at one joint at a time. The patient is asked to mirror the change of movement with the other limb. Three practice movements are allowed before the blindfolding. The reverse procedure, supporting and moving the unaffected arm, is attempted if there is a good recovery of movement in the affected limb.

The upper limb is tested in sitting and the lower, lying supine. If hand and wrist score 3 give 3s for elbow, shoulder and trunk. If ankle and foot score 3 give 3s for knee and hip.

Scoring	
0 : Absent	No appreciation of movement taking place.
1 : Appreciation of movement taking place	Patient indicates on each occasion that a movement takes place but the direction is incorrect.
2 : Direction of movement sense	Patient is able to appreciate and mirror the direction of the test movement taking place each time, but is inaccurate in its new position.
3 : Joint position sense	Accurately mirrors the test movement to within 10° of the new test position.
9 : Unable to test	

Source: Lincoln, N.B., J.M. Jackson, and S.A. Adams, *Reliability and Revision of the Nottingham Sensory Assessment for Stroke Patients*. Physiotherapy, 1998. **84**(8): p. 358-365.

Annexe 5 : Grille cotation du Standardized Kinesthetic Illusion Procedure (SKIP)

Date:	Participant:	Tested joint:
1. Directives	<i>The test is designed to evaluate how well you can perceive movements at the joint during the vibration. Beyond the sensation of vibration, you will have to tell whether a movement occurred or not and if yes, to give specific details on the perceived movement.</i>	
2. Optimal angle	Angle for the static position technique: (angle à noter ici) OR Starting angle for the slow passive movement technique:	
ILLUSION OBTAINED AT A STATIC POSITION		
	3a. Clearness/precision	3b. Direction
	Perfectly clear and precise (3) <i>Trial(s) #:</i> Moderately clear and precise (2) <i>Trial(s) #:</i> Vague and not precise (1) <i>Trial(s) #:</i>	Expected answer (1) <i>Trial(s) #:</i> Any other answer (0) <i>Trial(s) #:</i>
	Score: ___/3	Score: ___/1
NO ILLUSION OBTAINED AT A STATIC POSITION: slow passive technique required (5°/2s from starting angle)		
	4a. Clearness/precision	4b. Direction
	Perfectly clear and precise (3) <i>Trial(s) #:</i> Moderately clear and precise (2) <i>Trial(s) #:</i> Vague and not precise (1) <i>Trial(s) #:</i>	Expected answer (1) <i>Trial(s) #:</i> Any other answer (0) <i>Trial(s) #:</i>
	Score: ___/3	Score: ___/1
NO ILLUSION (0) <i>Trial(s) #:</i>		
Comments:	<ul style="list-style-type: none"> • Subject's position: • Angular position of other joints: • Visible contraction of the vibrated muscle at trial(s) #: • Visible contraction of the antagonistic muscle at trial(s) #: • Details on the perceived movements: 	
	<p>Very slow/small slow/small Moderate Fast/high Very fast/high</p> <hr/> <hr/> <hr/> <p style="text-align: center;">Perceived movement speed/amplitude</p>	

Annexe 6 : Certification éthique

Ce mémoire a fait l'objet d'une certification éthique. Le numéro du certificat est 2020-409.