



# **Évaluation du sens de la position du membre supérieur à l'aide d'un outil adapté aux personnes ayant subi un accident vasculaire cérébral**

**Mémoire**

**Anne Luce Hélène Deblock-Bellamy**

**Maîtrise en médecine expérimentale**  
Maître ès sciences (M. Sc.)

Québec, Canada

© Anne Luce Hélène Deblock-Bellamy, 2017

# **Évaluation du sens de la position du membre supérieur à l'aide d'un outil adapté aux personnes ayant subi un accident vasculaire cérébral**

**Mémoire**

**Anne Luce Hélène Deblock-Bellamy**

Sous la direction de :

Andréanne Blanchette, directrice de recherche  
Charles Sèbiyo Batcho, codirecteur de recherche

# RÉSUMÉ

La proprioception est le sens qui nous permet de situer nos segments et notre corps dans l'espace. Il joue un rôle important dans la planification et l'exécution des mouvements, nous permettant de réaliser toute activité. Or, à la suite d'une lésion du système nerveux central des déficits proprioceptifs peuvent subvenir. Ces déficits ont un impact sur la rééducation motrice et sur la reprise autonome des activités du quotidien. Il est donc nécessaire de pouvoir évaluer objectivement et précisément ces déficits pour pouvoir offrir une réadaptation optimale à cette population.

Actuellement, les principaux outils d'évaluation utilisés en clinique permettent uniquement d'observer la présence ou l'absence de ces déficits, sans permettre d'évaluer leur sévérité. Pour pallier à ce manque de précision de mesure, la robotique est de plus en plus utilisée. Or, les protocoles d'évaluation, utilisant cette nouvelle technologie, ne semblent pas être adéquats aux personnes présentant de multiples déficits, tel que ceux induits par un accident vasculaire cérébral. Le **but** de mes travaux de maîtrise était de développer, de valider et d'étudier la fidélité d'un outil permettant de quantifier le sens de la position du bras à l'aide d'un outil adapté aux personnes ayant subi un AVC. Pour ce faire la combinaison d'un exosquelette et d'un système de réalité virtuelle a été utilisée.

Avant de valider ce protocole auprès d'une population ayant subi un AVC, notre étude a démontré que ce protocole d'évaluation permet de quantifier objectivement le sens de la position au niveau du coude auprès d'une population de jeunes adultes sains. La fidélité test-retest a été obtenue en comparant les scores obtenus lors de deux sessions d'évaluation espacées d'une semaine. Le protocole d'évaluation a démontré une fidélité acceptable.

Des études consacrées à la validation de ce protocole d'évaluation auprès d'une population ayant subi un AVC sont en cours.

# ABSTRACT

Proprioception is defined as the ability to perceive body segment positions and movements in space. Proprioceptive sense is known to play a significant role for the planning and execution of movements. After a central nervous system injury, individuals present proprioceptive impairments. It is known that proprioceptive deficits had a negative impact on motor and functional recovery. Thus, it is important to objectively assess proprioception in order to provide optimal rehabilitation.

At this time, the most commonly used proprioception clinical assessments have mostly the capacity to detect if proprioceptive deficits are present or not. To enable a more precise assessment, robotic systems are increasingly used. However, experimental task protocols, using this new technology, does not seem to be adapted for people presenting multiple impairments such as those induced by a stroke.

The **aim** of this Master thesis was to develop, validate and evaluate the reliability of an assessment protocol that enables the quantification of proprioception, more specifically the position sense, of the upper limb. This assessment tool is adapted for people with a stroke. In order to reach this goal, a robotic device and a virtual reality system were used.

Before using this protocol with individuals who sustained a stroke, this study demonstrated the assessment protocol capacity to objectively quantify elbow position sense in healthy young adults. Test-retest reliability was obtained by comparing scores from both evaluation sessions. The assessment protocol demonstrated a fair test-retest reliability.

Studies are underway to validate this assessment protocol in a stroke population.

# TABLES DES MATIÈRES

RÉSUMÉ .....	iii
ABSTRACT .....	iv
TABLES DES MATIÈRES .....	v
LISTE DES TABLEAUX .....	vii
LISTE DES FIGURES .....	viii
LISTES DES ABRÉVIATIONS .....	ix
AVANT-PROPOS .....	x
<b>CHAPITRE 1 : INTRODUCTION .....</b>	<b>1</b>
1.1 INTRODUCTION GÉNÉRALE .....	1
1.2 INFORMATIONS SENSORIELLES.....	2
1.3 LA PROPRIOCEPTION.....	3
1.3.1 Définition de la proprioception .....	3
1.3.2 Neurophysiologie de la proprioception .....	4
1.3.3 Rôle de la proprioception sur le contrôle du mouvement volontaire.....	11
1.4 ACCIDENT VASCULAIRE CÉRÉBRAL .....	12
1.4.1 Déficits proprioceptifs à la suite d'un AVC : quelques statistiques .....	13
1.5 ÉVALUATION DE LA PROPRIOCEPTION À LA SUITE D'UNE LÉSION DU SNC .....	14
1.5.1 Outils d'évaluation des déficits somatosensoriels .....	15
1.6 OBJECTIFS DE RECHERCHE .....	20
<b>CHAPITRE 2 : MÉTHODOLOGIE GÉNÉRALE .....</b>	<b>21</b>
2.1 PARTICIPANTS .....	21
2.2 PROCÉDURE EXPÉRIMENTALE .....	21
2.3 ÉVALUATION DU SENS DE LA POSITION .....	22
2.3.1 Protocole général .....	22
2.3.2 Analyses statistiques .....	25
<b>CHAPITRE 3 : QUANTIFICATION OF UPPER LIMB POSITION SENSE USING AN EXOSKELETON AND A VIRTUAL REALITY DISPLAY .....</b>	<b>28</b>
3.1 RÉSUMÉ .....	29
3.2 ABSTRACT .....	31
3.3 BACKGROUND.....	32
3.4 METHODS.....	33
3.4.1 Participants.....	33
3.4.2 General Procedure .....	34
3.4.3 Proprioception Assessment.....	34
3.4.4 Statistical Analysis.....	36
3.5 RESULTS .....	37
3.5.1 Quantifying the elbow position sense of healthy participants .....	38
3.5.2 Test-retest reliability .....	39

3.6 DISCUSSION .....	40
3.6.1 Quantifying the elbow position sense .....	40
3.6.2 Position Sense Detection Thresholds in Healthy Population .....	41
3.6.3 Test-retest reliability .....	42
3.6.4 Limitations of the study and future directions .....	44
3.7 CONCLUSION.....	45
3.8 ACKNOWLEDGEMENTS.....	45
<b>CHAPITRE 4 : DISCUSSION GÉNÉRALE ET CONCLUSION .....</b>	<b>46</b>
4.1 RETOUR SUR LES PRINCIPAUX RÉSULTATS DE CE MÉMOIRE.....	46
4.1.1 Quantification du sens de la position.....	46
4.1.2 Fidélité test-retest du protocole d'évaluation .....	48
4.2 LIMITES DE L'ÉTUDE.....	50
4.3 PERSPECTIVES FUTURES ET IMPLICATIONS CLINIQUES.....	52
4.4 CONCLUSION.....	53
<b>BIBLIOGRAPHIE .....</b>	<b>54</b>
<b>ANNEXE 1.....</b>	<b>59</b>
<b>ANNEXE 2.....</b>	<b>61</b>

# LISTE DES TABLEAUX

## CHAPITRE 2

Tableau 2.1: Critères de sélection pour le recrutement des participants .....	21
---	----

## CHAPITRE 3

Tableau 3.1: Participants' categorization based on their capacity to detect elbow joint position. ....	38
--	----

# LISTE DES FIGURES

## CHAPITRE 1

Figure 1.1 : Fuseau neuromusculaire.....	6
Figure 1.2 : Fonction du motoneurone $\gamma$ lors de la contraction musculaire.....	7
Figure 1.3 : Organe tendineux de Golgi.....	8
Figure 1.4 : Voie sensorielle lemniscale.....	11

## CHAPITRE 2

Figure 2.1 : KINARM Exoskeleton Lab.....	23
Figure 2.2 : Arbre décisionnel.....	25
Figure 2.3 : Courbe sigmoïde mettant en relation des différences de position angulaire et le taux de réussite .....	26

## CHAPITRE 3

Figure 3.1 : Mean detection threshold (degree) for each assessment session.....	38
Figure 3.2 : Bland-Altman plot of the differences (n=28) between Session 2 and Session 1 vs. the mean of both assessments.....	39



## LISTES DES ABRÉVIATIONS

2D	2 dimensions ( <i>two-dimensional</i> )
3D	3 dimensions
ADL	<i>Activities of daily life</i>
AVC	Accident vasculaire cérébral
EmNSA	<i>Erasmus modified Nottingham Sensory Assessment</i>
CI	Confidence interval
CIRRIS	Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale
FNM	Fuseau neuromusculaire
ICC	Coefficient de corrélation intra-classe (de l'anglais <i>intraclass correlation coefficient</i> )
IRD PQ	Institut de réadaptation en déficience physique de Québec
MI(s)	Membre(s) inférieur(s)
MS(s)	Membre(s) supérieur(s)
NSA	Nottingham Sensory Assessment
OTG	Organe tendineux de Golgi
RASP	<i>Rivermead Assessment of Somatosensory Performance</i>
SD	<i>Standard deviation</i>
SEM	Erreur standard de mesure (de l'anglais <i>standard error of measurement</i> )
SNC	Système nerveux central
TLT	<i>Thumb localizing test</i>
VPL	Noyau ventral postéro-latéral du thalamus
VR	<i>Virtual reality</i>
WPST	<i>Wrist position sense test</i>

## AVANT-PROPOS

Avant de vous présenter mes travaux de maîtrise, je souhaite tout d'abord remercier les personnes qui m'ont permis de réaliser ce projet dans d'excellentes conditions. En premier lieu, je désire vivement remercier Andréanne Blanchette, ma directrice de recherche. Ses précieux conseils et encouragements m'ont offert un encadrement idéal tout au long de mes études de maîtrise. Merci pour ses questions qui m'ont fait avancer... et pour ses réponses qui ont consolidé mes acquis. C'est un plaisir de travailler à ses côtés ! Je tiens aussi à remercier mon codirecteur, Charles Batcho. Merci pour ses discussions enrichissantes qui m'ont permis d'affiner mes connaissances en recherche. Tout au long de mes travaux, j'ai eu la chance de collaborer avec Catherine Mercier et Laurent Bouyer. Merci pour l'intérêt qu'ils sont portés à mes travaux et pour leurs conseils toujours très pertinents. Je tiens à remercier toutes ces personnes de m'avoir transmis leur éternelle curiosité et leur passion pour la recherche.

Ces travaux de recherche n'auraient pas pu être réalisés et leurs résultats n'auraient pas été dûment analysés sans la collaboration de Nicolas Robitaille et Jean Leblond respectivement ingénieur et statisticien au Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale (CIRRIS). Un très grand merci pour leur aide et leur patience tout au long de ma maîtrise.

Un très grand merci à mes amis du CIRRIS. Grâce à eux mes études ont été scientifiquement et humainement très riches. Tous ces moments de partages lors des « Présentations étudiantes » et des « Vendredis brasserie » ont offert à ma vie d'étudiante, un magnifique équilibre ! Un merci tout particulier à Natacha et à Charline avec qui j'ai partagé mes moments de doute et de victoire rencontrés au long de mon cheminement de maîtrise.

Mes études ont été possibles grâce au soutien financier de plusieurs organismes. Je tiens ici à remercier le CIRRIS qui m'a accordé une bourse d'études pour mes deux années de maîtrise ainsi que le Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation et l'Association canadienne de physiothérapie pour la subvention à mon projet.

Mes remerciements vont aussi à toutes les personnes qui ont accepté de participer à mes travaux de maîtrise.

Et pour finir, je remercie ma famille et mes amis de Suisse. Merci de m'avoir soutenue dans mon envie de partir et merci d'avoir accepté mon souhait de rester. Merci de m'avoir toujours accompagnée dans mes choix (même si 5'700 km c'est parfois bien loin !). Reconnaissance aux nouvelles technologies qui me permettent de réaliser mes études sans être coupée d'une source vitale d'énergie et de réconfort !

Ce mémoire comprend un manuscrit en anglais décrivant les résultats obtenus lors de mes travaux de maîtrise. Il est présenté au Chapitre 3.

**Titre** : Quantification of upper limb position sense using an exoskeleton and a virtual reality display.

**Auteurs** : Anne Deblock-Bellamy<sup>1-2</sup>, Charles S. Batcho<sup>1-3</sup>, Catherine Mercier<sup>1-3</sup>, Andréanne K. Blanchette<sup>1-3</sup>

**Affiliation** : <sup>1</sup>Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation and Social Integration (CIRRS), Quebec City, QC, Canada; <sup>2</sup>Faculty of Medicine, Université Laval, Quebec City, QC, Canada; <sup>3</sup>Department of Rehabilitation, Université Laval, Quebec City, QC, Canada

**Contribution de l'étudiant** : élaboration du protocole, collecte et analyse des données, interprétation des résultats, rédaction du manuscrit sous la supervision des coauteurs.

Ce manuscrit a été soumis au *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* en avril 2017.

# CHAPITRE 1 : INTRODUCTION

## 1.1 INTRODUCTION GÉNÉRALE

Notre capacité à réaliser nos activités du quotidien est dépendante des informations sensorielles que nous percevons de notre environnement et de notre propre corps. Ces informations permettent de correctement préparer les mouvements et de les ajuster, au besoin, lors de leurs exécutions, et ce, durant la réalisation de toutes activités. Ainsi, lorsqu'un individu souhaite soulever un objet, il lui est nécessaire d'anticiper certaines caractéristiques de cet objet, comme sa forme, son poids ou encore la distance qui le sépare de cet objet pour pouvoir coordonner son mouvement de préhension. Si l'anticipation de ces différents éléments n'était pas correcte, les informations sensorielles recueillies, lors de l'exécution du mouvement, vont lui permettre de s'ajuster et d'atteindre son objectif correctement. Ces informations sensorielles proviennent des systèmes visuel, vestibulaire et somatosensoriel (Shumway-Cook & Woollacott, 2012). L'interprétation de ces informations sensorielles peut toutefois être affectée suite à une lésion du système nerveux central (SNC).

Bien que moins souvent étudié que les déficits moteurs, il a été démontré que les personnes ayant subi un accident vasculaire cérébral (AVC) peuvent présenter d'importants déficits somatosensoriels. Ces déficits ont un grand impact sur la reprise des activités quotidiennes (Smith et al., 1983). Il est donc essentiel de pouvoir évaluer et d'objectiver la sévérité des déficiences somatosensorielles après de telles lésions. Cependant, les outils d'évaluation des déficits somatosensoriels présentent actuellement des limites, en particulier, pour cette population présentant de multiples atteintes. De plus, les outils d'évaluation de la proprioception permettent principalement d'identifier la présence de déficits proprioceptifs importants, mais ne permettent pas de décrire la sévérité de ces atteintes. Ainsi sachant qu'il demeure difficile d'observer l'évolution de ces déficits, il est compliqué d'offrir une prise en charge optimale et adaptée aux besoins de ces personnes. Il est donc nécessaire de développer de nouveaux moyens d'évaluation de la proprioception adaptés à cette population et permettant de quantifier la sévérité de ces déficits.

Les travaux de recherche présentés dans ce mémoire sont consacrés au développement et à la validation, auprès d'une population saine, d'un nouvel outil permettant de quantifier le sens de la position du coude. Cet outil a cependant été développé dans l'optique d'être utilisé auprès de personnes présentant de multiples déficits à la suite d'une lésion du SNC, tel qu'un AVC.

L'introduction de ce mémoire débutera par une brève présentation du rôle des informations sensorielles sur le contrôle du mouvement, avant d'aborder plus spécifiquement la proprioception, un sens essentiel à la réalisation des activités en l'absence d'informations visuelles. Ainsi, les diverses structures anatomiques qui contribuent au cheminement et au traitement des informations proprioceptives seront décrites, puis l'importance de ces informations sur le contrôle du mouvement sera démontrée. Étant donné que le protocole d'évaluation présenté dans le présent document a été développé en prenant en considération les multiples déficits pouvant être induits par une lésion du SNC, tel que ceux observés à la suite d'un AVC, cette population sera présentée. Cette section sera suivie par une description des impacts des déficits proprioceptifs sur la rééducation post-AVC. Le but de mes travaux de maîtrise étant de développer un outil d'évaluation de la proprioception, un état des lieux des principaux outils d'évaluation de la proprioception, actuellement utilisés en clinique et en recherche, conclura mon introduction.

## 1.2 INFORMATIONS SENSORIELLES

Les informations sensorielles jouent un rôle essentiel dans la planification, l'exécution et l'ajustement de nos mouvements lors la réalisation de nos activités. Les informations sensorielles jouant un rôle dans le contrôle du mouvement proviennent de trois systèmes : le système visuel, le système vestibulaire et le système somatosensoriel. Le **système visuel** est essentiel durant toutes les étapes de la réalisation d'un mouvement. Il permet de connaître la position des segments du corps, l'un par rapport à l'autre et de suivre leurs mouvements. De plus, ce système perçoit des informations venant de l'environnement permettant, par exemple, la localisation d'objet lors de la préhension ou d'obstacle durant la locomotion (Shumway-Cook & Woollacott, 2012). Le **système vestibulaire** quant à lui est sensible à la position de la tête dans l'espace et aux changements de direction de celle-ci. Ces informations sensorielles permettent de stabiliser la position des yeux et de la tête et ainsi maintenir une posture stable même durant la marche (Shumway-Cook & Woollacott, 2012). Le

troisième système permettant de moduler nos mouvements, particulièrement en l'absence de vision, est le **système somatosensoriel** (Rothwell et al., 1982). Ce dernier comprend 3 sous-systèmes. Le premier sous-système transmet des informations recueillies par des mécanorécepteurs cutanés sensibles au toucher léger, à la vibration et à la pression. Le second sous-système transmet les informations provenant des récepteurs de la douleur, du changement de température et du toucher grossier. Le dernier sous-système véhicule les informations provenant des récepteurs situés dans les muscles, les tendons, les articulations et la peau. Ce sous-système véhicule les informations proprioceptives (Purves et al., 2011). Toutes ces informations sensorielles sont acheminées jusqu'à diverses zones du SNC où elles sont analysées.

La prochaine section abordera plus spécifiquement la proprioception, sens situé au cœur de mes travaux de maîtrise.

## **1.3 LA PROPRIOCEPTION**

### **1.3.1 Définition de la proprioception**

L'utilisation du terme « proprioception » remonte au début du 20<sup>ème</sup> siècle. En 1907, C. S. Sherrington l'utilise pour évoquer la capacité de certains de nos récepteurs périphériques à tracer l'action de notre propre corps, soit la proprio-ception (Sherrington, 1907). Avant l'utilisation de cette terminologie, Sherrington utilisait l'expression de « sens musculaire » qui incluait les perceptions reliées à la posture, au mouvement passif, au mouvement actif et à la résistance (Matthews, 1982). Sherrington fut ainsi un des premiers à proposer une définition de la proprioception, sans forcément confirmer son hypothèse en se basant sur des données probantes. Les travaux de Goodwin et al. (1972), puis ceux de McCloskey et al. (1973), ont permis d'obtenir des données scientifiques permettant une définition plus valide de la proprioception. La stimulation des fibres musculaires du biceps et du triceps a permis d'observer des illusions de changement de position ou de mouvement au niveau du coude selon la fréquence de vibration utilisée. Ces travaux ont ainsi démontré qu'il existe deux sens distincts, l'un permettant de percevoir notre corps en mouvement et l'autre de le percevoir dans une position statique. À la suite de ces expériences, la majorité des chercheurs ont intégré le « sens du mouvement » et le « sens de la position » dans leur définition de la proprioception. La distinction de ces deux sens a été confirmée plus récemment à l'aide de

l'utilisation de l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (IRMf). Il a été démontré que, lors d'une illusion de mouvement provoquée par des systèmes de vibration, les aires motrices et sensorielles sont activées (Naito et al., 2007), alors que lors d'illusions de changement de position, les aires motrices ne sont pas activées (Findlater & Dukelow, 2017). Cela démontre que le traitement des informations de ces deux sens implique des zones cérébrales distinctes. Une équipe de chercheurs pousse même la réflexion plus loin en s'interrogeant sur la nature du sens de la position (Proske, 2015). Leur hypothèse implique la présence d'une distinction entre la capacité à percevoir la position relative des segments du corps l'un par rapport à l'autre et le sens de la position en lien avec notre environnement « extracorporel » (emplacement des segments de notre corps dans l'environnement ; Proske, 2015).

Il n'existe actuellement aucune définition de la proprioception qui fait consensus auprès de tous les chercheurs. Bien que la majorité des chercheurs inclut le « sens de la position » et le « sens du mouvement » dans leur définition de la proprioception, certains d'entre eux distinguent également, par exemple, le sens de la force, de l'effort ou encore de la tension. Ils expliquent ce choix par le fait que certains récepteurs sensoriels reconnus pour jouer un rôle dans le sens de la position et/ou du mouvement contribuent aussi à ces autres modalités sensorielles (Proske & Gandevia, 2012).

### **1.3.2 Neurophysiologie de la proprioception**

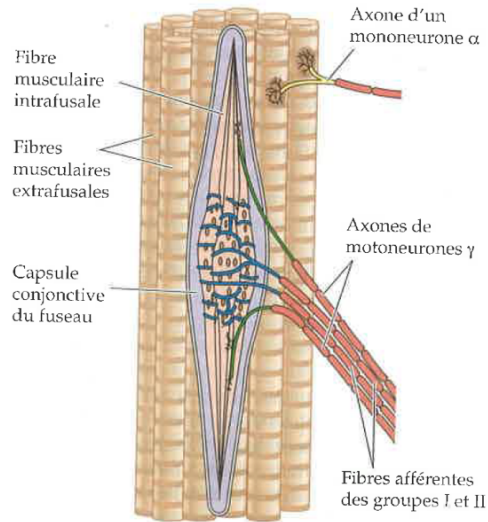
Les informations somatosensorielles permettant de situer les segments de notre corps l'un par rapport à l'autre et de situer notre corps en tant qu'unité entière dans l'espace environnant sont recueillies par 4 types de récepteurs périphériques : les récepteurs articulaires, musculaires, tendineux et cutanés. La compréhension de la contribution de ces 4 récepteurs sur leur rôle respectif dans le recueil des informations proprioceptives a évolué durant le dernier siècle.

#### ***Propriocepteurs***

Le rôle des fuseaux neuromusculaires (FNM) dans la collecte des informations liées au sens du mouvement et de la position a été démontré par les travaux de Goodwin et al. (1972). En effet, ils ont démontré que l'utilisation de vibrations sur le muscle modifie la fréquence de décharge de potentiel d'action des FNM ce qui provoque des illusions de mouvement et de changement de position. Il est

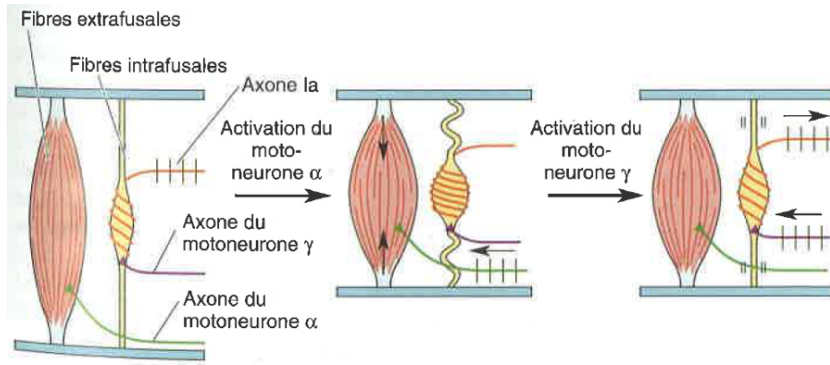
donc actuellement reconnu que les principaux récepteurs proprioceptifs du sens de la position et du sens du mouvement sont les FNM (Proske & Gandevia, 2009). Les FNM sont situés dans la quasi-totalité des muscles striés du corps humain. Ils sont composés d'un ensemble de 4 à 8 fibres musculaires entourées d'une enveloppe de tissu conjonctif (Bear et al., 2002). Ces fibres sont nommées fibres musculaires intrafusales. Elles sont situées en parallèle des fibres musculaires extrafusales, responsables de la force du muscle (Bear et al., 2002 ; Figure 1.1). Les fibres du FNM sont ainsi allongées lors d'un étirement et raccourcies lors d'une contraction musculaire. Le FNM a deux types de fibres afférentes : les fibres afférentes de type *Ia* (appelées aussi terminaisons primaires) qui entourent le milieu de la partie centrale de la fibre musculaire intrafusale (partie la plus élastique) et les fibres afférentes de type *II* (appelées aussi terminaisons secondaires) qui s'enroulent autour des extrémités de la partie centrale du FNM (partie moins élastique). Toutes ces fibres sont myélinisées, permettant ainsi une vitesse de conduction rapide (Purves et al., 2011). Lors d'un étirement des fibres musculaires, les fibres afférentes de types *Ia* et *II* sont tendues ce qui provoque une augmentation de leur fréquence de décharge de potentiel d'actions. Ces signaux sont acheminés jusqu'au SNC où ils sont analysés (Shumway-Cook & Woollacott, 2012). Les fibres afférentes de type *Ia* seraient sensibles à la variation de la longueur du muscle et à la vitesse à laquelle elle se produit (état dynamique du muscle; Proske & Gandevia, 2009). Les fibres afférentes de type *II* seraient, quant à elles, plus sensibles à l'état statique du muscle (maintien d'une position; Matthews, 1988). Ces deux types de fibres afférentes seraient donc à l'origine de la distinction entre le sens de la position et du sens du mouvement (McCloskey, 1973).





**Figure 1.1 :** Fuseau neuromusculaire (Figure tirée de Purves et al., 2011)

Afin de pouvoir transmettre les informations sur la longueur du muscle, le FNM doit maintenir une tension constante. Lors d'une contraction musculaire, provoquée par l'activation du motoneurone alpha ( $\alpha$ ), les fibres musculaires extrafusales du muscle se raccourcissent. Cette contraction musculaire devrait provoquer un état de détente au niveau des fibres musculaires intrafusales (fibres plus longues que la distance entre les insertions musculaires) et donc entraîner un arrêt de la fréquence de décharge de potentiels d'action des fibres de type Ia pendant la contraction musculaire. Or, grâce à l'activation du motoneurone gamma ( $\gamma$ ), innervant les fibres musculaires intrafusales situées aux extrémités du fuseau, le FNM reste tendu malgré les modifications de longueur du muscle. En effet, lors d'une contraction musculaire, la coactivation des motoneurones  $\alpha$  et  $\gamma$  provoque, respectivement, le raccourcissement des fibres extrafusales et une contraction des fibres intrafusales. L'activation des motoneurones  $\gamma$  permet ainsi de maintenir un niveau minimal de tension au niveau des FNM lors des variations de longueur du muscle et leur permettre ainsi de continuer à transmettre des informations au niveau de la longueur du muscle (Bear et al., 2002; Purves et al., 2011 ; Figure 1.2).



**Figure 1.2 :** Fonction du motoneurone  $\gamma$  lors de la contraction musculaire (Figure tirée de Bear et al., 2002)

Des études ont montré que la sensibilité des FNM peut être modifiée expérimentalement. Cette modulation de la sensibilité a été démontrée dans le cadre d'études utilisant les conditionnements musculaires. Ce dernier consiste à contracter, pendant quelques secondes, un muscle dans une position extrême (alors que les fibres musculaires sont étirées ou raccourcies) avant de revenir, passivement, dans une position intermédiaire (Gregory et al., 1988). Des études ont démontré qu'après le maintien d'une contraction des fléchisseurs du coude, les informations proprioceptives, perçues dans la position intermédiaire, sont biaisées en faveur des fléchisseurs (illusion que le coude est positionné plus en flexion que sa position réelle). Après le maintien d'une contraction des extenseurs, l'inverse est observé (Tsay et al., 2014; Tsay et al., 2016). Ce phénomène s'explique par une propriété mécanique du muscle qui est dépendante de l'historique des contractions musculaires et du changement de longueur du muscle, soit la thixotropie (Proske et al., 2014). Ainsi, après un mouvement qui suit un conditionnement musculaire, les fibres intrafusales gardent, quelque temps, la même tension interne, malgré le changement de distance entre les deux insertions musculaires. Ceci provoquera donc une augmentation ou une diminution de la sensibilité du FNM (Hill, 1968; Proske et al., 2014).

Bien que principaux, les fuseaux neuromusculaires ne sont pas les seuls récepteurs périphériques de la proprioception. Certaines informations sensorielles sont aussi recueillies par les organes tendineux de Golgi, les récepteurs articulaires et des mécanorécepteurs cutanés.

Les **organes tendineux de Golgi** (OTG) sont situés entre le muscle et le tendon, en série avec les fibres musculaires. Ils sont répartis entre les fibres de collagène qui constituent les tendons. Les

OTG sont sensibles aux changements de force exercés sur le muscle (tension) lors de la contraction ou de l'étirement des fibres musculaires (Jami, 1992). Les informations concernant la tension du muscle sont transmises au SNC via les fibres afférentes de type *Ib* (Mileusnic & Loeb, 2006) ;Figure 1.3). Comme les fibres sensorielles de type *Ia*, les fibres de type *Ib* sont myélinisées et de gros calibre, offrant une vitesse rapide de conduction (Bear et al., 2002; Purves et al., 2011). Les OTG sont sensibles aux changements de tension lors des étirements et des contractions musculaires. Ainsi, en cas de tension extrême au niveau du tendon, les OTG sont responsables de l'auto-inhibition du muscle (Jami, 1992; Shumway-Cook & Woollacott, 2012). Les fibres afférentes de type *Ib* pénètrent dans la moelle épinière au niveau des racines dorsales et font synapse au niveau de la corne ventrale avec des interneurones. Ces derniers font à leur tour synapse avec les motoneurones  $\alpha$ . Ces connexions sont inhibitrices et provoquent ainsi un relâchement musculaire (Bear et al., 2002). Contrairement au FNM, les OTG n'ont pas de connexions efférentes avec le SNC et ne sont donc pas sujets aux modulations du SNC (Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

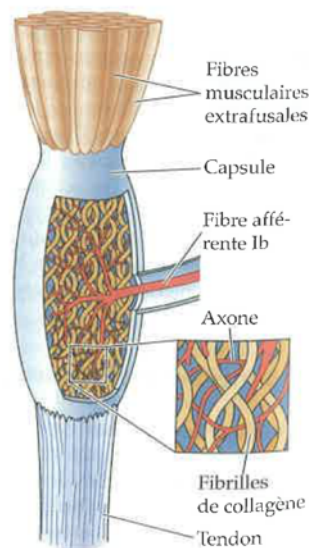


Figure 1.3 : Organe tendineux de Golgi (OTG ; Figure tirée de Purves et al., 2011)

Les **récepteurs articulaires** sont présents dans la capsule et les ligaments articulaires. Leur contribution au sens de la proprioception est uniquement observée dans les positions articulaires extrêmes (Grigg, 1994). L'influx nerveux, produit par ces récepteurs sensoriels, peut être considéré comme une sorte de signal d'alarme ayant pour but de stopper les mouvements susceptibles de blesser l'articulation (Shumway-Cook & Woollacott, 2012). Ces récepteurs ne sont cependant pas

sensibles à la direction du mouvement. Leur signal est le même lors d'une extrême flexion ou d'une extrême extension, ce qui rend leur information sur la position passablement ambiguë (Proske & Gandevia, 2012).

Au 20<sup>ème</sup> siècle, les récepteurs articulaires étaient considérés comme les principaux récepteurs du sens de la position et du mouvement. Cependant, une étude a démontré qu'à la suite d'une pose de prothèse totale de la hanche, demandant une ablation complète de la capsule articulaire et des ligaments de l'articulation, le sens de la position angulaire de la hanche n'est pas diminué. Les auteurs en concluent alors que les récepteurs articulaires n'ont pas un rôle majeur dans la capacité à percevoir le sens de la position angulaire du segment (Grigg et al., 1973).

Comme les récepteurs articulaires, les **mécanorécepteurs cutanés** jouent un rôle proprioceptif secondaire. Certaines déformations cutanées peuvent provoquer une décharge de potentiels d'action au niveau des récepteurs cutanés et ainsi contribuer au sens du mouvement et de la position (Grigg, 1994). Il existe 4 types de mécanorécepteurs : les corpuscules de Meissner et de Paccini (adaptation rapide), ainsi que les cellules de Merkel et les corpuscules de Ruffini (adaptation lente). Alors que ces 4 types de récepteurs contribuent au sens du mouvement, les cellules de Merkel et les corpuscules de Ruffini sont également décrits comme étant des récepteurs du sens de la position dû à leur seuil d'activation bas, caractéristique des récepteurs à adaptation lente (Proske & Gandevia, 2012; Grigg, 1994) .

### ***Voies ascendantes de la proprioception***

Les informations proprioceptives de l'ensemble du corps remontent jusqu'à l'encéphale via deux systèmes de voies ascendantes : les voies de la proprioception inconsciente et les voies de la proprioception consciente. Les informations proprioceptives inconscientes sont véhiculées via les voies spinocérébelleuses, jusqu'au cortex cérébelleux. Les afférences proprioceptives conscientes sont, quant à elles, véhiculées jusqu'au cortex somatosensoriel, en cheminant conjointement avec les fibres de la sensibilité cutanée par la voie des colonnes dorsales et du lemnisque médian (Figure 1.4 ; Le Cavorzin, 2012).

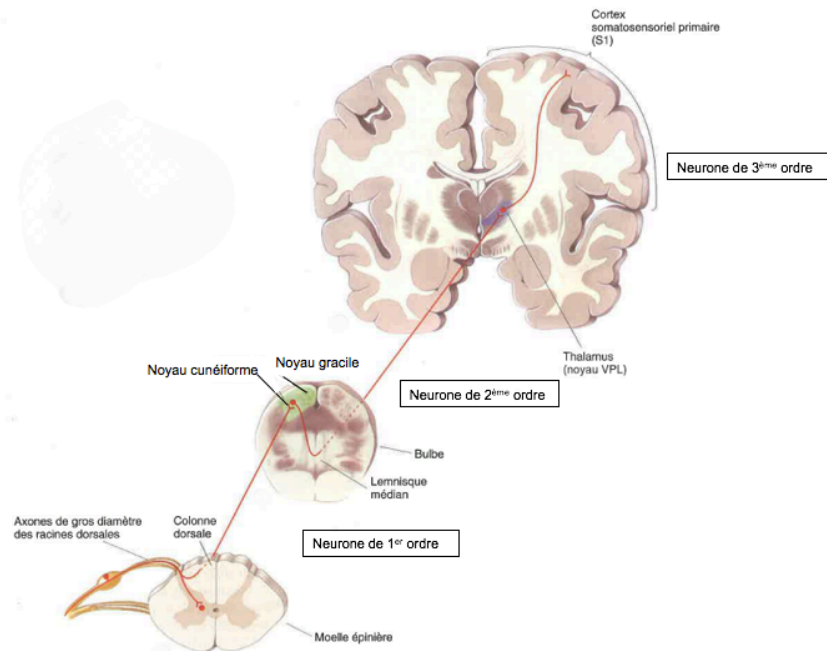
### Voies ascendantes de la proprioception inconsciente

Un certain nombre d'informations proprioceptives ne parviennent pas au cortex somatosensoriel primaire, mais sont très importantes pour le maintien du tonus musculaire et d'une posture normale ainsi que pour la coordination des mouvements. Ces informations proprioceptives inconscientes sont acheminées via les voies spinocérébelleuses jusqu'au spino-cervelet (seule partie du cervelet recevant des afférences directement de la moelle épinière; Le Cavorzin, 2012).

Le projet de recherche présenté dans ce mémoire portant davantage sur les aspects conscients de la proprioception, cette section ne sera pas détaillée davantage. La prochaine section développera davantage sur les voies ascendantes de la proprioception consciente.

### Voie ascendante de la proprioception consciente

Les fibres afférentes venant des différents récepteurs périphériques entrent dans la moelle épinière par les racines dorsales en cheminant dans le nerf périphérique. À l'entrée de la moelle épinière, les **neurones de premier ordre** cheminent avec les fibres de la sensibilité cutanée (voie lemniscale) dans les colonnes dorsales jusqu'aux noyaux bulbaires (noyau cunéiforme et noyau gracile; Le Cavorzin, 2012). Les colonnes dorsales sont organisées en faisceaux, selon l'origine des afférences (partie supérieure ou inférieure du corps). Les axones provenant des membres inférieurs (MIs) du corps forment le faisceau gracile et les axones provenant des membres supérieurs (MSs), du cou et de la tête forment le faisceau cunéiforme. Les deux faisceaux cheminent dans le cordon postérieur jusqu'au niveau bulbaire où les axones font synapse avec les neurones de 2<sup>e</sup> ordre, chacun dans leur noyau respectif (noyau gracile et noyau cunéiforme ; Purves et al., 2011). Les axones des **neurones de deuxième ordre** croisent la ligne médiane au niveau du bulbe (Le Cavorzin, 2012). Suite à cette décussation, les axones forment un nouveau faisceau : le lemnisque médian qui remonte vers le tronc cérébral et finit son trajet dans le noyau ventral postérolatéral du thalamus (VPL). C'est à ce niveau que les neurones de deuxième ordre s'articulent avec **les neurones de troisième ordre** (Bear et al., 2002). Ceux-ci relient le VPL au cortex somatosensoriel primaire (S1), situé dans le lobe pariétal. Les axones vont rejoindre le cortex somatosensoriel via la capsule interne (Le Cavorzin, 2012).



**Figure 1.4 :** Voie sensorielle lemniscale qui achemine les informations proprioceptives jusqu'au cortex sensoriel primaire (Figure adaptée de Bear et al., 2002)

### 1.3.3 Rôle de la proprioception sur le contrôle du mouvement volontaire

La capacité à percevoir correctement la position relative des segments de notre corps les uns par rapport aux autres ainsi que celle de notre corps, en tant qu'unité entière, dans l'environnement est essentielle lors de la planification et l'exécution de tout mouvement. Plusieurs travaux de recherche étudiant les patients présentant des neuropathies sensorielles des fibres de grand diamètre (*Ia*, *II* et *Aβ*) ont permis de mieux comprendre le rôle de la proprioception lors des différentes étapes d'un mouvement. Ces patients présentent une perte de proprioception, de perception des vibrations et de la discrimination au toucher, sans toutefois présenter de déficit au niveau de la perception de la douleur et de la température. Bien souvent, ces personnes ne présentent aucun déficit moteur (force normale ; activité musculaire normale). Malgré l'absence de déficit moteur, ces patients font des erreurs lors de l'exécution du mouvement de pointage de cible sans rétroaction visuelle de leur mouvement (direction, trajectoire, vitesse d'exécution). Les déficits proprioceptifs ont un impact sur la réalisation d'activités de la vie quotidienne demandant une certaine dextérité telles que manger, boire, s'habiller, écrire (Ghez et al., 1990; Rothwell et al., 1982). Ces observations ont permis de conclure que la planification et l'exécution d'un mouvement volontaire précis demandent préalablement la création d'une représentation nerveuse des propriétés dynamiques du membre. Cette représentation est établie et maintenue grâce aux informations proprioceptives recueillies

durant le mouvement. Cependant, la vue offre des informations sensorielles permettant de pallier à la présence de déficits proprioceptifs (Ghez et al., 1990) et ainsi de diminuer les impacts fonctionnels négatifs de ceux-ci (Rothwell et al., 1982).

Les déficits proprioceptifs peuvent être le résultat de différentes atteintes du SNC, dont l'AVC. Puisque les travaux de recherche présentés dans ce mémoire ont été grandement influencés par les déficits pouvant être observés chez cette population, la prochaine section de ce mémoire sera consacrée à la description de cette population.

#### **1.4 ACCIDENT VASCULAIRE CÉRÉBRAL**

La Fondation des maladies du cœur et de l'AVC du Canada définit l'AVC comme la résultante d'une interruption du flux sanguin jusqu'au cerveau dû soit à l'obstruction d'un vaisseau sanguin (AVC ischémique), chez environ 85 % des personnes ayant subi un AVC, soit à la rupture d'une artère (AVC hémorragique), chez environ 15% des personnes ayant subi un AVC (Rathore et al., 2002). Les séquelles d'un AVC dépendent de la zone cérébrale atteinte et de l'étendue de la lésion (mort de cellules cérébrales ; Fondation des maladies du cœur et de l'AVC du Canada, 2017).

Selon l'Agence de la santé publique du Canada, en 2012, environ 740 000 Canadiens de plus de 20 ans présentaient des séquelles d'un AVC. Les AVC représentent l'une des principales causes d'incapacité au Canada.

La majorité des personnes ayant subi un AVC souffre de séquelles sensorimotrices et/ou cognitives qui ont un impact sur la reprise de leurs activités quotidiennes. L'étude de Rathore et al. (2002) offre une vue d'ensemble des principales séquelles observables chez cette population. La déficience la plus fréquemment observée est la parésie (perte partielle de la fonction motrice) d'un membre. Cette perte de fonctionnalité est plus fréquente au niveau des MSs (75,5% d'individus ayant subi un AVC) qu'au niveau des MIs (54,6%). Cette étude a aussi montré que les déficiences motrices sont souvent accompagnées de déficits sensoriels. Ces derniers peuvent aussi bien toucher les MSs (38,6%) que les MIs (34,4%). Bien que moins fréquents, les déficits langagiers (24%) et les déficits visuels (hémianopsie : 14,6% ; diplopie : 5,5%) sont aussi observés après un AVC. Les atteintes cognitives

ont aussi un impact important dans la reprise des activités. Soixante-dix-sept pourcents de ces individus présentent au moins un trouble cognitif. Les déficits cognitifs les plus fréquents sont les déficits d'attention (48,5%), de mémoire (à court terme : 24,5% et à long terme : 13%) ainsi que les déficits au niveau des fonctions exécutives (18.5% ; Lesniak et al., 2008).

Ces déficiences motrices et cognitives peuvent perdurer pendant plusieurs mois, voir des années à la suite d'un AVC. Un an post-AVC, 51 à 67% des personnes présentent encore des déficits moteurs et/ou cognitifs plus ou moins importants (Mayo et al., 1999). L'ensemble de ces déficits résulte en des limitations fonctionnelles ayant des conséquences négatives dans la réalisation des activités de la vie quotidienne (Mayo et al., 1999; Mayo et al., 2002 ). Il a été démontré que ces limitations ont un impact sur la réintégration de ces personnes dans la communauté, ainsi que sur leur qualité de vie (Mayo et al., 2002).

#### **1.4.1 Déficiences proprioceptives à la suite d'un AVC : quelques statistiques**

Après avoir démontré que les personnes qui ont subi un AVC peuvent souffrir de déficiences multiples ayant un impact majeur sur la réalisation de leurs activités de la vie quotidienne, cette section va aborder plus spécifiquement les déficiences proprioceptives chez cette population et leurs impacts au quotidien.

À la suite d'un AVC, des déficits proprioceptifs au niveau du MS controlatéral à la lésion sont observés chez 49% des personnes. Les déficits proprioceptifs ipsilatéraux sont moins fréquents, mais non négligeables, puisqu'ils touchent environ 20% des individus ayant subi un AVC (Carey & Matyas, 2011). Dû au rôle important de la proprioception lors de la planification et l'exécution des mouvements (Ghez et al., 1990; Gordon et al., 1995; Rothwell et al., 1982), les personnes ayant des déficits proprioceptifs présentent plus fréquemment des déficits moteurs (83%) que les personnes sans déficit proprioceptif (50% ; Smith et al., 1983). Ces déficits ont un impact sur la reprise autonome des activités de la vie quotidienne. En effet, uniquement 25% des personnes ayant des déficits proprioceptifs et moteurs retrouvent leur autonomie dans les activités de soins personnels, tandis que 78% des personnes ayant des déficits moteurs sans atteintes proprioceptives sont indépendants dans leurs activités de soins personnels. Cette perte d'indépendance peut avoir des répercussions négatives sur la personne et sa famille. En effet, uniquement 60% des personnes présentant des déficits proprioceptifs et moteurs retournent à domicile après leur hospitalisation. En



comparaison, un plus grand pourcentage (92%) de personnes ayant des déficits moteurs sans déficit proprioceptif sont en mesure de retourner à domicile après leur hospitalisation (Smith et al., 1983).

## **1.5 ÉVALUATION DE LA PROPRIOCEPTION À LA SUITE D'UNE LÉSION DU SNC**

Ainsi, après la présentation de la prévalence des déficits proprioceptifs chez des personnes ayant subi un AVC et l'impact de ces déficits sur la vie de ces personnes, il semble indispensable de pouvoir évaluer et réentraîner ce sens lors d'une prise en charge thérapeutique à la suite d'une lésion du SNC. Une mesure objective et précise est indispensable pour pouvoir d'abord identifier et quantifier la sévérité des déficiences puis évaluer l'efficacité des interventions (Carey, 1995) afin d'optimiser la prise en charge. En effet, les réévaluations tout au long de la réadaptation permettent aux cliniciens d'ajuster leur pratique en constatant objectivement les changements de performance de leurs patients.

Pumpa et al. (2015) se sont intéressés aux pratiques cliniques de 176 ergothérapeutes et physiothérapeutes australiens face aux déficits somatosensoriels de leurs patients ayant subi un AVC. Dans un questionnaire sur leur pratique clinique, 91% des ergothérapeutes et 95% des physiothérapeutes rapportent procéder à une évaluation des déficits somatosensoriels de leurs patients à la suite d'un AVC. Malgré la conviction des ergothérapeutes et des physiothérapeutes de l'importance de l'évaluation de déficits sensoriels, la majorité des cliniciens évaluent la proprioception avec des outils non standardisés. Cependant, les résultats de cette étude ont permis de montrer une nette augmentation de la préoccupation des cliniciens pour l'évaluation des déficiences somatosensorielles, au cours des 16 dernières années. Leurs résultats ont pu être comparés avec une étude réalisée en Grande-Bretagne par l'équipe de Winward. En effet, quelques années plus tôt, lors de l'étude Winward et al. (1999) un pourcentage moindre de thérapeutes avaient rapporté faire une évaluation sensorielle (77% des ergothérapeutes et 84 % des physiothérapeutes). Pumpa et al. émettent donc l'hypothèse que cette augmentation de la préoccupation des thérapeutes envers les déficits proprioceptifs soit due au développement de données probantes et de guides de bonnes pratiques portant sur les déficiences somatosensorielles à la suite d'un AVC (Pumpa et al., 2015).

En clinique et en recherche, deux types de paradigmes d'évaluation sont généralement utilisés pour évaluer le sens de la position (Goble, 2010). La première tâche consiste, pour le patient, à reproduire une position mémorisée. La tâche commence par le positionnement du membre évalué par l'évaluateur qui maintient la position cible quelques secondes avant de repositionner le membre évalué en position initiale. Puis, le patient doit lui-même repositionner le membre évalué dans la position cible, qu'il a dû mémoriser. Durant toute la tâche, le patient a les yeux fermés. Sachant qu'à la suite d'un AVC, 76% des personnes présentent des déficits moteurs au niveau du membre supérieur (Rathore et al., 2002) et que 25% présentent des troubles de la mémoire à court terme (Lesniak et al., 2008), la faisabilité de cette approche auprès des personnes ayant subi un AVC est donc considérablement limitée. Le second paradigme pouvant être utilisé consiste en une tâche de reproduction d'une position en image miroir avec le membre opposé. Tout comme la précédente, cette tâche se fait aussi sans rétroaction visuelle. L'évaluateur positionne le membre évalué et maintient la position. Le patient indique la position qu'il perçoit en utilisant son membre opposé pour reproduire, en image miroir, la position du bras évalué. Cependant, lors de son utilisation, il est important de se souvenir que 20% des personnes ayant subi un AVC présentent des déficits proprioceptifs ipsilatéraux à la lésion (Carey & Matyas, 2011). Ainsi, la présence de déficits au niveau du membre opposé au membre évalué pourrait être à l'origine d'une erreur de repositionnement. En effet, il a été démontré que la capacité à percevoir une position ou un mouvement provient, entre autres, de la comparaison des taux de fréquence de décharge de potentiels d'action venant des deux membres (Izumizaki et al. 2010).

### **1.5.1 Outils d'évaluation des déficits somatosensoriels**

Bien qu'une très grande majorité des thérapeutes disent ne pas utiliser d'outils standardisés, il est important de préciser que des outils ont été développés et publiés permettant d'évaluer les déficits somatosensoriels. La présente section introduira quelques-uns de ces outils.

Selon l'étude de Pumpa et al., le « **Rivermead Assessment of Somatosensory performance** » (RASP ; Winward et al., 2002) est le test standardisé le plus utilisé par les ergothérapeutes et les physiothérapeutes australiens (7,0%) permettant d'évaluer les troubles somatosensoriels à la suite d'un AVC (Pumpa et al., 2015). Cet outil inclut 8 items à évaluer : la discrimination piquer/toucher, la discrimination chaud/froid, la détection de la pression, la localisation du toucher, la discrimination de

2 points, le phénomène d'extinction, la détection d'un mouvement exécuté passivement et sa direction. L'évaluation de la détection d'un mouvement et la discrimination de sa direction se fait en deux temps. Ces deux derniers items sont faits au niveau du coude, du poignet, des doigts, de la cheville et des orteils. Tout d'abord, l'examineur évalue la capacité du sujet à percevoir un mouvement puis le sujet est évalué sur sa capacité à percevoir la direction dans laquelle se fait le mouvement (vers le haut ou vers le bas). Ces 2 items sont évalués à l'aide d'une échelle dichotomique. Le sujet obtient un 0 s'il échoue et un 1 s'il réussit son essai. Cet outil a été validé auprès de 100 individus ayant subi un AVC (50 individus ayant une hémiplégie droite et 50 individus ayant une hémiplégie gauche). Certaines qualités métrologiques de l'outil ont été étudiées par l'équipe ayant créé cet outil d'évaluation. Une étude de fidélité intra et interévaluateurs a été menée auprès d'une population ayant subi un AVC. La comparaison des scores obtenus lors de 2 sessions d'évaluation, espacées de 30 jours, a permis de calculer la fidélité intraévaluateur. L'ensemble du test possède une très bonne fidélité (coefficient de corrélation de Pearson ( $r$ ) de 0,92). Cependant les deux items en lien avec la proprioception possèdent une fidélité intraévaluateur plus modérée. La perception du mouvement et la perception de sa direction obtiennent respectivement un coefficient de corrélation de Pearson de 0,83 et de 0,50 (Winward et al., 2002). La fidélité interévaluateur de l'ensemble de l'outil est considérée comme excellente ( $r = 0,92$  ; Winward et al., 2002). Cette fidélité n'a pas été déterminée spécifiquement pour chacun des items. Cet outil possède des normes. Ces données ont été obtenues grâce à la passation de 50 évaluations auprès d'individus ne présentant aucun déficit neurologique. Les valeurs normées (moyenne des 50 participants par item) étant quasi identiques aux valeurs maximales pour tous les items. Plus spécifiquement pour les items évaluant la perception du mouvement et la perception de la direction, la moyenne des scores des participants est respectivement de 29,9 et 29,8, sur un maximum de 30. Ces résultats semblent démontrer un effet plafond de l'outil. Cette collecte de données chez une population saine a aussi permis de démontrer une bonne validité discriminante de cet outil, en comparant les scores des deux populations étudiées (population avec et sans atteintes neurologiques).

Le second outil d'évaluation des déficits sensoriels le plus utilisé (6,4%) est le « **Nottingham Sensory Assessment** » (NAS ; Lincoln et al., 1998) Le « **NSA** » évalue la sensibilité tactile, la stéréognosie, la perception du mouvement et de sa direction ainsi que le sens de la position. Lors de l'évaluation du sens du mouvement, le membre évalué est maintenu et mobilisé par l'examineur. Il

est demandé au participant d'exécuter, en image miroir, le même mouvement que l'examineur est en train d'effectuer dès qu'il ressent son membre bouger. La performance est cotée sur une échelle ordinaire à 4 niveaux ( 0 signifie qu'aucun mouvement n'est perçu ; 1 signifie que le mouvement est perçu, mais pas dans la bonne direction ; 2 signifie que le mouvement est perçu dans la bonne direction, mais la position finale n'est pas atteinte; 3 signifie que le mouvement est perçu dans la bonne direction avec une bonne position finale). Cette tâche est faite avec toutes les principales articulations du MS et du MI. La fidélité test-retest a été testée par la même équipe en 1998 (Lincoln et al., 1998). Les items sur la proprioception des MSs (regroupés par articulation) ont démontré une fidélité interévaluateur qualifiée de faible à acceptable : coefficient de Kappa allant de 0,32 (doigts) à 0,57 (poignet). Une version modifiée a été développée dans le but d'offrir un outil plus fidèle avec une procédure d'évaluation plus standardisée. Après d'une population avec atteintes neurologiques, le « Erasmus modified Nottingham Sensory Assessment » (EmNSA) offre une meilleure fidélité, mais avec une procédure d'évaluation légèrement modifiée. Le seul item permettant l'évaluation du sens de la position a été éliminé de cette version modifiée. Les sujets doivent uniquement indiquer verbalement s'ils perçoivent un mouvement et dans quelle direction. L'échelle ne comprend plus que 3 niveaux (0 signifie qu'aucun mouvement n'est perçu ; 1 signifie que le participant perçoit un mouvement, mais ne peut pas indiquer correctement la direction du mouvement lors des 3 essais ; 2 signifie que le participant perçoit correctement le mouvement et sa direction lors des 3 essais). Avec ce système de cotation, le EmNSA obtient des coefficients de Kappa de 0,63 (poignet) à 1,0 (coude) lors de l'évaluation de fidélité interévaluateur et intraévaluateur (Stolk-Hornsveld et al., 2006).

Ces deux outils d'évaluation globale des déficits somatosensoriels offrent une évaluation globale de la sensibilité à la suite d'un AVC. Au niveau de l'évaluation de la proprioception, ils permettent d'observer la présence ou non de déficits au niveau du sens du mouvement et/ou de la position, sans toutefois permettre de quantifier la sévérité de l'atteinte. Ces outils présentent également certaines limites qui les empêchent d'offrir une évaluation optimale de ces déficits. Premièrement, l'exécution du mouvement fait par l'évaluateur lors de l'évaluation de la proprioception est difficilement reproductible entre évaluateurs et entre les évaluations (vitesse et amplitude du mouvement, maintien du membre évalué, etc.). Deuxièmement, le système de cotation de ces deux outils d'évaluation implique une interprétation de la part de l'évaluateur, ce qui pourrait induire un biais supplémentaire en raison de la subjectivité de l'évaluation. Ces éléments peuvent, entre autres,

expliquer les résultats modérés obtenus lors des études de la fidélité de ces deux outils (Lincoln et al., 1998; Winward et al., 2002). Étant donné l'utilisation d'un système de cotation peu sensible au changement (un changement clinique important étant nécessaire pour obtenir une modification au niveau du score) ces outils peuvent donc difficilement être utilisés pour vérifier l'évolution des déficits proprioceptifs lors d'une prise en charge thérapeutique.

Contrairement aux outils présentés précédemment, il existe certains tests sont consacrés spécifiquement à l'évaluation de le sens de la position. Le « **Wrist Position Sense Test** » (WPST ; Carey et al., 1996) et le « **Thumb localizing test** » (TLT ; Hirayama et al.,1999) en sont deux exemples. Le WPST permet quantifier le sens de la position du poignet, à la suite d'un positionnement passif de l'articulation. Durant cette évaluation, le participant doit indiquer, à l'aide d'un pointeur, la position angulaire estimée de son poignet sans voir la position réelle de son poignet. À l'aide d'un demi-arc de cercle gradué par degré, l'évaluateur peut quantifier le sens de la position en comparant la position réelle du poignet et celle estimée par le participant. Lors du développement de cet outil, une étude de fidélité test-retest a été réalisée auprès de 35 participants ayant subi un AVC. Ce test présente une excellente fidélité test-retest (24 heures d'intervalle entre les 2 évaluations) avec un coefficient de fidélité de 0.92 ( $p < 0.001$ ). Des normes ont été faites à l'aide de 50 participants ne présentant pas de trouble neurologique. La validité discriminante a été évaluée en comparant le score des participants ayant subi un AVC et les participants n'ayant pas subi d'AVC. Une différence significative a été observée entre ces deux groupes ( $p < 0.001$ ; Carey et al., 1996). Selon l'étude de Pumpa et al. (2015), seuls 4,1% des thérapeutes interrogés ont dit utiliser cet outil dans leur pratique.

Le sens de la position peut également être évalué à l'aide du « **Thumb localizing test** ». Il consiste à localiser la position, dans l'espace, du pouce du MS évalué, avec la main opposée. Le thérapeute place et maintient le MS évalué du patient dans une position puis demande au participant d'agripper son pouce avec le pouce et l'index de la main opposée, tout en ayant les yeux fermés. Une pratique avec les yeux ouverts est faite avant l'évaluation pour s'assurer que le participant a les capacités motrices nécessaires pour exécuter la tâche demandée. Lors de l'évaluation, la tâche est effectuée à 4 reprises. Si le participant peut accomplir cette tâche rapidement et facilement lors d'au moins 3 des 4 essais, le sens de la position du MS est considéré comme étant normal. Lorsque 2 essais ou plus sont échoués, le test met en évidence la présence d'une déficience du sens de la position (Hirayama

et al., 1999). Selon l'étude de Lincoln et al. cet outil présente une faible fidélité interévaluateur (coefficient de Kappa de 0,07 à 0,10 ; Lincoln et al., 1991).

Ces deux outils présentent plusieurs limites communes avec les outils décrits précédemment. L'implication du thérapeute lors de la mobilisation du poignet ou du pouce rend l'évaluation peu reproductible. Le système de cotation du TLT implique une interprétation de l'évaluateur. Comme précédemment mentionné, cet élément rend l'évaluation subjective. Utilisant un système de mesure gradué, le WPST est moins sujet à interprétation. Cependant, la comparaison entre les deux positions est calculée par les évaluateurs, ce qui peut représenter une source d'erreur.

Pour pallier au manque de précision et de reproductibilité de certains outils présentés ci-dessus, certains chercheurs ont pris l'initiative d'utiliser la robotique afin de quantifier les déficits proprioceptifs. Le « **KINARM Exoskeleton Lab** » a été utilisé dans plusieurs études pour évaluer le sens de la position auprès de différentes populations, telles que les personnes ayant subi un AVC (Dukelow et al. 2012; Dukelow et al., 2010) et celles ayant subi un traumatisme crânio-cérébral (Debert et al., 2012). Après avoir déplacé passivement le MS à l'aide de l'exosquelette dans le plan horizontal, ce protocole d'évaluation nécessite que le participant positionne, en image miroir, son MS opposé dans la même position que le MS évalué. En 2010, Dukelow et al. ont évalué la fidélité interévaluateur de différents paramètres décrivant le sens de la position. L'étude de fidélité a été réalisée auprès de 15 participants ayant subi un AVC et 7 participants sans pathologie avec un intervalle de quelques minutes entre les deux évaluations. Leur étude a démontré une fidélité bonne à excellente (coefficient de corrélation intraclass (ICC) entre 0,70 à 0,86). Dans le cadre de cette étude, 40% des personnes qui présentaient des déficiences proprioceptives selon les critères d'évaluation du protocole d'évaluation utilisant le KINARM, avaient une proprioception qualifiée de normale selon les normes du « Thumb localizing test » et inversement. Les auteurs se basent sur ces résultats pour mettre en avant les avantages de la robotique dans l'évaluation du sens de la position, soit l'absence d'interprétation de la part de l'évaluateur et l'absence d'effet plancher ou plafond grâce à l'utilisation d'une échelle continue. De plus, l'utilisation de la robotique permet d'offrir un protocole standardisé. L'utilisation de cet outil, auprès d'une population saine âgée de 18 à 90 ans, a permis de générer des données normatives qui peuvent être utilisées comme valeurs de comparaison (Herter et al. 2010). Cet outil de mesure permet une évaluation précise et reproductible

du sens de la position. Il rend possible l'évaluation de la sévérité des déficits et offre ainsi l'opportunité d'observer des changements dans la capacité à percevoir le sens de la position chez les patients. Cependant, en évaluant le sens de la position avec une tâche de reproduction en image miroir, cette approche ne semble pas être optimale pour évaluer des personnes présentant de multiples déficiences à la suite d'un AVC. En effet, il est important de se rappeler que 20% des personnes ayant subi un AVC présentent des déficits proprioceptifs du même côté que la lésion (Carey & Matyas, 2011). Ainsi, une erreur de reproduction de position pourrait être due soit à la présence de déficits proprioceptifs au niveau du MS évalué ou au niveau du MS opposé (ipsilésionnel) utilisé comme membre indicateur. Ce mode d'évaluation ne permet donc pas de faire cette différenciation entre les déficits proprioceptifs ipsilatéraux à la lésion et les déficits proprioceptifs controlatéraux à la lésion.

## 1.6 OBJECTIFS DE RECHERCHE

Suite à l'analyse des évidences recueillies dans la littérature sur l'évaluation de la proprioception auprès de personnes ayant subi une lésion du SNC causant de multiples déficiences, tel que l'AVC, il semble nécessaire de proposer un protocole d'évaluation adapté à une population offrant une mesure objective à l'aide d'une échelle continue. Le **but général** de mon travail de maîtrise était donc de développer et de valider un tel outil pour permettre une meilleure évaluation des déficits proprioceptifs chez cette population en ne sollicitant ni le MS opposé, ni la mémoire de travail, ni la motricité volontaire du MS évalué.

Le **premier objectif** était de valider ce protocole d'évaluation en quantifiant le sens de la position du coude auprès d'une population de jeunes adultes sains, avant son utilisation auprès d'une population ayant subi un AVC. Le **second objectif** était de tester la fidélité test-retest du ce protocole, chez une population saine. Ces deux objectifs ont fait l'objet de l'étude présentée au Chapitre 3 de ce mémoire.

## CHAPITRE 2 : MÉTHODOLOGIE GÉNÉRALE

Cette partie aborde les éléments méthodologiques ayant permis de répondre aux deux objectifs de l'étude descriptive présentée dans ce mémoire.

### 2.1 PARTICIPANTS

Le recrutement des participants s'est fait au sein de la communauté étudiante de l'Université Laval, selon un échantillonnage de convenance. Le projet de recherche a été approuvé par le comité d'éthique de la recherche de l'Institut de réadaptation en déficience physique de Québec (IRD PQ). Pour pouvoir participer à l'étude, les participants devaient respecter les critères de sélection présentés dans la *Tableau 1*.

*Tableau 2.1: Critères de sélection pour le recrutement des participants*

Critère d'inclusion	Critères d'exclusion
Être âgé entre 18 et 55 ans	<ul style="list-style-type: none"><li>• Avoir subi une lésion neurologique</li><li>• Avoir subi une lésion musculo-squelettique affectant l'épaule ou le coude du membre supérieur dominant</li><li>• Présenter des troubles visuels importants et non corrigés</li><li>• Présenter des troubles de l'attention non traités</li></ul>

### 2.2 PROCÉDURE EXPÉRIMENTALE

Le projet de recherche nécessitait la réalisation de deux séances d'évaluation du sens de la position du MS dominant au laboratoire de stimulation cérébrale et robotique du Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale (CIRRIIS). Chaque séance d'évaluation durait environ 90 minutes. Les deux séances étaient espacées d'une semaine. Chaque participant avait reçu des informations par oral et par écrit sur le projet de recherche. Au début de la première séance, chaque participant signait le formulaire de consentement, puis une courte entrevue permettait à l'évaluateur de compléter un questionnaire sociodémographique et de recueillir des informations sur l'état général du participant (ANNEXE 1). Par la suite, l'évaluation du sens de la position au niveau



du MS était effectuée (voir section 2.3 ci-dessous). La deuxième séance d'évaluation consistait uniquement à l'évaluation du sens de la position du même MS. Les deux séances d'évaluations étaient faites par le même évaluateur.

La comparaison des scores obtenus lors des deux séances d'évaluation a permis d'étudier la fidélité test-retest du protocole d'évaluation.

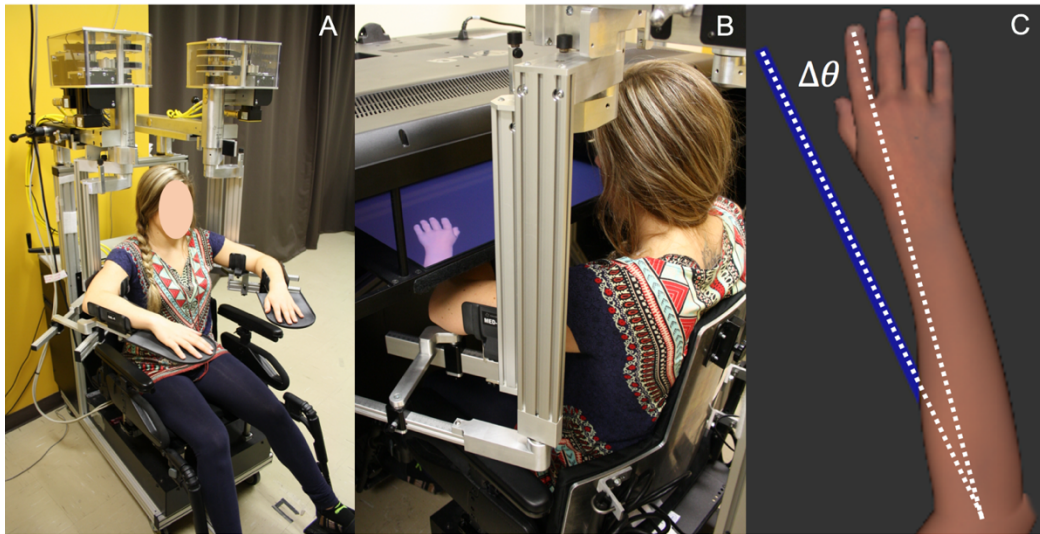
## **2.3 ÉVALUATION DU SENS DE LA POSITION**

### **2.3.1 Protocole général**

#### ***Outil d'évaluation du sens de la position***

L'évaluation du sens de la position a été faite en utilisant le *KINARM Exoskeleton Lab* (BKIN, Technologies Ltd, Kingston, Ontario, Canada) qui inclut un exosquelette pour chaque MS, ainsi qu'un environnement virtuel en 2 dimensions (2D).

Tout au long de notre protocole d'évaluation, le participant était assis dans un fauteuil roulant modifié. Les MSs de celui-ci étaient positionnés dans des gouttières fixées sur les bras motorisés de l'exosquelette (Figure 2.1a). Durant l'évaluation, l'épaule et le poignet étaient maintenus dans une position jugée confortable, c'est-à-dire avec l'épaule à 65° d'adduction horizontale et le poignet en position neutre (avant-bras en pronation). Un écran, permettant de projeter la représentation virtuelle, est situé horizontalement au-dessus des MSs du participant (Figure 2.1b). Le participant n'avait aucune rétroaction visuelle de ses MSs durant la tâche expérimentale.



**Figure 2.1 :** KINARM Exoskeleton Lab. A Fauteuil roulant modifié avec un exosquelette supportant chacun des bras; B. Environnement virtuel 2D; C. Représentation virtuelle d'un bras et position réelle du bras du participant (ligne bleue, non visible pour le participant),  $\Delta\theta$  : différence angulaire entre la position réelle du bras et la position de la représentation virtuelle d'un bras.

### **Évaluation du sens de la position**

Les séances d'évaluation commençaient toutes par l'ajustement de la longueur des segments motorisés de l'exosquelette en fonction de la longueur des avant-bras et des bras du participant, comme recommandé par le fabricant de l'exosquelette. Ces ajustements étaient notés et reproduits lors de la deuxième évaluation (ANNEXE 2). Une fois le participant installé, l'exosquelette et l'environnement virtuel étaient calibrés, toujours selon les recommandations, afin de mesurer adéquatement la position du bras du participant et d'aligner correctement la position d'une représentation virtuelle d'un MS à la position réelle du MS du participant.

La tâche expérimentale commençait par le déplacement passif de l'avant-bras du participant par l'exosquelette, d'une position angulaire initiale du coude à une position cible. Le protocole comprend 4 positions initiales (30°, 55°, 70° et 95° de flexion du coude) et 2 positions finales (50° et 75° de flexion du coude). L'amplitude entre la position initiale et la position finale était toujours de 20°, soit lors d'un mouvement vers la flexion soit vers l'extension. Tous les mouvements de l'exosquelette étaient réalisés en utilisant une vitesse de 5°/seconde de façon à minimiser les risques d'induire un réflexe d'étirement. Dès que l'exosquelette arrêtait son mouvement, une représentation virtuelle d'un bras était projetée sur l'écran placé horizontalement au-dessus des MSs du participant. À ce moment le participant devait indiquer, verbalement, s'il avait l'impression que son coude était plus fléchi ou plus étendu que celui de la représentation virtuelle. Dans le but de pouvoir quantifier la capacité à

percevoir le sens de la position, nous avons utilisé plusieurs différences angulaires, variant entre 1 et 27 degrés, entre la position réelle du bras et la projection de la représentation virtuelle ( $\Delta\theta$ ; Figure 2.1C). Les différences changeaient de manière aléatoire entre les essais. Après chaque essai, le MS est remplacé, passivement par l'exosquelette, à la nouvelle position initiale.

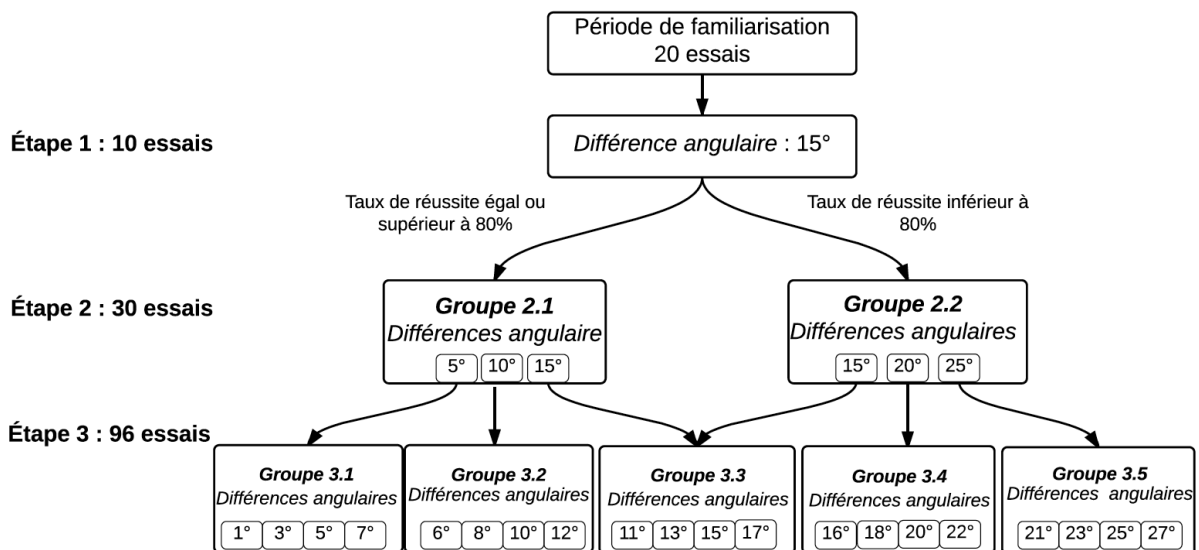
En plus des différences angulaires entre la position réelle du bras et la position de la représentation virtuelle, chacun des essais était caractérisé par 3 variables :

1. La direction du mouvement de l'exosquelette avant l'apparition de la représentation virtuelle sur l'écran (mouvement de flexion ou mouvement d'extension)
2. La position de la représentation virtuelle par rapport à la position réelle du bras (plus fléchie ou plus tendue)
3. La position finale du coude du participant lors de l'apparition de la représentation virtuelle (flexion du coude à 50° ou 75°)

Deux blocs de pratique de 10 essais permettaient, à l'évaluateur, de s'assurer de la bonne compréhension des consignes et aux participants, de se familiariser avec l'environnement virtuel et avec la tâche demandée. Ainsi, afin de s'assurer que le participant comprenne bien les consignes demandées, les 10 premiers essais étaient réalisés avec une rétroaction visuelle de la position réelle du bras. Le participant devait comparer la position des deux éléments qu'il voyait (la position de son bras + la représentation virtuelle). Les 10 derniers essais de la phase de familiarisation se faisaient sans rétroaction visuelle de la position réelle du bras. Pour s'assurer de la calibration du KINARM, les deux blocs de pratique de 10 essais comprenaient chacun 2 essais lors desquels la représentation virtuelle était projetée juste au-dessus du bras réel (sans différence angulaire). Cette situation se produisait uniquement lors de la phase de familiarisation. L'évaluation comprenait 3 étapes de respectivement 10, 30 et 96 essais soit un total 136 essais.

Dans le but d'adapter la procédure d'évaluation aux capacités du participant et d'optimiser le nombre d'essais, un arbre décisionnel a été utilisé dans le cadre de ce protocole d'évaluation (Figure 2.2). Ce type de procédure a déjà été utilisé dans le cadre d'une autre étude évaluant la proprioception (Choi al., 2016). Pour tous les participants, la première étape comprenait 10 essais ayant une différence angulaire de 15° entre la représentation virtuelle et la position réelle du bras. Les différences angulaires évaluées lors des étapes 2 et 3 dépendaient du taux de réussite des différences

angulaires perçues lors des étapes précédentes. Une différence angulaire était considérée comme perçue lorsque les participants étaient en mesure d'identifier adéquatement la position relative de leur bras dans 80% des essais ou plus. À la fin de chaque étape, la plus petite différence angulaire perçue permettait de sélectionner le groupe de l'étape suivante. Par exemple, si la plus petite différence perçue lors de la deuxième étape était de 10°, nous allions tester les différences angulaires autour de cette valeur lors de la troisième étape, soit 6°, 8°, 10°, 12° (sachant que la différence de 5° n'avait pas été perçue lors de l'étape 2).



**Figure 2.2 :** Arbre décisionnel. Ce processus de sélection permettait d'optimiser le nombre d'essais et d'ajuster le niveau de difficulté de l'évaluation selon les capacités de chaque participant.

### 2.3.2 Analyses statistiques

Pour pouvoir répondre à notre premier objectif, qui consistait à quantifier la capacité à percevoir le sens de la position, nous avons calculé un seuil de détection de la position pour chaque participant. Cette valeur était extraite d'une courbe sigmoïde mettant en relation les différences angulaires (axe des « X ») avec le pourcentage d'essais réussis (axe de « y » ; Figure 2.3). Ce seuil correspondait à la différence angulaire perçue (X) à 80% des essais réussis (Y). La décision arbitraire d'utiliser un taux de réussite à 80% pour déterminer le seuil de détection consiste en un choix conservateur. Ce choix a été fait dans l'optique de limiter l'effet du hasard possible avec le format de réponse utilisé (dichotomique) et dans le but de poursuivre la même logique de sélection utilisée dans le processus

de sélection lors de l'évaluation (arbre décisionnel). Cette valeur est calculée à l'aide de l'équation de la courbe suivante :

$$y = Bottom + \frac{(Top - Bottom)}{1 + 10^{(LogEC50 - X) * HillSlope}}$$

Étant donné le paradigme dichotomique utilisé dans la tâche, les valeurs *Top* (valeur du Y la plus élevée) et *Bottom* (valeur du Y la moins élevée) ont été fixées à, respectivement, 100 et 50. *EC50* correspond à la « valeur X » de la « valeur Y » située exactement à mi-chemin entre le *Top* et le *Bottom*. La variable *HillSlope* décrit la pente de la courbe.

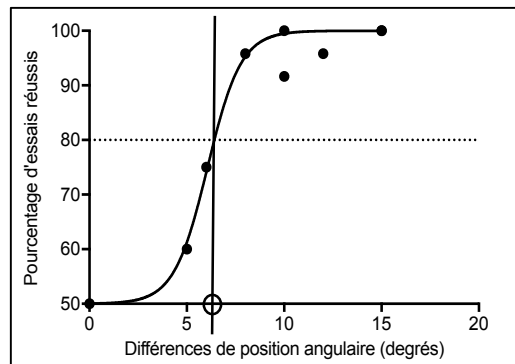


Figure 2.3 : Courbe sigmoïde mettant en relation des différences de position angulaire et le taux de réussite (exemple d'un participant)

La fidélité du protocole d'évaluation a été analysée à l'aide de différentes approches statistiques complémentaires. Pour répondre à ce deuxième objectif, nous avons tout d'abord fait une **analyse de Bland-Altman**. Celle-ci a permis d'observer la répartition des différences de résultats entre les deux évaluations autour de la moyenne de ces différences et d'analyser le degré d'accord entre les deux évaluations. Cette analyse nous permet aussi de visualiser la présence, ou non, d'un biais et sa nature (systématique ou non-systématique). Le **test-t de Student** nous a permis de comparer les seuils de détection obtenus lors de l'Évaluation 1 avec ceux de l'Évaluation 2. La taille de l'effet a, quant à elle, été obtenue à l'aide du Delta de Glass. La fidélité relative a été déterminée à l'aide d'un **coefficient de corrélation intra-classe** (ICC ; modèle mixte, 2.1) entre les deux évaluations. Selon l'échelle d'interprétation des corrélations de Fleiss, un ICC inférieur à 0,4 indique une faible fidélité,

un ICC entre 0,4 et 0,75 désigne une fidélité acceptable à bonne et un ICC supérieur à 0,75 démontre une fidélité excellente (Fleiss, 1986). La fidélité absolue, permettant de qualifier la précision des résultats de chaque participant (Harvill, 1991), a été déterminée avec **l'erreur standard de mesure** (SEM). Celle-ci nous permet d'estimer le score exact du participant à partir des scores observés. La formule  $SD \times \sqrt{1 - ICC}$  a été utilisée pour obtenir l'erreur standard de mesure.

Pour toutes les analyses, un seuil de signification de 0,05 a été utilisé.

Les analyses statistiques ont été faites à l'aide de 3 logiciels : Microsoft Excel version 15.18 (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA), GraphPad Prism 7 (GraphPad Software, Inc., La Jolla, California, USA) et IBM SPSS Statistics version 24.0 software (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA).

# CHAPITRE 3 : QUANTIFICATION OF UPPER LIMB POSITION SENSE USING AN EXOSKELETON AND A VIRTUAL REALITY DISPLAY

**Auteurs** : Anne DEBLOCK-BELLAMY<sup>1,2</sup>, Charles Sebiyo BATCHO<sup>1,2,3</sup>, Catherine  
MERCIER<sup>1,2,3</sup> & Andréanne K. BLANCHETTE<sup>1,2,3</sup>.

<sup>1</sup>Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation and Social Integration, Quebec  
City, Canada

<sup>2</sup>Faculty of Medicine, Universite Laval, Quebec City, Canada

<sup>3</sup>Department of Rehabilitation, Universite Laval, City, Canada

Article soumis au *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* (avril 2017)

### 3.1 RÉSUMÉ

**INTRODUCTION** : À la suite d'une lésion du SNC, les individus peuvent présenter des déficits multiples. Par exemple, plus de 50% des personnes ayant subi un AVC seront atteints de déficits proprioceptifs. Les outils d'évaluations de la proprioception, fréquemment utilisés en clinique, ne sont pas adaptés aux personnes présentant de multiples déficits à la suite d'un AVC. Nous avons développé un nouveau protocole d'évaluation permettant de quantifier le sens de la position, sans utiliser le MS opposé, sans nécessiter de mouvement actif du membre évalué et sans solliciter la mémoire de travail. Les objectifs de cette étude descriptive étaient de valider le protocole d'évaluation en quantifiant le sens de la position au niveau du coude chez une population saine et d'évaluer sa fidélité test-retest, avant d'utiliser ce protocole auprès d'une population ayant subi un AVC.

**MÉTHODOLOGIE** : Un outil combinant un exosquelette et un environnement virtuel a été utilisé pour quantifier le sens de la position du coude du MS dominant lors de 2 sessions d'évaluation, espacées d'une semaine. Les deux sessions d'évaluation étaient faites par le même évaluateur. Après un mouvement passif de l'avant-bras fait par l'exosquelette, les participants devaient indiquer, verbalement, la position ressentie de leur coude par rapport à une représentation virtuelle projetée sur un écran situé au-dessus des MS du participant («coude plus fléchi ou plus étendu»), sans information visuelle de leurs bras. Un total de 136 essais était effectué. Les différences angulaires entre la position réelle du bras et la représentation virtuelle variaient, entre 1° et 27°, et changeaient dans un ordre aléatoire durant les essais. Un seuil de détection a ensuite été calculé à l'aide d'une courbe sigmoïde mettant en relation les pourcentages d'essais réussis et les différences de position angulaire. La fidélité a été évaluée avec un coefficient de corrélation intraclass (ICC) et un test-t pour données appariées.

**RÉSULTATS** : Trente individus ont participé à l'étude (24,6 ans ; 17 hommes ; 25 droitiers). Des seuils de détection moyens de  $7,7^{\circ} \pm 2,6^{\circ}$  et de  $6,5^{\circ} \pm 1,8^{\circ}$  (moyenne  $\pm$  écart-type) ont été obtenus lors de la première et de la deuxième évaluation. Bien que petite, la différence observée entre les deux évaluations est, cependant, significative ( $-1,2^{\circ} \pm 1,9^{\circ}$ ;  $p < 0.05$ ). La fidélité du protocole d'évaluation est considérée comme acceptable à bonne (ICC = 0,57).

**CONCLUSION** : Cette étude a démontré que ce protocole d'évaluation de la proprioception permet de quantifier de manière objective le sens de la position au coude chez une population saine. De



futures études permettront de valider l'utilisation de ce protocole avec des personnes plus âgées et chez une population ayant subi un AVC.

## 3.2 ABSTRACT

**Background:** After a central nervous system injury, individuals may present multiple impairments. For instance, more than 50% of the individuals present proprioceptive impairments after a stroke. Commonly used clinical scales to measure proprioception are not adapted for people affected by multiple impairments. We developed a new proprioception assessment protocol that enables the quantification of elbow position sense without using the opposite arm, without involving active movement of the evaluated limb and without relying on working memory. The aims of this descriptive study were to validate this assessment protocol by quantifying the elbow position sense of healthy adults, before using it in individuals who sustained a stroke, and to investigate its test-retest reliability.

**Methods:** Elbow joint position sense was quantified using a robotic device and a virtual reality system. Two assessments were performed, by the same evaluator, with a one-week interval. While the participant's arms and hands were occluded from vision, the exoskeleton passively moved the dominant arm from an initial to a target position. Then, a virtual arm representation was projected on a screen placed over the real arm, and participants had to indicate verbally the relative position of their arm (more flexed or more extended) compared to the virtual representation. Each participant completed a total of 136 trials. The angular differences between the participant's arm and the virtual representation ranged from 1° to 27° and changed pseudo-randomly across trials. A detection threshold was statistically extracted from a sigmoid curve fit representing the relationship between the angular difference and the percentage of successful trials. Test-retest reliability was evaluated with a paired t-test and an intraclass correlation coefficient (ICC).

**Results:** Thirty participants (24.6 years old; 17 males, 25 right-handed) completed both assessments. The mean detection thresholds were  $7.7 \pm 2.6$  (mean  $\pm$  standard deviation) and  $6.5 \pm 1.8$  degrees for the first and the second assessment session, respectively. Although small, the difference between assessments was significant ( $-1.2 \pm 1.9$  degrees;  $p < 0.05$ ), however. The assessment protocol was characterized by a fair to good test-retest reliability (ICC=0.57).

**Conclusion:** This study demonstrated the potential of this assessment protocol to objectively quantify elbow position sense in healthy individuals. Future studies will validate this protocol in older adults and in individuals who sustained a stroke.

### 3.3 BACKGROUND

Proprioception is defined as the ability to perceive body segment positions and movements in space (Goble & Anguera, 2010). Sensory receptors involved in proprioception are mostly located in muscle (Clark et al., 1986; Gandevia & McCloskey, 1976; Goodwin et al., 1972), joint (Burgess & Clark, 1969; Clark, 1975) and skin (Clark et al. 1979; Gandevia & McCloskey, 1976). Proprioceptive sense is known to play an significant role in motor control (Ghez et al., 1990; Ghez & Sainburg, 1995; Gordon et al., 1995; Sainburg et al., 1995) and learning (Ghez & Sainburg, 1995; Rothwell et al., 1982), particularly in the absence of vision. The importance of proprioceptive inputs has been demonstrated while studying individuals who presented lack of proprioception due to large-fiber sensory neuropathy (Ghez et al., 1990; Rothwell et al., 1982). Despite an intact motor system, somatosensory deafferentation may lead to limitations in several activities involving motor skills, such as eating or dressing (Rothwell et al., 1982). These disabilities may also be observed in individuals with proprioceptive impairments due to a stroke. Indeed, approximately half of the individuals who sustained a stroke present proprioceptive impairments in contralesional upper limb (Carey & Matyas, 2011). After a stroke, proprioception is known to be related to recovery of functional mobility and independence in activities of daily living (ADL; Tyson et al., 2008). Fewer individuals with significant proprioceptive and motor losses (25%) were independent in ADL than individuals with motor deficits alone (78%). Moreover, fewer individuals with proprioceptive deficits (60%) after a stroke are discharged from the hospital directly to home compared to those without proprioceptive deficits (92% ; Smith et al., 1983).

Although the negative impact of proprioceptive impairments on motor and functional recovery is known, a large proportion of clinicians (70%) report not using standardised assessment to evaluate somatosensory deficits in patients with a stroke (Pumpa et al., 2015). In clinical and research settings, proprioception is most frequently assessed with limb-matching tasks. Two types of matching tasks have commonly been used: the *ipsilateral remembered matching task* and the *contralateral concurrent matching task* (Goble, 2010). In an *ipsilateral remembered matching task*, the evaluator brings the patient's limb to a target joint position, when the patient's eyes are closed, keeps the limb in this position for several seconds, and then moves back the limb to the initial position. The patient needs to memorize the reference position and replicate it with the same (ipsilateral) limb. This task

cannot, however, be used to evaluate proprioception in individuals with working memory issues, which represent around 25% of individuals who sustained a stroke (Lesniak et al., 2008). In such cases, the matching error observed could reflect memory deficits, rather than proprioceptive impairments. Moreover, upper limb paresis affects 76% of individuals who sustained a stroke (Rathore et al., 2002), making the task's execution difficult or impossible. Assessing proprioception with the less affected arm as the indicator arm is therefore frequently considered in patients with hemiparesis. Indeed, in a *contralateral concurrent matching task*, the patient has to reproduce a mirror image of the evaluated limb position with the opposite (contralateral) limb (Goble, 2010). However, considering that 20% of individuals who sustained a stroke also presents proprioceptive impairment on the ipsilateral side of the lesion (Carey & Matyas, 2011), it would be difficult to ascertain whether the error is due to deficits in the evaluated arm, the opposite arm or both. In addition, interhemispheric communication is required in a *contralateral concurrent matching task*. Individuals with asymmetric stroke or with transcallosal degeneration would therefore be particularly disadvantaged while being assessed with a *contralateral concurrent matching task* (Goble, 2010).

In order to study proprioception in individuals who sustained a stroke, we developed a protocol enabling the assessment of position sense without using the opposite arm and without relying on working memory. The primary objective of the present study was to validate the assessment protocol by quantifying the elbow joint position sense of healthy adults, before using this protocol with individuals who sustained a stroke. As a secondary objective, test-retest reliability of the assessment protocol was investigated. Preliminary results were published in abstract form (Deblock-Bellamy et al., 2016).

## **3.4 METHODS**

### **3.4.1 Participants**

Participants were recruited in this descriptive study using a convenience sample. They were included if they had between 18 and 55 years old and were excluded if they had any history of musculoskeletal disorder of the dominant upper limb or any neurological condition that could affect their performance. This study was approved by the institutional ethics review board. All subjects provided written informed consent prior to their participation in the study. Based on sample size

formula proposed by Zou (2012), it was determined that a minimal sample size of 19 participants was required for this experiment (hypothesized intraclass correlation coefficient=0.7;  $\alpha=0.05$ ;  $\beta=0.95$ ).

### **3.4.2 General Procedure**

Participants came to the Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation and Social Integration (Quebec City, Canada) for two assessment sessions (around 90 minutes each) with a one-week interval between sessions. In the first session, the participant completed sociodemographic and general health questionnaires (fatigue, stress, physical activity, etc.), followed by the assessment of dominant upper limb proprioception. The second assessment was devoted exclusively to the proprioception assessment. The same evaluator carried out both assessments.

### **3.4.3 Proprioception Assessment**

The assessment protocol enabled the identification of the smallest angular difference, between the participant's arm and a virtual arm representation, that each participant was able to detect (detection threshold) using a two-alternative forced choice paradigm.

The proprioception assessment was performed using the KINARM Exoskeleton Lab (BKIN, Technologies Ltd, Kingston, Ontario, Canada). It consists of 2 motorised upper limb exoskeletons (Figure 2.1A) that enable passive arm movements in the horizontal plane and a two-dimensional virtual reality (VR) display. This VR system projected a virtual arm representation on a screen placed over the participant's upper limb (Figure 2.1B). The KINARM Exoskeleton Lab has been previously used to assess proprioception and motor functions in stroke (Coderre et al., 2010; Dukelow et al., 2012; Dukelow et al., 2010; Kenzie et al., 2014; Otaka et al., 2015) and traumatic brain injury adult populations (Debert et al., 2012). However, in these studies, a *contralateral concurrent matching task* was used to assess position sense (Coderre et al., 2010; Dukelow et al., 2012; Dukelow et al., 2010; Kenzie et al., 2014; Otaka et al., 2015), contrary to the present experiment.

During the proprioception assessment, participants sat in a wheelchair base with each arm supported against gravity by the exoskeletons (wrist in neutral position, forearm in pronation, shoulder at 65 degrees of horizontal abduction). At first, the evaluator adjusted the exoskeleton to fit in the

participant. These adjustments were recorded and reproduced in the second session. The exoskeletons and VR display were then calibrated, in accordance with the company recommendations, to correctly measure arm position data and to properly align the virtual representation.

In each trial, the exoskeleton passively moved the dominant forearm (towards elbow flexion or extension; shoulder position being blocked) from an initial position to a target position. The upper limbs were occluded from vision. Four different initial positions (30, 55, 70, 95° of elbow flexion) and two target positions (50 and 75° of elbow flexion) were used. The amplitude of the angular displacement between initial and target position was systematically 20° and the displacement was performed in 4000 ms, corresponding to a velocity of 5 deg/s, for each trial. Once the robot completed the passive displacement towards target position, a virtual arm representation was projected on the screen. This virtual representation was not perfectly superimposed over the real arm, however. The angular difference (Figure 2.1C) between the participant's arm and the virtual representation ranged from 1° to 27° and changed pseudo-randomly across trials. For each trial, the participant was instructed to correctly identify the relative position of their arm (more flexed or more extended) compared to the virtual representation. Each assessment consisted of 136 trials, distributed in three phases of 10, 30 and 96 trials (see Figure 2.2). Verbal answers given by the participants were noted by the evaluator. No feedback about results was provided to the participants during the task.

The assessment began with a period of familiarisation, including a total of 20 trials. Indeed, 10 trials were first done with a visual feedback of the real arm to confirm the participant's understanding of the instructions. Then, the participant had to pursue for 10 additional trials without visual feedback, to familiarise himself with the virtual environment and the experimental task. During this familiarisation phase (not in the other phases), a total of 4 trials were performed when the virtual representation was exactly superimposed over the real arm in order to verify KINARM's calibration. Considering that the protocol aimed at identifying a precise detection threshold for each participant, the difficulty level of the experimental task was adapted to the participant's capacity based on a decision tree (Figure 2.2). The angular difference was initially set at 15° for the first phase (10 trials), and then adjusted during the second and third phases according to the participant's percentage of successful trials obtained in

the previous phase. An angular difference successfully identified in 80% of the trials or more was considered as detected. Participants were therefore categorized based on their capacity to detect elbow joint position.

#### 3.4.4 Statistical Analysis

Parametric descriptive statistics, such as means, standard deviation (SD) and frequencies were used to describe sociodemographic data (age, gender, dominance).

To quantify position sense for each participant, a detection threshold was statistically extracted from a sigmoid curve fit representing the relationship between the angular difference ( $x$ ) and the percentage of successful trials ( $y$ ; Figure 2.3). For each assessment, the detection threshold corresponding to the angular difference at 80%. The arbitrary decision of using a success rate of 80% to identify detection threshold was quite conservative. This choice was made in order to minimize potential random effect due to the forced choice paradigm and to follow the same criteria as the one used in the decision tree. It was calculated based on the following equation:

$$y = Bottom + \frac{(Top - Bottom)}{1 + 10^{(LogEC50 - x) * HillSlope}}$$

Considering the two-alternative forced choice paradigm, *Bottom* (Y value at the bottom plateau) and *Top* (Y value at the top plateau) were fixed at 50 and 100%, respectively. *EC50* corresponds to the X value when the Y is halfway between the *Top* and *Bottom*. *HillSlope* describe the steepness of the curve. Similar methods of detection threshold identification was used in previous studies (Fournier Belley et al., 2016; Roosink et al., 2015).

In order to assess test-retest reliability, different complementary approaches were used. A Bland-Altman plot was used to reflect the spread of the score difference (Session 2 - Session 1) around the mean detection threshold, identify outliers, and determine the presence or absence of a bias between detection thresholds obtained in both assessments. Paired Student's t-test enabled the comparison between the detection thresholds of the two assessments. An effect size was calculated with the Glass's delta. Two-way mixed single measure ICC (2,1) was used to assess reliability between

assessment. ICC was interpreted according to Fleiss (1986), where an ICC < 0.4 indicates a poor reproducibility, an ICC between 0.4 and 0.75 indicates a fair to good reproducibility and an ICC ≥ 0.75 indicates an excellent reproducibility. The absolute reliability was obtained with the standard error of measurement (SEM) of the Session 2 data set. The SEM, calculated as follows  $SEM = SD \times \sqrt{1 - ICC}$ , is an indicator of the dispersion of the measurement errors to estimate participant's scores from their observed score (Brown, 1999). The level of significance was set at  $p < 0.05$ .

Data analyses and statistics were performed using Microsoft Excel 15.18 (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA), GraphPad Prism 7 (GraphPad Software, Inc., La Jolla, California, USA), IBM SPSS Statistics 24.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA) and R 3.3.3 (The R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria).

### 3.5 RESULTS

Thirty healthy adults (17 males, 25 right-handed, mean age ± SD: 24.6 ± 3.3 years old) participated in the present study. When looking at data dispersion with a Bland-Altman plot (data not shown), two outliers were located outside the 95% confidence interval (CI). These outliers were excluded and, consequently, further analyses were performed on a sample of 28 participants.

The distribution of participants across categories, representing their capacity to detect elbow joint position, can be observed in *Tableau 3.1*. In Phase 2, all participants, except one, were categorized in *Group 2.1*, regardless of the assessment session. In Phase 3 of the Session 1, participants were distributed across *Groups 3.1, 3.2 and 3.3*, with a majority (57.1%) in *Group 3.2*. In Session 2, these percentages were slightly different, with percentage of participants almost equally distributed between *Groups 3.1 and 3.2*. More specifically, modifications on the categorization between Sessions 1 and 2 were characterized as follows: an improvement was observed in 12 participants, 13 participants remained in the same group, and 3 participants deteriorated.



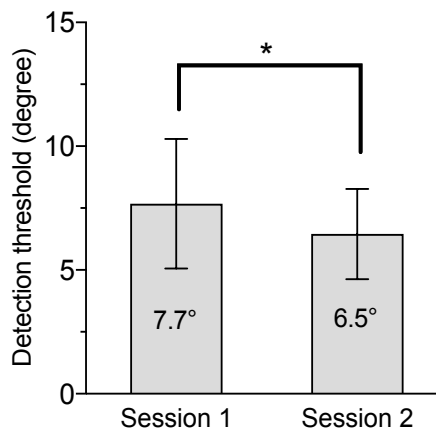
**Tableau 3.1:** Participants' categorization based on their capacity to detect elbow joint position.

Group	Session 1 n (%)	Session 2 n (%)
<b>Phase 2</b>		
2.1	27 (96.4%)	28 (100%)
2.2	1 (3.6%)	0 (0%)
<b>Phase 3</b>		
3.1	8 (28.6%)	13 (46.4%)
3.2	16 (57.1%)	15 (53.6%)
3.3	4 (14.3%)	0 (0%)

### 3.5.1 Quantifying the elbow position sense of healthy participants

Mean detection thresholds of healthy participants were  $7.7^\circ \pm 2.6^\circ$  and  $6.5^\circ \pm 1.8^\circ$  (mean  $\pm$  SD) for Sessions 1 and 2, respectively (Figure 3.1).

In Session 2, participants included in *Group 3.1* had detection thresholds ranging from 3.0 to 7.7 degrees, while detection thresholds measured in *Group 3.2* participants ranged between 5.7 and 11.8 degrees. This overlap clearly demonstrated that, despite participants' categorization, this assessment protocol enabled the quantification of elbow position sense on a continuous scale.



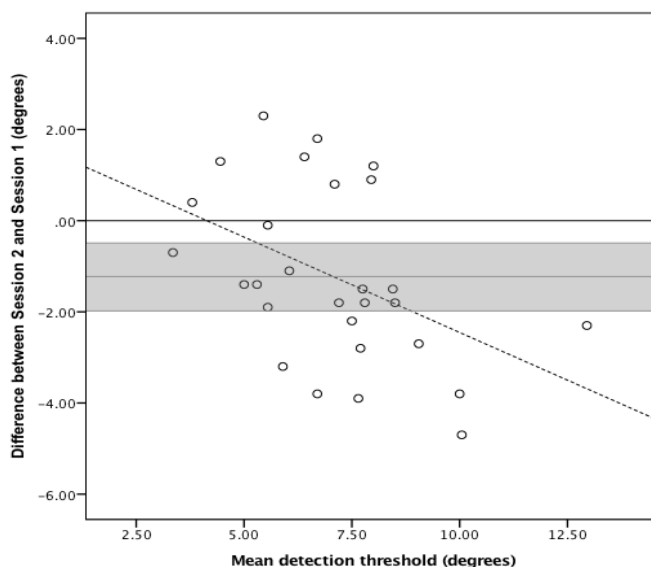
**Figure 3.1:** Mean detection threshold (degree) for each assessment session. Error bars represent SD. \* =  $p < 0.05$

### 3.5.2 Test-retest reliability

Mean difference between assessments was  $-1.2^{\circ} \pm 1.9^{\circ}$ . A paired t-test revealed a significant difference between mean detection thresholds ( $t = 3.396$ ;  $p = 0.002$ ; Glass' $\Delta = 0.46$ ; Figure 3.1), suggesting an improvement in detection threshold between Session 1 ( $7.7^{\circ}$ ) and Session 2 ( $6.5^{\circ}$ ).

A Bland-Altman plot representing the differences between detection threshold measured in Sessions 2 and 1 as a function of the mean of both assessments showed that the line of equality (Mean difference = 0) is located outside the 95% confidence interval (95%CI) of the mean difference (Figure 3.2), suggesting a significant bias (Giavarina, 2015). This bias was non-systematic, however, as demonstrated by a linear regression, drawn on the Bland – Altman plot ( $y = 1.73 - 0.42x$ ). The regression confirmed that the larger the mean detection threshold (reflecting poorer performance), the better was the improvement between Sessions 1 and 2.

The intraclass correlation coefficient (ICC) for absolute agreement between detection threshold measured in Sessions 1 and 2 was 0.57 (95%CI: 0.18 – 0.79) indicating a fair to good test-retest reliability. Moreover, the SEM, calculated for the second assessment, was  $1.2^{\circ}$ .



**Figure 3.2 :** Bland-Altman plot of the differences ( $n=28$ ) between Session 2 and Session 1 vs. the mean of both assessments; black solid line = line of equality; grey area = mean difference  $\pm$  95%CI; dashed inclined line = regression line. A negative difference corresponds to an improvement in detection threshold, i.e. a lower threshold measured in Session 2 when compared to Session 1.

## **3.6 DISCUSSION**

We developed a position sense assessment protocol adapted for individuals who present multiple impairments after a stroke which combines a robotic device and a virtual reality display. As a preliminary step of validation, this experiment showed that the latter can quantify elbow position sense of healthy young adults (mean detection threshold: around 7 degrees), with a fair to good test-retest reliability.

### **3.6.1 Quantifying the elbow position sense**

This new proprioception assessment protocol can objectively quantify the position sense with a detection threshold (in degrees), contrary to the most commonly used proprioception clinical assessments, which are predominantly using ordinal or dichotomous scales. The Rivermead Assessment of Somatosensory Performance (RASP) and the Nottingham Sensory Assessment (NSA) were identified, by clinicians, as the most frequently used standardised somatosensory assessment that includes a proprioception testing (Pumpa et al., 2015). The NSA evaluates somatosensory impairments through 7 sub-tests, including an appreciation of movement perception and direction. The patient is asked to reproduce a mirror image of the movement with the other arm, while he/she is blindfolded. Proprioception is then evaluated on a 4-level ordinal scale, where 0= no movement perceived; 1= appreciation of the movement taking place; 2= direction of movement sense, but inaccurate position; 3= joint position sense, within 10° of the position (Lincoln et al., 1998). The RASP evaluates 8 different sensory modalities, including joint movement and movement direction discrimination. The patient had to report orally if a movement was perceived (movement discrimination) and in which direction the segment was moved (“up” or “down”; direction discrimination). For each trial, proprioception movement and direction discrimination were evaluated using a dichotomous scale, where 0 represents a missed trial, and 1 represents a successful trial (Winward et al., 2002). These clinical tools present some limitations for proprioception assessment, however. The identification of proprioceptive deficits may be possible with these tools, but it remains difficult to assess the severity of impairment and demonstrate patient’s progression while using dichotomous or ordinal scales. Moreover, the evaluator has to subjectively evaluate the participant’s capacity. These tests cannot be used in healthy subjects (ceiling effect) and, consequently, standard norms cannot be determined to facilitate the interpretation of the score. Contrary to the RASP and the

NSA, our proprioception assessment protocol allows a quantification of elbow position sense on a continuous scale. Consequently, it is reasonable to believe that it enables a more precise measurement and provides a more sensitive assessment, which is essential to evaluate the effectiveness of a clinical intervention.

In an attempt to address the limitations of the RASP and the NSA, other proprioception assessment tools using a continuous scale were developed. For example, the Wrist Position Sense Test (WPST) quantified the capacity to perceive wrist position after a passive movement (Carey et al., 1996). The assessment device consists of a box-like apparatus with a one-degree-interval scale, a splint for the forearm and hand fixed on the base and a curtain, to avoid arm visual feedback. A pointer enables subjects to indicate perceived wrist position, without any visual feedback of wrist position. Similarly to our protocol, the aim of the WPST was to objectively quantify the position sense, in degrees, without requiring motor and cognitive abilities (Carey et al., 1996). While using the WPST, arm movement (velocity, range) and position may, however, vary within and between assessments considering that passive movement needs to be performed by the examiner. In addition, the result involved a comparison between two values read from a one-degree-interval scale. Experimenter biases are, therefore, more likely to occur. Robotic device offers the possibility to reduce the potential influence of experimenter on the assessment. Through a robotic contralateral concurrent matching task, Dukelow et al. measured different variables reflecting position sense deficits in individuals who sustained a stroke (Dukelow et al., 2010). This experimental task demonstrated a good to excellent test-retest reliability (ICC ranging between 0.70 and 0.86 ; Dukelow et al. 2010). In addition, a normative database, regrouping position sense data of healthy males and females aged between 18 and 90 years old, can be used for comparison (Herter et al., 2014). However, the contralateral concurrent matching task used in this experiment was not perfectly adapted for individuals with multiple impairments or potential bilateral sensorimotor impairments after a stroke.

### **3.6.2 Position Sense Detection Thresholds in Healthy Population**

A few studies had quantified proprioception with a detection threshold in healthy population. It is surprising to note that position detection thresholds obtained in other studies are in the same order of magnitude as the results obtained in the present study ( $7.7^\circ \pm 2.6^\circ$  and  $6.5^\circ \pm 1.8^\circ$  for Sessions 1 and 2, respectively), despite substantial differences in experimental protocol and evaluated joint. For

the upper extremity, Amano et al. (2007) reported absolute errors ranging from  $2.2^{\circ} \pm 1.6$  to  $6.0^{\circ} \pm 2.5^{\circ}$ , depending on the amplitude of the movement, when elbow joint position sense was tested with a contralateral concurrent matching task. Carey and al. (1996) focused on wrist position identification following a passive movement. The mean difference between the real position and the estimated position (20 trials) was  $6.1^{\circ} \pm 1.8^{\circ}$ . In another study of wrist proprioception, an error of  $4.7^{\circ} \pm 0.3^{\circ}$  was measured when participants were asked to actively reproduce the wrist configuration previously reached after a robot passive movement (Marini et al., 2016). For the lower extremity, Venancio et al. evaluated knee position sense by looking at the angular differences between an initial reference position and the position actively reproduced by healthy participants (Venancio et al., 2016). After three trials, a mean relative error of  $5.8^{\circ} \pm 4.4^{\circ}$  was obtained while targeting angular positions located between  $40^{\circ}$  and  $60^{\circ}$  of knee flexion.

In the present study, the arbitrary decision of using an 80% cutoff in the assessment protocol may have influenced the magnitude of the detection threshold. A cut-off corresponding to a lower percentage of successful trials would likely result in a lower detection threshold. As an example, a different percentage was used in a study aiming at the identification of ankle movement detection thresholds (Fournier Belley et al., 2016). Indeed, the authors justified their decision of using a 50% cut-off with their protocol design, which was a voluntary choice design, instead of a two-alternative forced choice. They obtained a movement error detection threshold of  $5.3^{\circ} \pm 2.1^{\circ}$ .

### **3.6.3 Test-retest reliability**

In the present study, a difference of less than  $2^{\circ}$  was obtained between both assessments. Even if the magnitude of this difference seems quite small, it was statistically significant. Three sources of bias may explain the difference between thresholds measured in Sessions 1 and 2: the evaluator, the assessment tool and the participant. Different strategies were adopted to minimise potential biases induced by these factors. First of all, the assessment protocol involved a minimal contribution of the evaluator, which was the same in both assessments. All evaluators were trained to use the protocol, the robotic device, as well as the analysis softwares. About the assessment protocol, the position adjustment parameters used in the first assessment were reproduced in the second. Before each assessment, the participant's arm was calibrated following the BKIN Technologies' recommendations. The same decision tree was used during both assessments. Finally, the difference

between detection threshold measured in Sessions 1 and 2 may be explained by real change in participants' capacity to detect their elbow position. Results of the present experiment showed an improvement in the detection threshold across assessment sessions. This overall trend may be explained by a learning effect. A larger standard deviation was measured in the results of the first assessment compared to the second one. This result can likely be explained by the novelty of the task. Even if the familiarisation phase was planned to limit this effect, it might not have been enough. Future studies need to include more practice trials or an additional assessment to limit the learning effects.

Test-retest difference obtained in the present study ( $1.2^{\circ}$ ) was smaller than the error highlighted when using other common clinician tools measuring range of motion in degrees. For example, test-retest reliability of a standard manual goniometer was investigated in individuals who undergone a surgery after elbow, forearm or wrist injury. The mean difference between both assessments were  $3.2^{\circ}$  for elbow flexion and  $3.5^{\circ}$  for elbow extension (Armstrong et al., 1998).

The intraclass correlation coefficient calculated for our proprioception assessment protocol reflected a fair to good reliability. This result is similar to the test-retest reliability of the most frequently used standardised sensory assessments with stroke population (Pumpa et al., 2015). The NSA presents a fair to good intra-rater agreement for the elbow's position sense task in patients who sustained a stroke, as suggested with a Kappa coefficient of 0.71 (Lincoln et al., 1991). For the RASP, Pearson's correlation coefficients were 0.83 and 0.50 for the proprioceptive movement detection and for the proprioceptive direction detection, respectively. While the manual goniometer is not a specific assessment tool used to evaluate position sense, some clinicians are using it to measure the difference between a reference limb position and the position reproduced by the patient. A moderate to high intratester reliability (ICC ranging from 0.45 to 0.98) was reported when using the universal goniometer to evaluate elbow range of motion (Armstrong et al., 1998).

While a better reliability score would have been appreciated, a moderate ICC was expected, considering the relative homogeneity of the sample consisting exclusively of healthy young adults. Indeed, low levels of between-subjects variability in detection thresholds had an impact on ICC

calculation even though the differences between assessments are small (Weir, 2005). Moreover, it is likely that the learning effect, discussed earlier, had an impact on the reliability of the detection threshold.

While the ICC is an estimate of relative reliability, the SEM provides an indication of absolute reliability. The latter quantifies the precision of individual score on a given assessment with the same units as the measurement (Weir, 2005). A SEM of  $1.2^{\circ}$  was obtained in the present study for the second assessment data set, which represents 18.5% of the mean detection threshold. The WPST demonstrated a SEM of  $2.7^{\circ}$ , which represents 44.3% of the reported mean detection threshold ( $6.1^{\circ}$ ; Carey et al., 1996). The protocol proposed in the present study seems, therefore, to offer a most accurate measurement in degrees than the WPST.

#### **3.6.4 Limitations of the study and future directions**

Taking into account that most functional activities involve multiple joint movements in three dimensions, the fact that this assessment protocol evaluated a single upper limb joint in the horizontal plane should be considered as a limitation. In addition, the possibility that some participants contracted their muscles during the experiment cannot be eliminated, despite clear instructions asking them to maintain their arm as relaxed as possible and to avoid helping the exoskeleton to execute the movement. Upper limb muscle activation should have been monitored with electromyography surface electrodes to make sure that participants remain passive. Another limitation is that this assessment protocol needs specialized and expensive equipment, physical space, time to administer and expertise to collect and analyse the data, which could limit its clinical application. However, it could be an interesting tool for future research focusing on the effectiveness of different rehabilitation approaches on proprioception in different populations who sustained a central nervous system lesion. Results of the present study cannot necessarily be generalized to the general population since the data were collected mainly in young adults. Knowing that upper limb position sense declines with age (Herter et al., 2014), future research work needs to validate this assessment protocol in older adults.

### **3.7 CONCLUSION**

Considering that there is a need for proprioception assessment tool adapted for persons presenting multiple deficits following a stroke, we develop a new protocol enabling the assessment of position sense without using the opposite arm and without relying on working memory. As a preliminary step, it was demonstrated that this assessment protocol can objectively quantify elbow position sense (in degrees) of healthy young adults, with a fair to good test-retest reliability. After some modifications, such as including a longer familiarisation phase and the addition of muscle activation monitoring, this elbow position sense assessment protocol will be tested in older adults and individuals who sustained a stroke.

### **3.8 ACKNOWLEDGEMENTS**

The authors would like to thank M. Jean Leblond and M. Nicolas Robitaille for valuable assistance with statistical analysis and computer programming, respectively. We also would like to acknowledge the contribution of Ms. Marie-Christine Gallant, M. Jeremy Vandal-Roy, M. Joey Choquette-Passarelli, and M. Nicolas Melançon to the pilot testing and data collection.



## **CHAPITRE 4 : DISCUSSION GÉNÉRALE ET CONCLUSION**

Les travaux présentés dans ce mémoire avaient pour but de développer et de valider un outil d'évaluation du sens de la position au niveau du coude, adapté à une population présentant de multiples déficits à la suite d'une lésion du SNC, tel qu'un AVC. L'étude, présentée dans le Chapitre 3 de ce mémoire, a démontré la capacité de ce protocole d'évaluation à quantifier le sens de la position au niveau du coude chez une population de jeunes adultes sains, ainsi que les résultats de l'étude de la fidélité test-retest de ce protocole.

Dans ce chapitre, les principaux résultats de cette étude seront discutés. Les limites de ces travaux de recherche seront également abordées à la fin de cette discussion. Les perspectives cliniques que ces travaux permettent d'envisager pour le futur seront finalement présentées.

### **4.1 RETOUR SUR LES PRINCIPAUX RÉSULTATS DE CE MÉMOIRE**

#### **4.1.1 Quantification du sens de la position**

Contrairement à la majorité des outils d'évaluation présentés dans l'introduction de ce mémoire, notre étude a permis de démontrer que ce nouveau protocole d'évaluation permet de quantifier objectivement le sens de la position à l'aide d'une échelle continue (Objectif 1). En effet, les outils d'évaluation les plus fréquemment utilisés par les cliniciens ne permettent pas de quantifier le sens de la position, mais plutôt d'identifier la présence de déficits proprioceptifs. Cet aspect rend donc l'évaluation de la sévérité des déficits proprioceptifs et de la progression de ceux-ci difficiles. Dans le but de pallier à cet inconvénient, des chercheurs ont développé des outils d'évaluation permettant de quantifier les déficits proprioceptifs, comme le « WPST ». Cependant, l'implication de l'évaluateur lors de la mobilisation passive du poignet rend la reproductibilité de la tâche difficile et, par conséquent, l'évaluation peu normalisée. Dans le but de mieux standardiser les évaluations, certains chercheurs ont utilisé des systèmes robotisés afin de quantifier le sens de la position. Dans cette optique, Dukelow et al. ont développé un protocole d'évaluation du sens de la position en utilisant l'exosquelette KINARM (Dukelow et al., 2010). Tel que mentionné dans l'introduction de ce mémoire, ce protocole démontre de très bonnes qualités métrologiques. Bien que convaincu des avantages qu'offre l'utilisation de la robotique dans la précision et l'objectivité de la mesure, le paradigme

d'évaluation utilisé par cette équipe (reproduction, en image miroir, d'une position avec le bras le moins atteint) semble peu approprié pour l'évaluation du sens de la position auprès d'une population ayant subi un AVC. En effet, sachant que cette population présente de multiples atteintes, parfois bilatérales, ce choix ne paraît pas optimal (Carey & Matyas, 2011). C'est pourquoi le protocole d'évaluation, présenté dans ce mémoire, propose un nouveau moyen de quantifier le sens de la position, prenant en compte certaines des déficiences fréquemment observées chez la population ayant subi un AVC.

D'autres études ont également utilisé un seuil de détection du sens de la position pour quantifier la proprioception chez une population saine. Malgré des différences considérables au niveau des protocoles d'évaluation, ainsi que des différences au niveau des différentes articulations évaluées, il est surprenant d'observer que les seuils de détection obtenus dans ces différentes études sont comparables aux résultats obtenus dans la présente expérimentation ( $7,7^{\circ} \pm 2,6^{\circ}$  lors de la première session d'évaluation et  $6,5^{\circ} \pm 1,8^{\circ}$  lors de la deuxième session). En effet, une erreur moyenne de  $6,1^{\circ} \pm 1,8^{\circ}$  entre la position réelle et la position estimée a été observée, au niveau du poignet, à la suite d'un positionnement passif (Carey et al., 1996). Le sens de la position au niveau du poignet a également été évalué lors d'une tâche de repositionnement actif du MS. Une erreur de positionnement de  $4,7^{\circ} \pm 0,3^{\circ}$  a alors été observée entre la position initiale et la position reproduite par le participant (Marini et al., 2016). L'évaluation du sens de la position à l'aide d'un seuil de détection a également été effectuée au niveau du genou. Une erreur de positionnement de  $5,8^{\circ} \pm 4,4^{\circ}$  a été observée lors d'une tâche de repositionnement actif à des positions cibles de  $40^{\circ}$  et  $60^{\circ}$  (Venancio et al., 2016). Vu la diversité des protocoles utilisés (mouvement passif vs. mouvement actif; tâche de repositionnement ipsilatéral vs tâche de repositionnement controlatéral), nous aurions pu observer de plus grandes différences entre les études. De plus, sachant que la taille des représentations corticales du cortex sensoriel ne correspond pas aux vraies proportions des zones du corps, mais plutôt à leurs degrés d'utilisation (Purves et al., 2011), des résultats plus diversifiés selon l'articulation évaluée étaient anticipés.

Dans la présente étude, une différence angulaire était considérée comme étant perçue lorsque les participants étaient en mesure de répondre adéquatement dans 80% des essais ou plus. Le choix de cette valeur, fait en accord avec le paradigme utilisé dans ce protocole (choix entre deux réponses

possibles), a bien entendu une influence sur les seuils de détection obtenus. En effet, un choix moins strict (utilisation d'un plus petit % de réussites) aurait résulté en des seuils de détection plus bas. Une étude, qui consistait à évaluer la capacité à percevoir un mouvement en demandant aux participants d'appuyer sur un bouton quand ils percevaient le mouvement au niveau de la cheville, a plutôt opté pour une valeur seuil de 50%. Leur choix était justifié par le fait qu'il est peu probable de pouvoir identifier, de façon aléatoire, le moment exact lors duquel le déplacement articulaire était effectué (Fournier Belley et al., 2016). Dans leur étude, ils ont obtenu un seuil de détection du mouvement de  $5,3^\circ \pm 2,1^\circ$ .

#### **4.1.2 Fidélité test-retest du protocole d'évaluation**

Le deuxième objectif des travaux de ce mémoire consistait à investiguer la fidélité test-retest de notre protocole d'évaluation en comparant les seuils de détection obtenus lors de deux séances d'évaluation espacées d'une semaine.

En comparant les deux temps de mesure, une différence inférieure à  $2^\circ$  a été observée. Bien que minime, cette différence était statistiquement significative. De manière générale, 3 facteurs peuvent être à l'origine d'une différence observée entre les 2 évaluations : 1) l'évaluateur, 2) l'outil de mesure et 3) le participant. Lors du développement du protocole d'évaluation, plusieurs stratégies ont été utilisées pour essayer de minimiser l'impact de ces trois sources potentielles de biais. Premièrement, chaque participant a été évalué par le même évaluateur lors des deux séances d'évaluation. Tous les évaluateurs, impliqués dans la collecte de données et les analyses, ont été entraînés à utiliser le protocole d'évaluation, ainsi que les différents logiciels d'analyse. Les recommandations d'utilisation de l'exosquelette, éditées par le fabricant, ont été utilisées comme références par tous les évaluateurs. Deuxièmement, la même procédure d'évaluation a été suivie tout au long des évaluations (arbre décisionnel). Le positionnement du participant a été reproduit lors de la deuxième évaluation, en se basant sur les mesures relevées lors de la première évaluation (ANNEXE 2). De plus, lors des sessions d'évaluation, les évaluateurs n'avaient aucune interprétation à faire des réponses des participants. Leur seule tâche était de noter les réponses du participant. Le protocole d'évaluation a été développé dans le but d'anticiper au mieux les biais pouvant provenir des évaluateurs et de l'évaluation. Ainsi, il est probable que la capacité des participants à percevoir le sens de la position ait réellement changé entre les deux évaluations. Comme démontré à l'aide des

analyses statistiques (biais présent dans l'analyse de Bland-Altman et un « p-value » inférieur à 0,05 obtenu avec un test-t à données pairées), la majorité des participants se sont statistiquement améliorés lors de la deuxième évaluation. Ce progrès peut être expliqué par un effet d'apprentissage. En effet, la diminution de l'ampleur de la variabilité intersujet (écart-type) observée entre les deux sessions d'évaluation pourrait être un indice de cet effet. Bien que tous novices à la tâche expérimentale, la variabilité intersujet démontre que les participants ne réagissent pas tous de la même manière face à une nouvelle tâche. Ainsi, malgré la réalisation d'une séance de familiarisation, celle-ci semble ne pas avoir été assez longue pour éliminer ce biais. Des études supplémentaires devront être faites avec ce protocole pour évaluer cet effet d'apprentissage potentiel. Une étude comprenant davantage de sessions d'évaluations permettrait peut-être d'observer le plafonnement de cet effet.

Bien que significative, la différence obtenue entre les deux sessions d'évaluation (1,2°) est plus petite que celle observée lors de l'évaluation effectuée avec d'autres outils cliniques utilisant une échelle en degrés. Par exemple, une étude de fidélité test-retest du goniomètre manuel a obtenu des différences de 3,2° et de 3,5° lors des évaluations respectives d'une position en flexion et en extension du coude après une chirurgie (Armstrong et al., 1998).

L'ICC obtenu dans la présente étude permet de qualifier la fidélité d'acceptable à bonne selon l'échelle d'interprétation de Fleiss. Comme démontré dans l'introduction de ce mémoire, ce résultat est similaire à la fidélité test-retest de la plupart des outils d'évaluation des déficits somatosensoriels utilisés auprès de la population ayant subi un AVC (Pumpa et al., 2015). En effet, l'item évaluant le sens de la position du coude dans l'évaluation globale du NSA fait preuve d'une bonne fidélité avec un ICC à 0,71 (Lincoln et al., 1991). Une fidélité acceptable à excellente a été obtenue pour les deux items évaluant le sens du mouvement, dans le cadre du RASP. Les items évaluant la détection du mouvement et la détection de la direction du mouvement ont, respectivement, obtenu un ICC à 0,83 et de 0,50 (Winward et al., 2002). Bien que le goniomètre manuel ne soit pas spécifique à l'évaluation du sens de la position, celui-ci est utilisé par certains thérapeutes pour mesurer la différence entre la position de référence et la position reproduite par le patient. Une fidélité acceptable à excellente (ICC de 0,45 à 0,98) a été obtenue lors de l'utilisation de cet outil pour

mesurer les amplitudes de mouvement au niveau du coude, auprès de personnes ayant subi une chirurgie du MS (Armstrong et al., 1998).

En ce qui concerne le présent protocole, un ICC modéré était attendu par les auteurs, compte tenu de l'homogénéité de notre échantillon composé uniquement de jeunes adultes sans déficit neurologique et/ou orthopédique au niveau du MS évalué. En effet, le faible niveau de variabilité des résultats (seuils de détection) obtenus chez nos participants a eu un impact sur le calcul de notre ICC, même si la différence entre les deux sessions d'évaluation est faible. La présence d'un potentiel effet d'apprentissage pourrait vraisemblablement avoir eu un impact sur l'indice de fidélité relative de notre protocole d'évaluation.

Contrairement à l'ICC qui mesure la fidélité relative, la SEM nous permet d'évaluer la fidélité absolue de notre mesure. Elle nous permet de quantifier la précision des scores de chaque participant dans la même unité de mesure que l'évaluation (Weir, 2005). Une SEM de  $1,2^{\circ}$  a été obtenue à l'aide des données recueillies lors de la deuxième session d'évaluation. Cette erreur de mesure représente 18,5 % de la moyenne des seuils de détection ( $6,5^{\circ}$ ). Lors de l'évaluation de la fidélité absolue du WPST, une SEM de  $2,7^{\circ}$  a été obtenue ; représentant 44,3% de la moyenne des seuils de détection ( $6,1^{\circ}$ ). Le protocole présenté dans cette étude semble donc offrir une meilleure précision de mesure que celui du WPST.

Dans le cadre de cette étude, les données de deux participants n'ont pas été considérées pour les analyses, puisque de grandes différences ont été observées entre les scores des deux évaluations ; celles-ci se situant à l'extérieur des limites d'accord dans l'analyse de Bland-Altman (limite supérieure : 3,4 / limite inférieure : - 6,0). Aucun changement en lien avec la condition de ces 2 participants (niveau de fatigue, douleur, etc.) ou en lien avec le processus d'évaluation ne peut expliquer ces différences plus importantes entre les deux sessions d'évaluation.

## **4.2 LIMITES DE L'ÉTUDE**

Sachant que la réalisation de la grande majorité des activités de la vie quotidienne implique des mouvements pluriarticulaires dans un environnement en trois dimensions (3D), le fait que notre

protocole n'évalue que le sens de la position d'une seule articulation et uniquement dans un plan horizontal consiste en une limite. De plus, l'absence de contrôle du niveau d'activation des muscles ne nous permet pas de conclure que tous les groupes musculaires agissant au niveau du coude étaient passifs lors du déplacement de l'avant-bras par l'exosquelette. L'utilisation d'électrodes de surface pour mesurer l'activité électromyographique aurait permis de s'assurer de l'état passif des muscles lors de l'évaluation. Le choix d'évaluer le sens de la position alors que les muscles des participants sont complètement relâchés se justifie par notre volonté de reproduire exactement les mêmes conditions d'un essai à l'autre et d'une évaluation à l'autre. En effet, il est plus simple de s'assurer de l'absence d'activité musculaire que de tenter de reproduire un même niveau d'activation. Pour des questions de précision de mesure, il est recommandé de tester la proprioception lors d'un mouvement passif, car ce dernier serait moins influencé par des processus d'intégration sensorimotrice et de contrôle moteur indispensables lors de l'exécution d'un mouvement actif (Elangovan et al., 2014).

Ayant été obtenus uniquement auprès d'une population de jeunes adultes sains, les résultats présentés dans la première étude ne sont pas généralisables à l'ensemble de la population. En effet, il a été démontré que le sens de la position au niveau du bras diminue avec l'âge (Adamo et al., 2007). Dans le but de pallier à cette limite, une étude est actuellement menée dans le but de quantifier le sens de la position, avec le même protocole d'évaluation, chez une population plus âgée. Cette étude comprend également deux temps de mesure et permettra donc de déterminer la fidélité test-retest auprès d'une population âgée.

L'effet d'apprentissage pouvant potentiellement expliquer l'amélioration moyenne, d'un peu moins de 2 degrés, observée entre les deux sessions d'évaluation représente également une limite de l'étude. Cette limite pourrait être atténuée en incorporant une période de familiarisation plus longue ou même en ajoutant une session de familiarisation dans le protocole d'évaluation. Dans un but de mieux comprendre ce phénomène, une étude supplémentaire comprenant un minimum de 3 temps de mesure devra être menée afin de voir si cette amélioration, interprétée comme étant un effet d'apprentissage, sera aussi observée entre le temps 2 et le temps 3.

Bien que l'objectif ne consistait pas à l'implanter notre protocole d'évaluation dans les milieux cliniques, il est cependant important de reconnaître que plusieurs aspects du protocole présenté dans ce mémoire limiteraient considérablement la faisabilité d'utilisation en pratique clinique. En effet, l'acquisition d'un tel exosquelette est, premièrement, très onéreuse. Deuxièmement, l'utilisation d'un tel équipement demande du temps, de l'espace et du personnel qualifié pour collecter et analyser ses données. Ces limites correspondent en plusieurs points aux obstacles soulevés par les thérapeutes pour expliquer la faible utilisation des outils standardisés lors de l'évaluation des déficits sensoriels (Pumpa et al., 2015).

### **4.3 PERSPECTIVES FUTURES ET IMPLICATIONS CLINIQUES**

Plusieurs études ont montré que la capacité à percevoir le sens de la position peut être influencée par différentes conditions d'évaluation (voir Chapitre 1). Des études ont montré que plusieurs variables comme le conditionnement musculaire (Gregory et al., 1988), l'amplitude du mouvement lors de l'évaluation (Adamo et al., 2007), la position finale du bras évalué (Fuentes & Bastian, 2010), le paradigme d'évaluation choisi (reproduction ipsi ou contralatérale) (Adamo et al., 2007; Goble & Brown, 2008) ou encore l'utilisation de mouvements actifs ou passifs (Goble & Brown, 2007) ont un impact sur la capacité à percevoir la position du segment. Les analyses faites lors de cette première étude seront donc approfondies afin d'évaluer l'impact de certaines variables (position de la représentation virtuelle comparée à la position réelle du bras, mouvement de l'exosquelette, position finale du coude) sur la capacité à percevoir la position du coude. Ces analyses post-hoc ont été motivées par des observations faites lors des sessions d'évaluation. En effet, les participants semblaient démontrer un meilleur taux de réussite lorsque certaines de ces variables étaient combinées. L'étude de l'influence de ces conditions sur le sens de la position permettra de confirmer ou d'infirmer la nécessité d'évaluer le sens de la position dans les mêmes conditions si l'on souhaite comparer deux sessions d'évaluation et émettre un jugement sur un changement au niveau des déficiences proprioceptives d'une personne.

Bien que les résultats obtenus aient actuellement peu d'impact sur la pratique clinique, ceux-ci ont permis d'établir des bases solides pour de nouvelles études qui elles offriront des résultats pertinents pour le milieu clinique. En effet, une étude, en collaboration avec le milieu clinique, est actuellement

en cours. Ses objectifs sont de valider l'utilisation de ce nouveau protocole d'évaluation auprès d'une population ayant subi un AVC et d'explorer la relation entre les récupérations proprioceptive, motrice et fonctionnelle du MS le plus atteint, au cours de la réadaptation fonctionnelle intensive. Cette étude exploratoire permettra de comprendre les impacts des déficiences sensorimotrices sur la récupération post-AVC. Les résultats obtenus auprès de cette population seront comparés avec des personnes, du même âge et du même genre, ne présentant pas de déficit neurologique et/ou musculo-squelettique au niveau du MS dominant. De plus, les résultats obtenus auprès de cette population saine permettront de compléter les résultats obtenus dans cette première étude et ainsi proposer des données normatives avec un plus large éventail d'âge.

Dans des perspectives plus lointaines, ce protocole d'évaluation sera un outil très intéressant pour des études ayant pour sujet d'intérêt l'évaluation de l'efficacité nouveaux moyens thérapeutiques pour des personnes présentant des déficits proprioceptifs suite à une lésion du SNC.

#### **4.4 CONCLUSION**

Pour répondre au besoin d'outils d'évaluation de la proprioception adaptés à une population présentant de multiples déficits à la suite d'un AVC, nous avons développé un outil d'évaluation ne sollicitant, ni le membre supérieur opposé, ni la motricité volontaire du membre supérieur évalué et ni la mémoire de travail. Ces travaux de maîtrise ont démontré que ce nouveau protocole d'évaluation permet de quantifier objectivement le sens de la position du coude chez une population de jeunes adultes sans déficit neurologique ou/et orthopédique, avec une fidélité acceptable à bonne. L'amélioration de ce protocole d'évaluation se poursuivra à travers quelques modifications, dont l'allongement de la phase de familiarisation et le contrôle de l'absence de contraction des muscles. Le protocole d'évaluation ainsi amélioré devrait permettre, à terme, d'évaluer la sévérité des déficits proprioceptifs après un AVC et d'évaluer la récupération proprioceptive de ces mêmes individus.



## BIBLIOGRAPHIE

- Adamo, D. E., Martin, B. J., & Brown, S. H. (2007). Age-related differences in upper limb proprioceptive acuity. *Percept Mot Skills*, 104(3 Pt 2), 1297-1309.
- Armstrong, A. D., MacDermid, J. C., Chinchalkar, S., Stevens, R. S., & King, G. J. (1998). Reliability of range-of-motion measurement in the elbow and forearm. *J Shoulder Elbow Surg*, 7(6), 573-580.
- Agence de la santé public du Canada (2017) Accident vasculaire cérébral au Canada.. <https://www.canada.ca/fr/sante-publique/services/publications/maladies-et-affections/accidents-vasculaires-cerebraux-canada.html> (Consulté le 11 juillet 2017)
- Bear, M. F., Connors, B. W., & Paradiso, M. A. (2002). *Neurosciences : A la découverte du cerveau* (2ème ed.). Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.
- Brown, J. D. (1999). Standard error vs. Standard error of measurement Standard error vs. Standard error of measurement. *JALT Testing & Evaluation SIG Newsletter*, 3(1), 20-25.
- Burgess, P. R., & Clark, F. J. (1969). Characteristics of knee joint receptors in the cat. *J Physiol*, 203(2), 317-335.
- Carey, L. M. (1995). Somatosensory loss after stroke. *Critical Reviews™ in Physical and Rehabilitation Medicine*, 7(1).
- Carey, L. M., & Matyas, T. A. (2011). Frequency of discriminative sensory loss in the hand after stroke in a rehabilitation setting. *J Rehabil Med*, 43(3), 257-263.
- Carey, L. M., Oke, L. E., & Matyas, T. A. (1996). Impaired limb position sense after stroke: a quantitative test for clinical use. *Arch Phys Med Rehabil*, 77(12), 1271-1278.
- Choi, J. T., Jensen, P., Nielsen, J. B., & Bouyer, L. J. (2016). Error signals driving locomotor adaptation: cutaneous feedback from the foot is used to adapt movement during perturbed walking. *J Physiol*, 594(19), 5673-5684.
- Clark, F. J. (1975). Information signaled by sensory fibers in medial articular nerve. *J Neurophysiol*, 38(6), 1464-1472.
- Clark, F. J., Burgess, R. C., & Chapin, J. W. (1986). Proprioception with the proximal interphalangeal joint of the index finger. Evidence for a movement sense without a static-position sense. *Brain*, 109 ( Pt 6), 1195-1208.
- Clark, F. J., Horch, K. W., Bach, S. M., & Larson, G. F. (1979). Contributions of cutaneous and joint receptors to static knee-position sense in man. *J Neurophysiol*, 42(3), 877-888.
- Coderre, A. M., Zeid, A. A., Dukelow, S. P., Demmer, M. J., Moore, K. D., Demers, M. J., Bretzke, H., Herter, T.M., Glasgow, J.I., Norman, K.E., Bagg, S.D. & Scott, S. H. (2010). Assessment of upper-limb sensorimotor function of subacute stroke patients using visually guided reaching. *Neurorehabil Neural Repair*, 24(6), 528-541.
- Debert, C. T., Herter, T. M., Scott, S. H., & Dukelow, S. (2012). Robotic assessment of sensorimotor deficits after traumatic brain injury. *J Neurol Phys Ther*, 36(2), 58-67.
- Deblock-Bellamy, A., Batcho, C.S., Mercier C., Blanchette, A.K. (2016). *A new approach to quantify upper limb position sense using an exoskeleton and a virtual reality display*. Paper presented at the Canadian Stroke Congress, Québec.
- Dukelow, S. P., Herter, T. M., Bagg, S. D., & Scott, S. H. (2012). The independence of deficits in position sense and visually guided reaching following stroke. *J Neuroeng Rehabil*, 9, 72.

- Dukelow, S. P., Herter, T. M., Moore, K. D., Demers, M. J., Glasgow, J. I., Bagg, S. D., & Scott, S. H. (2010). Quantitative assessment of limb position sense following stroke. *Neurorehabil Neural Repair*, 24(2), 178-187.
- Dukelow, S. P., Herter, T. M., & Scott, S. H. (2010). Independence of limb position sense and motor impairments following stroke. *Stroke*, 41(7), e493.
- Elangovan, N., Herrmann, A., & Konczak, J. (2014). Assessing proprioceptive function: evaluating joint position matching methods against psychophysical thresholds. *Phys Ther*, 94(4), 553-561.
- Findlater, S. E., & Dukelow, S. P. (2017). Upper Extremity Proprioception After Stroke: Bridging the Gap Between Neuroscience and Rehabilitation. *J Mot Behav*, 49(1), 27-34.
- Fleiss, J. L. (1986). *The design and analysis of clinical experiments*. New York: Wiley
- Fondation des maladies du coeur et de l'AVC du Canada (2017) Qu'est-ce qu'un AVC. <http://www.coeuretavc.ca/avc/questce-quun-avc>. (Consulté le 10 mars 2017)
- Fournier Belley, A., Bouffard, J., Brochu, K., Mercier, C., Roy, J. S., & Bouyer, L. (2016). Development and reliability of a measure evaluating dynamic proprioception during walking with a robotized ankle-foot orthosis, and its relation to dynamic postural control. *Gait Posture*, 49, 213-218.
- Fuentes, C. T., & Bastian, A. J. (2010). Where is your arm? Variations in proprioception across space and tasks. *J Neurophysiol*, 103(1), 164-171.
- Gandevia, S. C., & McCloskey, D. I. (1976). Joint sense, muscle sense, and their combination as position sense, measured at the distal interphalangeal joint of the middle finger. *J Physiol*, 260(2), 387-407.
- Giavarina, D. (2015). Understanding Bland Altman analysis. *Biochem Med (Zagreb)*, 25(2), 141-151.
- Ghez, C., Gordon, J., Ghilardi, M. F., Christakos, C. N., & Cooper, S. E. (1990). Roles of proprioceptive input in the programming of arm trajectories. *Cold Spring Harb Symp Quant Biol*, 55, 837-847.
- Ghez, C., & Sainburg, R. (1995). Proprioceptive control of interjoint coordination. *Can J Physiol Pharmacol*, 73(2), 273-284.
- Goble, D. J. (2010). Proprioceptive acuity assessment via joint position matching: from basic science to general practice. *Phys Ther*, 90(8), 1176-1184.
- Goble, D. J., & Anguera, J. A. (2010). Plastic changes in hand proprioception following force-field motor learning. *J Neurophysiol*, 104(3), 1213-1215.
- Goble, D. J., & Brown, S. H. (2007). Task-dependent asymmetries in the utilization of proprioceptive feedback for goal-directed movement. *Exp Brain Res*, 180(4), 693-704.
- Goble, D. J., & Brown, S. H. (2008). Upper limb asymmetries in the matching of proprioceptive versus visual targets. *J Neurophysiol*, 99(6), 3063-3074.
- Goodwin, G. M., McCloskey, D. I., & Matthews, P. B. (1972). The contribution of muscle afferents to kinaesthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralyzing joint afferents. *Brain*, 95(4), 705-748.
- Gordon, J., Ghilardi, M. F., & Ghez, C. (1995). Impairments of reaching movements in patients without proprioception. I. Spatial errors. *J Neurophysiol*, 73(1), 347-360.
- Gregory, J. E., Morgan, D. L., & Proske, U. (1988). Aftereffects in the responses of cat muscle spindles and errors of limb position sense in man. *J Neurophysiol*, 59(4), 1220-1230.
- Grigg, P. (1994). Peripheral neural mechanisms in proprioception. *Journal of Sport Rehabilitation*, 3(1), 2-17.

- Grigg, P., Finerman, G. A., & Riley, L. H. (1973). Joint-position sense after total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am*, 55(5), 1016-1025.
- Harvill, L. M. (1991). Standard error of measurement. *Educational Measurement: issues and practice*, 10(2), 33-41.
- Herter, T., Bourque, M., Scott, S., & Dukelow, S. (2010). Can vision be used to compensate for deficits in limb position sense following stroke? *Stroke*, 41(7), e495-e496.
- Herter, T. M., Scott, S. H., & Dukelow, S. P. (2014). Systematic changes in position sense accompany normal aging across adulthood. *J Neuroeng Rehabil*, 11, 43.
- Hill, D. K. (1968). Tension due to interaction between the sliding filaments in resting striated muscle. The effect of stimulation. *J Physiol*, 199(3), 637-684.
- Hirayama, K., Fukutake, T., & Kawamura, M. (1999). 'Thumb localizing test' for detecting a lesion in the posterior column-medial lemniscal system. *J Neurol Sci*, 167(1), 45-49.
- Izumizaki, M., Tsuge, M., Akai, L., Proske, U., & Homma, I. (2010). The illusion of changed position and movement from vibrating one arm is altered by vision or movement of the other arm. *J Physiol*, 588(Pt 15), 2789-2800.
- Jami, L. (1992). Golgi tendon organs in mammalian skeletal muscle: functional properties and central actions. *Physiol Rev*, 72(3), 623-666.
- Kenzie, J. M., Semrau, J. A., Findlater, S. E., Herter, T. M., Hill, M. D., Scott, S. H., & Dukelow, S. P. (2014). Anatomical correlates of proprioceptive impairments following acute stroke: a case series. *J Neurol Sci*, 342(1-2), 52-61.
- Le Cavorzin, P. (2012). Neurophysiologie de la fonction proprioceptive et récupération postlésionnelle. *Kinésithérapie, La Revue*, 12(128), 7-14.
- Lesniak, M., Bak, T., Czepiel, W., Seniow, J., & Czlonkowska, A. (2008). Frequency and prognostic value of cognitive disorders in stroke patients. *Dement Geriatr Cogn Disord*, 26(4), 356-363.
- Lincoln, N. B., Crow, J. L., Jackson, J. M., Water, G. R., Adams, S. A., & Hodgson, P. (1991). The unreliability of sensory assessments. *Clinical rehabilitation*, 5, 273-282.
- Lincoln, N. B., Jackson, J. M., & Adams, S. A. (1998). Reliability and revision of the Nottingham Sensory Assessment for stroke patients *Physiotherapy (United Kingdom)*, 84(8), 358-365.
- Marini, F., Squeri, V., Morasso, P., & Masia, L. (2016). Wrist Proprioception: Amplitude or Position Coding? *Front Neurobot*, 10, 13.
- Matthews, P. B. (1982). Where does Sherrington's "muscular sense" originate? Muscles, joints, corollary discharges? *Annu Rev Neurosci*, 5, 189-218.
- Matthews, P. B. (1988). Proprioceptors and their contribution to somatosensory mapping: complex messages require complex processing. *Can J Physiol Pharmacol*, 66(4), 430-438.
- Mayo, N. E., Wood-Dauphinee, S., Ahmed, S., Gordon, C., Higgins, J., McEwen, S., & Salbach, N. (1999). Disablement following stroke. *Disabil Rehabil*, 21(5-6), 258-268.
- Mayo, N. E., Wood-Dauphinee, S., Cote, R., Durcan, L., & Carlton, J. (2002). Activity, participation, and quality of life 6 months poststroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 83(8), 1035-1042.
- McCloskey, D. I. (1973). Differences between the senses of movement and position shown by the effects of loading and vibration of muscles in man. *Brain Res*, 61, 119-131.
- Mileusnic, M. P., & Loeb, G. E. (2006). Mathematical models of proprioceptors. II. Structure and function of the Golgi tendon organ. *J Neurophysiol*, 96(4), 1789-1802.

- 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.
- Otaka, E., Otaka, Y., Kasuga, S., Nishimoto, A., Yamazaki, K., Kawakami, M., Ushiba, J. & Liu, M. (2015). Clinical usefulness and validity of robotic measures of reaching movement in hemiparetic stroke patients. *J Neuroeng Rehabil*, 12, 66.
- Proske, U. (2015). The role of muscle proprioceptors in human limb position sense: a hypothesis. *J Anat*, 227(2), 178-183.
- Proske, U., & Gandevia, S. C. (2009). The kinaesthetic senses. *J Physiol*, 587(Pt 17), 4139-4146.
- Proske, U., & Gandevia, S. C. (2012). The proprioceptive senses: their roles in signaling body shape, body position and movement, and muscle force. *Physiol Rev*, 92(4), 1651-1697.
- Proske, U., Tsay, A., & Allen, T. (2014). Muscle thixotropy as a tool in the study of proprioception. *Exp Brain Res*, 232(11), 3397-3412.
- Pumpa, L. U., Cahill, L. S., & Carey, L. M. (2015). Somatosensory assessment and treatment after stroke: An evidence-practice gap. *Aust Occup Ther J*, 62(2), 93-104.
- Purves, D., Augustine, G. J. F., D., Hall, W. C., LaMantia, A. S. M., J.O. , & White, L. E. (2011). *Neurosciences* (4ème ed.): De Boeck.
- Rathore, S. S., Hinn, A. R., Cooper, L. S., Tyroler, H. A., & Rosamond, W. D. (2002). Characterization of incident stroke signs and symptoms: findings from the atherosclerosis risk in communities study. *Stroke*, 33(11), 2718-2721.
- 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.
- Roosink, M., Robitaille, N., McFadyen, B. J., Hebert, L. J., Jackson, P. L., Bouyer, L. J., & Mercier, C. (2015). Real-time modulation of visual feedback on human full-body movements in a virtual mirror: development and proof-of-concept. *J Neuroeng Rehabil*, 12, 2.
- Rothwell, J. C., Traub, M. M., Day, B. L., Obeso, J. A., Thomas, P. K., & Marsden, C. D. (1982). Manual motor performance in a deafferented man. *Brain*, 105 (Pt 3), 515-542.
- Sainburg, R. L., Ghilardi, M. F., Poizner, H., & Ghez, C. (1995). Control of limb dynamics in normal subjects and patients without proprioception. *J Neurophysiol*, 73(2), 820-835.
- Sherrington, C. S. (1907). On the proprioceptive system, especially in its reflex aspect. *Brain*, 29(4), 467-482.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2012). *Motor control : translating research into clinical practice* (4th ed. ed.). Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.
- Smith, D. L., Akhtar, A. J., & Garraway, W. M. (1983). Proprioception and spatial neglect after stroke. *Age Ageing*, 12(1), 63-69.
- Stolk-Hornsveld, F., Crow, J. L., Hendriks, E. P., van der Baan, R., & Harmeling-van der Wel, B. C. (2006). The Erasmus MC modifications to the (revised) Nottingham Sensory Assessment: a reliable somatosensory assessment measure for patients with intracranial disorders. *Clin Rehabil*, 20(2), 160-172.
- Tsay, A., Savage, G., Allen, T. J., & Proske, U. (2014). Limb position sense, proprioceptive drift and muscle thixotropy at the human elbow joint. *J Physiol*, 592(12), 2679-2694.
- Tsay, A. J., Giummarra, M. J., Allen, T. J., & Proske, U. (2016). The sensory origins of human position sense. *J Physiol*, 594(4), 1037-1049.

- Tyson, S. F., Hanley, M., Chillala, J., Selley, A. B., & Tallis, R. C. (2008). Sensory loss in hospital-admitted people with stroke: characteristics, associated factors, and relationship with function. *Neurorehabil Neural Repair*, 22(2), 166-172.
- Venancio, J., Lopes, D., Lourenco, J., & Ribeiro, F. (2016). Knee joint position sense of roller hockey players: a comparative study. *Sports Biomech*, 15(2), 162-168.
- Weir, J. P. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res*, 19(1), 231-240.
- Winward, C. E., Halligan, P. W., & Wade, D. T. (2002). The Rivermead Assessment of Somatosensory Performance (RASP): standardization and reliability data. *Clin Rehabil*, 16(5), 523-533.
- Zou, G. (2012). Sample size formulas for estimating intraclass correlation coefficients with precision and assurance. *Statistics in medicine*, 31(29), 3972-3981.

# ANNEXE 1

## ÉVALUATION CLINIQUE

### Questionnaire sociodémographique

Code du participant	
Date de l'évaluation	
Sexe	<input type="checkbox"/> : Féminin <input type="checkbox"/> : Masculin
Date de naissance et âge	Âge ( _____ )
Poids	
Taille	
Conditions associées Antécédents médicaux (Problèmes neurologiques et musculosquelettiques au MS)	
Occupation	
Loisirs	
Dominance (selon le participant)	

**État général :**

Douleur	Localisation :  Échelle numérique de la douleur :
Fatigue	<input type="checkbox"/> : Oui <input type="checkbox"/> : Non Remarque :

## ANNEXE 2

Code du participant : \_\_\_\_\_

### MESURES DES SEGMENTS DU KINARM

	Droit	Gauche
Hauteur du siège		
Longueur du bras		
Longueur de l'avant-bras		
Position de l'appui-bras (taille)		
Position de l'appui avant bras (taille)		
Position de l'appui-main		
Utilisation de l'appui-tête		
Marquage au sol de la position du fauteuil	<input type="checkbox"/> : Fait	