

Université de Montréal

Perception de la force musculaire et de la distribution du poids lors d'activités motrices chez le sujet sain.

par

Séléna Lauzière

École de réadaptation

Faculté de médecine

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de Maîtrise ès Sciences (M.Sc.)
en Sciences biomédicales
Option réadaptation

Juillet, 2010

© Séléna Lauzière, 2010

Université de Montréal
Faculté des études supérieures et postdoctorales

Ce mémoire intitulé :

Perception de la force musculaire et de la distribution du poids lors d'activités motrices
chez le sujet sain

Présenté par :
Sélène Lauzière

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Robert Forget, président-rapporteur
Sylvie Nadeau, directeur de recherche
Catherine Mercier, membre du jury

Résumé

Les résultats de récentes études supportent l'idée que la perception de la force aurait un rôle important dans la réalisation des tâches fonctionnelles telles que le passage assis à debout (PAD). Cependant, très peu d'études se sont attardées à quantifier la précision avec laquelle les individus en santé sont capables de percevoir la force musculaire. De plus, aucune étude n'a évalué la perception de la distribution du poids lors du PAD chez la clientèle saine. L'objectif principal était de recueillir des données sur la capacité des individus en santé, jeunes et âgés, à percevoir la force musculaire lors d'une contraction statique des extenseurs du genou et à percevoir la distribution du poids (DP) lorsqu'ils réalisent le passage assis à debout. Cette étude a été effectuée auprès de 31 individus, divisés en deux groupes d'âge (< 50 ans et > 60 ans). Les résultats du premier objectif visant à quantifier les erreurs de perception de la force lors d'une contraction statique des extenseurs du genou ont démontré que les erreurs absolues et brutes sont plus élevées pour les niveaux de force supérieurs à 50 % CVM et que les erreurs brutes sont plus importantes chez les jeunes pour les hauts niveaux de force. Les résultats du second objectif visant à évaluer l'effet de différentes références sensorimotrices sur les erreurs de perception de la force musculaire ont montré qu'une référence à 50 % CVM préalablement montrée au participant et qu'une contraction simultanée des muscles de la préhension de la main diminuent les erreurs brutes et absolues de perception pour le niveau de force 70%. Les résultats du troisième objectif visant à quantifier les erreurs de perception de la DP lors du PAD ont démontré que les sujets jeunes et âgés ont une bonne capacité à percevoir leur DP avec des erreurs absolues et brutes variant respectivement entre 2,9 % et 9,4 % et entre -5,7 % et 5,7 % et des coefficients de corrélations intra-classes supérieurs à 0,75 entre la DP produite et celle perçue. Les résultats contribuent à approfondir les connaissances relatives à la perception de la force et de la DP chez les individus en santé. Ces données pourront servir à titre comparatif lors d'études menées auprès des patients hémiparétiques afin d'évaluer s'ils ont des problèmes perceptifs pouvant expliquer l'asymétrie récurrente qu'ils présentent dans leurs tâches fonctionnelles.

Mots-clés : perception, force, distribution du poids, contraction musculaire statique, passage assis-debout, réadaptation.

Abstract

Results of recent studies support the idea that perception of force would have an important role in performing functional tasks such as sit-to-stand (STS). However, very few studies have focused on the quantification of the accuracy with which healthy individuals are able to perceive muscular force. Furthermore, no study has assessed the perception of weight-bearing distribution during the STS in healthy individuals. The purpose of this study was to provide evidence on the capacity to perceive muscular force and weight-bearing distribution in simple and complex tasks in healthy individuals. This study was conducted with 31 individuals, divided into two main age groups (<50 years > 60 years). Its first objective was to quantify the errors in perception of force during a static contraction of knee extensors and to compare these errors between young and elderly groups. Results showed that the absolute and raw errors are greater for force levels higher than 50% of maximum voluntary contraction (MVC) and that raw errors are greater in young participants for high force levels. This study's second objective was to assess the effect of different sensorimotor references on the magnitude of errors of force perception. The results showed that a reference of 50% MVC presented to the participant beforehand or a simultaneous contraction of hand grip muscles reduced the raw and absolute errors of perception at the level of 70% MVC. A third objective was to quantify the errors of perception of weight-bearing distribution during STS and to measure the effect of age on these errors. The results showed that younger and elderly participants have an ability to perceive their weight-bearing distribution with absolute and raw errors varying respectively from 2.9% to 9.4% and from -5.7% to 5.7%. The intra-class correlation coefficient was higher than 0.75 between the weight-bearing distribution produced and that perceived during STS. The results contribute to extend knowledge about perception of force and weight bearing distribution in young and elderly healthy individuals. This data will be used for comparison in studies conducted with hemiparetic individuals in order to assess if the latter have perceptual problems which may explain the recurrent asymmetry they present in functional tasks.

Keywords: perception, force, weight-bearing distribution, static contraction, sit-to-stand, rehabilitation

Table des matières

LISTE DES TABLEAUX	X
LISTE DES FIGURES	XI
LISTE DES ABRÉVIATIONS	XII
REMERCIEMENTS	XIV
CHAPITRE 1 : PROBLÉMATIQUE	1
1.1 Introduction.....	1
1.2 Pertinence de l'étude	3
CHAPITRE 2 : RECENSION DES ÉCRITS	4
2.1 La psychophysique chez les individus en santé	4
2.1.1 Définitions.....	4
2.1.1.2 Force et effort	5
2.1.2 Psychophysique	6
2.1.2.1 La psychophysique classique	7
2.1.2.2 La psychophysique moderne	7
2.1.2.3 Gunnar Borg	9
2.1.2.3.1 <i>15-graded rating scale</i>	9
2.1.2.3.2 <i>Category-ratio (CR-10) scale</i>	10
2.2 Perception de la force musculaire	11
2.2.1 Mécanismes de la perception de la force	11
2.2.2 Méthodes d'évaluation de la perception de la force	13
2.2.2.1 Appariement bilatéral.....	14
2.2.2.2 Production d'une force demandée verbalement	15
2.2.2.3 Méthode de l'estimation de la quantité produite	15
2.2.3 Capacité de perception de la force.....	17
2.2.3.1 Appariement bilatéral.....	17
2.2.3.2 Production de force demandée verbalement	21
2.2.3.3 Estimation de la quantité produite (échelle de cotation).....	23

2.2.4	L'influence de références sensori-motrices sur la capacité de perception de la force.....	26
2.3	Perception de la distribution du poids (DP).....	26
2.3.1	Mécanisme de la perception de la DP.....	27
2.3.2	Méthode d'évaluation de la perception de la DP.....	27
2.3.2.1	Production de la DP demandé verbalement par l'évaluateur	28
2.3.2.2	Perception de la DP cotée sur une ÉVA.....	28
2.3.3	Capacité de perception de la DP : tâche statique.....	29
2.3.4	Capacité de perception de la DP : tâche dynamique.....	30
2.3.5	Facteurs influençant la capacité de perception de la DP.....	30
CHAPITRE 3 : OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES		32
3.1	Objectifs.....	32
3.1.1	Objectifs généraux.....	32
3.1.2	Objectifs spécifiques.....	32
3.2	Hypothèses.....	33
CHAPITRE 4 : MÉTHODOLOGIE.....		35
4.1	Participants.....	35
4.1.1	Critères de sélection.....	35
4.2	Instruments de mesure.....	36
4.2.1	Dynamomètre Biodex.....	36
4.2.2	Dynamomètre de préhension.....	36
4.2.3	Chaise instrumentée et plateformes de force.....	37
4.2.4	Rétroaction visuelle.....	37
4.2.5	Échelle visuelle analogue.....	38
4.3	Procédure des collectes de données.....	40
4.3.1	Séance d'évaluation clinique.....	40
4.3.2	Évaluation dynamométrique.....	41
4.3.3	Évaluation du PAD en laboratoire.....	42
4.3.4	Réalisation des tâches.....	42
4.3.4.1	Perception de la force musculaire.....	42
4.3.4.1.1	<i>Estimation de la force produite</i>	<i>43</i>

4.3.4.1.2	<i>Production d'une force demandée verbalement</i>	44
4.3.4.2	Distribution spontanée du poids lors du PAD	45
4.3.4.3	Perception de la DP	45
4.3.4.3.1	<i>Estimation d'une DP produite</i>	45
4.3.4.3.2	<i>Production d'une DP demandée verbalement (DPprod)</i>	46
4.4	Analyse des données et variables à l'étude	46
4.4.1	Traitement des données de force	47
4.4.2	Traitement des données de DP	47
4.4.3	Cotation sur les échelles visuelles analogues	48
4.4.4	Erreurs de perception	49
4.5	Analyses statistiques	49
4.5.1	Analyses statistiques des données de la perception de la force musculaire ..	50
4.5.2	Analyses statistiques des données de la perception de la DP	51
CHAPITRE 5 : ARTICLE 1		52
5.1	Avant-propos	53
5.2	Résumé	54
5.3	Introduction	55
5.4	Method	56
5.4.1	Participants	56
5.4.2	Clinical Assessment	57
5.4.3	Measurement of the Maximal Voluntary Contraction (MVC)	58
5.4.4	Measurement of the Perception of the Muscular Force	59
5.4.5	Data Analysis and Variables	60
5.4.6	Statistical Analysis	61
5.5	Results	62
5.5.1	Perceived Errors during a FE task	62
5.5.2	Perceived Errors during a FP task	64
5.5.3	Effect of a Sensory-motor Reference	65
5.5.4	Effect of a Simultaneous Contraction	66
5.6	Discussion	67
5.7	Conclusion	69

5.8	Acknowledgments	70
5.9	References	71
CHAPITRE 6 : ARTICLE 2		73
6.1	Avant-propos	74
6.2	Résumé	75
6.3	Introduction	76
6.4	Method	77
6.4.1	Participants	77
6.4.2	Clinical Assessment	78
6.4.2.1	Physical examination	78
6.4.2.2	Muscle strength assessment	79
6.4.3	Laboratory Assessment of the Sit-to-Stand Task	80
6.4.3.1	Sit-to-stand assessment	80
6.4.3.2	Spontaneous WB distribution during STS	81
6.4.3.3	Evaluation of the perception of WB distribution	81
6.4.4	Data Analysis and Variables	82
6.4.5	Statistical Analyses	82
6.5	Results	83
6.5.1	Characteristics of the Elderly Group	83
6.5.2	Relation between Knee Extensor Strength and WB distribution during the STS task	84
6.5.3	Perception of WB Distribution during STS Tasks	85
6.6	Discussion	87
6.7	Conclusion	89
6.8	References	90
CHAPITRE 7: RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES		94
7.1	Erreurs brutes de perception de la DP	94
7.2	Comparaison des erreurs entre les conditions	95
CHAPITRE 8 : DISCUSSION		96
8.1	Principaux résultats	96

8.1.1	Quantification des erreurs de perception de la force musculaire des extenseurs du genou	96
8.1.2	Comparaison des erreurs de perception entre les groupes	98
8.1.3	Effet d'une référence sensori-motrice.....	99
8.1.4	Effet d'une contraction simultanée	99
8.1.5	Quantification des erreurs de perception de la DP	101
8.1.6	Comparaison des erreurs de perception entre les groupes	101
8.1.7	Erreurs de perception à travers les différents pourcentages de DP	102
8.1.8	Constat sur la capacité de perception de la force comparativement à la capacité de perception de la DP	103
8.2	Implication sur les connaissances et la pratique clinique	104
8.3	Limites de l'étude.....	105
CHAPITRE 9: CONCLUSION.....		107
CHAPITRE 10 : BIBLIOGRAPHIE		109
ANNEXE 1 : CERTIFICAT D'ÉTHIQUE.....		I
ANNEXE 2 : FORMULAIRE DE CONSENTEMENT		III
ANNEXE 3 : ABRÉGÉS PUBLIÉS		XII

Liste des tableaux

Tableau 4.1	Calcul des différents types d'erreurs de perception.....	49
Tableau 5.1	Characteristics of the groups.....	57
Tableau 5.2	Raw and absolute errors of perception in force perception task	63
Tableau 5.3	Raw and absolute errors of perception in force production task	65
Tableau 6.1	Characteristics of the participants.....	78
Tableau 7.1	Erreurs brutes de perception de la DP	95

Liste des figures

Figure 4.1	Dynamomètre de préhension.....	36
Figure 4.2	ÉVA utilisée pour évaluer la perception de la force musculaire.....	39
Figure 4.3	ÉVA utilisée pour évaluer la perception de la DP.....	39
Figure 4.4	Configuration expérimentale utilisée lors des différentes tâches de perception de la force musculaire	44
Figure 4.5	Configuration expérimentale utilisée lors des différentes tâches de perception de la DP	46
Figure 4.6	Traitement des données de DP	48
Figure 5.1	Treatment of the torque	61
Figure 5.2	Capacity to perceive the muscular force produced	63
Figure 5.3	Capacity to produce a muscular force verbally asked	64
Figure 5.4	Effect of a sensory-motor reference	66
Figure 5.5	Effect of a simultaneous contraction on the force produced at the knee ...	67
Figure 6.1	Relation between the asymmetry of strength and the asymmetry of weight-bearing	85
Figure 6.2	Capacity to perceive the weight-bearing distribution	86

Liste des abréviations

Texte en français

ANOVA	Analyse de variance
CCI	Coefficient de corrélation intra-classe
CRIR	Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation
CVM	Contraction volontaire maximale
DP	Distribution de poids
DPperc	Distribution de poids perçue
DPprod	Distribution de poids produite
ÉVA	Échelle visuelle analogue
ET	Écart type
Fperc	Force perçue
Fprod	Force produite
FRSQ	Fonds de la recherche en santé du Québec
IRGLM	Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal
PAD	Passage assis-debout
SD	Seuil différentiel

Texte en anglais

AMTI	Advanced Mechanical Technology, Inc.
ANOVA	Analysis of variance
CR-10	Category-ratio scale
ICC	Intraclass correlation coefficient
JND	Just noticeable difference
MVC	Maximum voluntary contraction
SD	Standard deviation
STS	Sit-to-stand
VAS	Visual analogue scale

*À mes VIP qui m'ont secourue lors de mes
périodes d'itinérance*

Remerciements

Tout d'abord, je tiens à remercier ma directrice de recherche, Dre Sylvie Nadeau, pour son soutien et sa très grande disponibilité depuis le début de mon cursus universitaire et tout au long de ma maîtrise. Elle a su me transmettre sa passion pour la recherche dans le domaine de la réadaptation et fut une très grande source d'inspiration et de motivation pour moi. Merci Sylvie pour ton soutien et ton réconfort durant les moments un peu plus difficiles.

Je tiens également à remercier mes collègues étudiantes. Je pense principalement à Anabèle Brière, qui m'a conseillé à plusieurs reprises pour le travail présenté dans ce mémoire et qui a toujours été disponible pour partager questionnements et incertitudes. Elle a su être un modèle pour moi dans mes futures ambitions de réaliser l'exploit de concilier travail et famille. Je pense également à Carole Miéville qui m'a accompagnée comme collègue étudiante mais surtout comme grande amie tout au long de mes études à la maîtrise. Nécessaire à mon équilibre psychologique, Carole a su par sa grande sagesse et ses nombreux mokas rendre ce périple en recherche très humain et vivant. Merci de ton amitié.

Je remercie également tous les membres du laboratoire de pathokinésiologie qui font de ce milieu un endroit où il est motivant de se présenter chaque matin. Je pense tout d'abord à Julie Lecours, qui fut une excellente accompagnatrice et source de motivation lors des soirées prolongées au labo. Par la suite, je pense à France Piotte qui, sans le savoir, fut mon premier modèle en tant que professeure et physiothérapeute dès ma première année d'université. Merci de m'avoir guidée dans mes périodes de réflexion. Ton dévouement envers l'enseignement est une grande source d'inspiration pour moi. Je remercie sincèrement Dr. Dany Gagnon, chercheur au dynamisme hors pair, mais surtout un être avec une grande sensibilité qui a su trouver les bons mots au bon moment. Je voudrais également souligner la précieuse collaboration de Michel Goyette pour son soutien technique et informatique tout au long de mon projet de recherche ainsi que la présence du Dr. Cyril Duclos dans la vie du laboratoire.

J'adresse aussi mes remerciements à toutes les personnes qui ont participé à ce projet de recherche pour leur disponibilité et l'intérêt qu'ils ont porté pour le projet. Je pense à mes grands-parents qui ont fait le voyage de Drummondville à Montréal spécifiquement pour m'encourager et comprendre ce que leur petite fille faisait comme études.

Je tiens à exprimer ma reconnaissance envers l'Université de Montréal, le Réseau de Recherche Provincial en Adaptation-Réadaptation, l'Ordre Professionnel de la Physiothérapie du Québec et les Fonds de la Recherche en Santé du Québec pour l'octroi de bourses d'études.

Finalement, je tiens à remercier ma famille et mes amis pour leur support et leur compréhension tout au long de mes études. Papa et maman, merci de m'avoir toujours encouragée et appuyée dans mon cheminement aux études supérieures. Ce périple n'aurait pas été le même sans votre support. Un merci tout particulier à Julie Fradette qui a toujours été présente pour partager mes moments d'incertitude alors que je pensais à devenir décoratrice d'intérieur pour me faciliter la vie! Il y a de ces personnes d'exception qui, par leur façon d'être, te rendent meilleur; Julie est une de celles-ci.

Dans une note toute particulière, je tiens à remercier mon conjoint, Youssef, qui m'a accompagnée tout au long de cette aventure, m'a soutenue, comprise et qui, surtout, m'a fait sourire tous les jours. Merci de porter sur ton dos ce qui est trop lourd pour moi.

احبك من كل قلبي

Chapitre 1 : Problématique

1.1 Introduction

« Since man reacts to the world as he perceives it and not as it 'really is', it is important to know more about the relation between objective and subjective measurements of physical stress ». (Borg, 1970)

L'étude de la perception, pouvant être appelée étude de la réalité subjective, remonte à plusieurs décennies. Déjà, au milieu du 19^e siècle, des philosophes et physiciens tels que Weber G.T. et Fechner E.H., s'intéressaient à découvrir les lois réunissant les stimuli physiques à la perception que l'on en a (Fechner, 1860). Les avancées dans ce domaine se sont concentrées particulièrement sur la perception de l'effort général suite à un exercice physique. Gunnar Borg fut l'un des grands auteurs ayant permis d'objectiver la perception de l'effort et il consacra plusieurs années de sa carrière à bâtir différentes échelles pouvant être utilisées cliniquement afin d'évaluer la perception de l'effort chez les patients et les individus en santé suite à un exercice physique. Cependant, un peu plus rares sont les études s'intéressant à des phénomènes perceptifs plus spécifiques tels que la perception de la force musculaire ou encore la perception de la distribution de poids (DP).

L'idée d'étudier ces phénomènes perceptifs spécifiques est survenue en observant le comportement des personnes ayant des atteintes sensori-motrices aux membres inférieurs lorsqu'elles réalisent des tâches fonctionnelles. Ces dernières ont des difficultés à exécuter des tâches de la vie quotidienne telles que la marche ou le levé d'une chaise (Engardt & Olsson, 1992; Kotake et al., 1993; Olney & Richards, 1996). Leur performance est alors caractérisée, entre autres, par une diminution de la vitesse d'exécution de la tâche et une asymétrie des mouvements et des efforts. Par exemple, les patients ayant une hémiparésie suite à un accident vasculaire cérébrale réalisent le passage assis à debout (PAD) en plaçant davantage de poids du côté sain que du côté atteint (Eng & Chu, 2002; Engardt, 1994; Hesse, Schauer, Petersen, & Jahnke, 1998), et ce, même s'ils ont la capacité de faire la

tâche de façon symétrique sur demande, en modifiant la position des pieds (Roy et al., 2006) ou en affichant une rétroaction visuelle (Engardt, 1994).

En général, les études ont relié l'altération de la performance fonctionnelle des patients à leurs déficits physiques (faiblesse musculaire, perte de sensibilité) (Hesse, et al., 1998) et posturaux (Olney & Richards, 1996). Une hypothèse alternative pourrait être que les personnes avec une hémiparésie se fient davantage à la perception de leur effort ou de la force à produire lorsqu'ils exécutent les tâches fonctionnelles. Ceci les amènerait à diminuer leur mise en charge du côté parétique afin d'éviter la production d'efforts trop élevés de ce côté par comparaison au côté non atteint. Comme le côté atteint est plus faible, un niveau d'effort symétrique au côté sain se traduit par une force absolue plus petite du côté atteint. Cette dernière résulte en asymétrie de mouvements lors de la réalisation de la tâche. Cette hypothèse est supportée en partie par les travaux de Milot et al. (2006). Ces auteurs ont montré des niveaux d'effort musculaire comparables du côté sain et atteint lors de la marche à vitesse confortable chez un groupe de sujets hémiparétiques suggérant que les efforts perçus pourraient dicter la façon d'exécuter certaines tâches.

Les principaux questionnements de ce mémoire sont : Est-ce que les individus sont conscients de leur DP lorsqu'ils réalisent des tâches fonctionnelles? Sont-ils capables de percevoir leur DP lors du PAD ? Avec quelle précision? Ces questions ont servi de trame de fond aux deux études présentées dans ce mémoire. La première étude a évalué la capacité des individus en santé, jeunes et âgés, à percevoir la force lors d'une contraction musculaire à une seule articulation (tâche simple). Peu d'études se sont attardées à quantifier la précision de la perception la force musculaire et aucune, à notre connaissance, n'y présente le comportement des personnes âgées. La deuxième étude a quantifié, chez le même groupe de participants, la perception de la DP lors d'un mouvement complexe tel que le PAD,

1.2 Pertinence de l'étude

L'exécution d'un mouvement normal nécessite une rétroaction multi sensorielles afin d'être bien contrôlé (Peterka, 2002). Dans les études portant sur la physiologie des sensations, la majorité des composantes de cette rétroaction ont été identifiées et leurs origines et mécanismes sont bien connus. Par exemple, le sens de la position ainsi que le sens du mouvement dépend des afférences périphériques provenant d'organes tels que les fuseaux neuromusculaires (D. I. McCloskey, 1978; Proske, 2006). En ce qui concerne la perception de la force musculaire, un consensus semble établi sur le fait que cette perception provient de deux principaux mécanismes : le sens de l'effort et le sens de la tension. Cependant, peu d'études ont quantifié la précision avec laquelle les individus en santé ont la capacité de percevoir leur production de force musculaire. Cette information pourrait être utile afin de caractériser les déficits de fonctions motrices chez les sujets hémiparétiques. Pour des tâches plus complexes comme la capacité de juger la DP sous les pieds lors d'activités fonctionnelles, les évidences sont rares. Elles ne permettent pas de conclure clairement tant qu'à la capacité des individus en santé de percevoir leur DP de façon précise lors d'une tâche dynamique. Il est avancé que des informations sur la perception des sujets en santé pourraient conduire à une meilleure interprétation des stratégies motrices des patients et de proposer des pistes de traitements novateurs.

Chapitre 2 : Recension des écrits

La recension des écrits sera divisée en trois principales parties. La première partie présentera différentes définitions reliées à la psychophysique et élaborera sur les débuts de cette science en présentant les principaux auteurs ayant contribué à son développement. La seconde partie s'attardera à décrire les connaissances reliées à la perception de la force musculaire. Ainsi, les mécanismes, méthodes d'évaluation ainsi que la capacité des individus en santé à percevoir leur force musculaire seront abordés. Finalement, la troisième partie concernera la perception de la DP. Les mécanismes, les méthodes d'évaluation, la capacité de perception de la DP lors de tâches statiques et dynamiques ainsi que les facteurs influençant la capacité de la perception de la DP seront présentés.

2.1 La psychophysique chez les individus en santé

Dans cette section, différentes définitions de termes et de concepts seront exposées. Par la suite, un bref historique de la psychophysique classique et moderne sera présenté en intégrant les principaux auteurs ayant fait évoluer cette science.

2.1.1 Définitions

Avant d'élaborer sur la psychophysique, il est nécessaire de se familiariser avec le vocabulaire utilisé dans les études de ce domaine afin d'éviter de se perdre dans ces termes et de pouvoir nuancer les différentes conclusions des études. Ainsi, les termes sensation et perception seront définis. De plus, les concepts *perception de la force* et *perception de l'effort* seront également définis tels qu'ils sont abordés dans ce mémoire, puisqu'une confusion existe dans la littérature actuelle en ce qui concerne la distinction de ces derniers.

2.1.1.1 Sensation et perception

Sensation : Une forme de conscience résultant de l'activation d'une classe spécifique d'organes et des mécanismes sensoriels y étant reliée (Bartley, 1970): un processus passif.

Perception :

- 1) L'utilisation des données provenant des organes des sens pour faire face aux conditions extérieurs ou intérieurs au corps (Bartley, 1970): un processus actif.
- 2) Prise de connaissance sensorielle du monde extérieur effectuée en relation avec l'expérience et la pensée, et s'accompagnant d'un processus d'intégration émotionnelle et d'interprétation des informations sensorielles recueillies (Le grand dictionnaire terminologique, 2001).

2.1.1.2 Force et effort

Il est aussi pertinent de définir la perception de la force et de l'effort. Bien que cela semble clair, ces deux termes ont été fréquemment mélangés dans la littérature portant sur la perception de la force, rendant les résultats très difficiles à interpréter et peu comparables entre les diverses études.

Perception de la force : Aucune définition n'est clairement établie dans la littérature pour désigner la perception de la force. Dans ce mémoire, la définition utilisée sera celle définie dans la thèse de Martine Bertrand, soit : « la capacité à prendre conscience et à interpréter les informations relatives à la force produite » (Bertrand, 2004). Cette capacité peut être exprimée en termes de force absolue ou encore en force relative (% de la contraction volontaire maximale (CVM)). Ainsi, lorsque les consignes données aux participants sont de se référer seulement à la sensation provenant des muscles, il est question de perception de la force musculaire, même si cette force est exprimée relativement à la force maximale. Certains auteurs utilisent « perception de l'effort » ou encore « perceived exertion » lorsque la consigne est de percevoir la force en termes de pourcentage de la force maximale (D. M. Pincivero, A. J. Coelho, & R. M. Campy, 2003b; D. M. Pincivero, Coelho, & Erikson,

2000). Cette confusion provient probablement du fait que la perception de la force origine de deux principaux mécanismes : le sens de l'effort et le sens de la tension (voir section 2.2.1). Le sens de l'effort est souvent exprimé comme étant le pourcentage de force utilisé par le muscle, d'où le terme perception de l'effort musculaire pour désigner la perception de la force relative au maximum.

Perception de l'effort (ou perceived exertion):

- 1) L'intensité subjective de l'effort, d'une contrainte, d'un inconfort et / ou de la fatigue qui est ressentie pendant l'exercice physique (Robertson & Noble, 1997), ou encore
- 2) L'acte de détecter et d'interpréter les sensations découlant de l'organisme au cours exercice physique (Robertson & Noble, 1997).

Suite à ces définitions, il peut être précisé que le terme perception de l'effort comprend des sensations beaucoup plus vastes que la force musculaire déployée par le muscle. Il est important de souligner que la perception de l'effort définie au préalable n'est pas directement reliée au terme sens de l'effort servant à déterminer les efférences d'origine centrale ayant un rôle à jouer dans la perception de la force. Le présent mémoire traite de la capacité de perception de la force et non de la perception de l'effort.

2.1.2 Psychophysique

La psychophysique est une science associée à l'étude de la perception humaine. Gustav Theodor Fechner (1801-1887), considéré comme étant le père de la psychophysique classique, définit la psychophysique tout simplement comme étant une théorie exacte de la relation entre l'esprit (psycho) et le corps (physique). Selon Marks (Marks, 1974), la psychophysique est l'étude de la relation entre la sensation et le stimulus lorsque les deux sont mesurés comme des quantités. En d'autres termes, cette science tente d'établir une relation entre les stimuli physiques et les réponses perceptuelles en établissant les différents facteurs pouvant influencer les réponses perceptuelles.

2.1.2.1 La psychophysique classique

Philosophe et physicien, G.T. Fechner était fasciné par les liens entre le corps et l'esprit et fut grandement inspiré par les travaux de son professeur Ernst Heinrich Weber (anatomiste et physiologiste). Les travaux de ce dernier, portant entre autre sur la sensibilité tactile, visaient à déterminer si les individus en santé pouvaient détecter la présence d'un stimulus sensoriel (communément appelé le seuil sensoriel) et également quel était le degré de changement dans l'intensité du stimulus nécessaire afin de faire varier la sensation de l'individu (just noticeable difference (jnd) ou seuil différentiel (SD)) (S. Stevens, 1986). Plus précisément, le SD est défini comme la quantité de changement dans le stimulus nécessaire pour que l'individu perçoive les deux stimuli comme étant différent. G.T. Fechner formula une loi à partir des écrits de Weber (Loi de Weber). La loi de Weber postulait que le ratio d'une 'jnd' d'un stimulus (ΔS) sur ce stimulus physique (S) est une constante (K). Il proposait donc une relation directement proportionnelle entre l'intensité du stimulus et la quantité de changement du stimulus perceptible. En d'autres termes, cette loi stipule que le seuil différentiel est une fraction constante de l'intensité du stimulus. Les travaux de Fechner lui permirent d'ajouter à la loi de Weber et en 1850, il proposa que la sensation croît proportionnellement au logarithme du stimulus. Il stipulait ainsi qu'à chaque fois que l'intensité du stimulus double, la perception augmente d'un saut correspondant à une constante. Il s'agissait d'une révélation pour lui puisqu'il croyait enfin avoir trouvé comment mesurer la relation entre l'esprit et le corps. Convaincu de ce qu'il avançait, il se permit de défendre sa théorie avec ces mots : « The tower of Babel was never finished because the workers could not reach an understanding on how they should build it; my psychophysical edifice will stand because the workers will never agree on how to tear it down.» (S. Stevens, 1986). Les travaux de Fechner lui permirent de publier un volume important sur la psychophysique intitulé *The Elements of Psychophysics* (Fechner, 1860).

2.1.2.2 La psychophysique moderne

La psychophysique moderne (1930 à aujourd'hui) s'intéresse plus précisément à la réponse perceptuelle de l'individu qu'au stimulus conduisant à cette réponse. Les chercheurs dans

ce nouveau courant de pensée s'attarderont à mesurer directement la perception vécue par le sujet plutôt que de la déduire par une extrapolation de l'intensité du stimulus physique. Il s'agit donc de mesures dites directes, alors que la psychophysique classique est considérée comme ayant employé des méthodes de mesures indirectes. À partir de ce moment, on cherchera à établir des façons acceptables de mesurer la perception des individus. De nombreuses expérimentations ont permis d'affirmer que les individus étaient capables de quantifier de façon précise différents phénomènes perceptuels (S. Stevens, 1986). Le psychophysicien américain Stanley Smith Stevens (1906-1973) fut l'un des premiers à utiliser les méthodes psychophysiques dites directes. Pour ce faire, il était nécessaire d'utiliser différents types d'échelle de cotation afin d'assigner un chiffre ou un descriptif à l'expérience perceptuelle vécue par les individus. Parmi les différentes échelles (nominale, ordinale, intervalle et ratio), l'échelle ratio semblait faire l'unanimité et s'apparentait comme étant celle permettant de quantifier de façon la plus optimale la perception. Le développement de ce genre d'échelle a permis aux différents chercheurs d'évaluer plusieurs dimensions sensorielles et perceptuelles avec entre autres la méthode d'estimation de la quantité perçue. Suite à ces expérimentations, Stevens a ainsi pu établir une loi postulant que la perception du stimulus répond à la fonction suivante :

$$\text{Loi de Steven : } R = kS^n$$

où **R** représente la réponse perceptuelle, **S** représente l'intensité d'un stimulus, **k** est une constante spécifique à une dimension sensorielle et **n** est l'exposant de la fonction de puissance (S. S. Stevens, 1957). L'exposant de cette fonction déterminera la courbure de la relation. Ainsi, si l'exposant est 1, la fonction suivra une ligne droite (relation linéaire), s'il est plus grand que 1, la courbe sera concave vers le haut et tendra vers l'infini alors qu'à l'inverse, si l'exposant est plus petit que 1, la courbe semblera plafonner de façon horizontale. Selon Stevens, cette fonction concordait avec plus d'une douzaine de dimensions sensorielles et perceptuelles différentes (goût, odeur, bruit, lumière, vibration, **force musculaire**, etc.). Cette loi a permis de stipuler : Equal stimulus ratios produce equal subjective ratios (S. Stevens, 1986). En d'autres termes, un pourcentage constant de changement dans le stimulus produit un pourcentage constant de changement de la

perception. Par exemple, il faut multiplier par huit l'énergie nécessaire pour doubler la luminosité apparente d'un feu, peu importe où l'on se situe sur l'échelle de l'intensité en terme de valeur absolue. L'esprit ainsi percevrait le monde en termes de ratio ou de proportion et non en termes de différence absolue. La loi de Steven est encore utilisée dans la littérature actuelle sous le nom de Power Law.

2.1.2.3 Gunnar Borg

Il est impossible de parler de psychophysique sans mentionner les travaux de Gunnar Borg. Ce dernier affirmait que, bien que les échelles ratio permettent d'établir des fonctions ou des équations générales psychophysiques, elles ne permettent pas la comparaison entre les individus, ce qui était selon lui au centre des préoccupations cliniques de la science de l'exercice. En effet, il stipulait que la méthode d'estimation de la quantité via les échelles ratio ne pouvait être utilisée directement dans un contexte clinique puisqu'il n'était pas rare que deux individus notent une intensité de perception différente (exemple 30 et 50), mais qu'ils décrivent les deux l'activité comme ayant le même niveau de difficulté lorsqu'ils s'expriment en termes qualitatifs. C'est ainsi que Borg passa plusieurs années à développer différentes échelles de perception. Parmi toutes les échelles développées par Borg, deux sont présentées dans les sections suivantes. Elles sont parmi les plus utilisées pour évaluer la perception de l'effort en relation avec différents phénomènes physiologiques.

2.1.2.3.1 15-graded rating scale

La '15-graded rating scale' permet une cotation de 6 à 20 avec quelques descriptifs qualitatifs allant de 'très très facile' à 'très très difficile' et est principalement utilisée afin de décrire la perception de l'effort général (intensité de travail, difficulté de la tâche). Cette échelle est considérée comme étant un outil valide pour l'évaluation des réponses perceptuelles (corrélée avec la fréquence cardiaque et les dépenses énergétiques) qui démontre une bonne fidélité test-retest allant de 0.71 à 0.91 (Borg & Noble, 1974; Katsanos & Moffatt, 2005; Noble & Robertson, 1996; Skinner, Hustler, Bergsteinova, & Buskirk, 1973). Plusieurs auteurs ont utilisé cette échelle pour évaluer la perception générale de

l'effort sous différentes conditions telles que la marche (Katsanos & Moffatt, 2005), la course (Coquart & Garcin, 2007), une contraction musculaire excentrique et concentrique (Wickwire, McLester, Green, & Crews, 2009) ou encore pour évaluer l'influence de certains facteurs sur la perception de l'effort tels que la température (Potteiger & Weber, 1994), l'altitude (Young, Cymerman, & Pandolf, 1982), le genre (Eston & Williams, 1988), l'âge (Gros Lambert, Nachon, & Rouillon, 2002), etc.

2.1.2.3.2 Category-ratio (CR-10) scale

Il a été établi que l'échelle '15-graded rating scale' pouvait être utilisée que pour certains phénomènes physiologiques qui augmentaient de façon linéaire avec l'intensité de l'exercice et ne convenait pas parfaitement aux phénomènes non linéaires tels que la ventilation pulmonaire et accumulation de lactate dans le sang qui croissent plutôt selon une relation accélérée et positive. C'est ainsi que Borg développa l'échelle catégorie-ratio (CR-10) (Category-ratio (CR-10) scale). Cette échelle a l'avantage d'avoir les propriétés d'une échelle ratio tout en permettant une comparaison entre les individus. Cette échelle comporte 12 cotations différentes et une catégorie 'maximale' en dehors de la cotation et les catégories qualitatives sont reliées à une fonction accélérée et positive (exposant approximé à 1,6) (Noble, Borg, Jacobs, Ceci, & Kaiser, 1983).

Comme on peut le constater en se basant sur les sections précédentes, les travaux en psychophysique ont souvent concerné la perception de l'effort général en termes de difficulté d'une tâche. Cependant, plus rares sont les études portant sur des phénomènes perceptuels plus spécifiques tels que la perception de la force musculaire ou encore la perception de la DP. Les prochaines sections s'attarderont donc à décrire les travaux ayant porté sur ces phénomènes perceptuels plus spécifiques.

2.2 Perception de la force musculaire

2.2.1 Mécanismes de la perception de la force

Depuis plusieurs décennies, l'origine de la perception de la force musculaire a été explorée. Malgré que l'étiologie spécifique de cette perception soit toujours un débat dans la littérature, de plus en plus d'évidences démontrent que cette perception provient de deux principaux mécanismes : le sens de l'effort et le sens de la tension. Ainsi, la sensation de la force musculaire serait dérivée de la commande centrale efférente (appelée décharge corollaire (Sperry, 1950) ou copie d'efférence (Von Holst, 1954)). Cette décharge corollaire représenterait la perception de la commande motrice descendante (McCloskey, Ebeling, & Goodwin, 1974) ou encore l'amplitude de la commande motrice volontaire générée (McCloskey, 1981). Ce mécanisme central est habituellement appelé le sens de l'effort. Renforçant cette idée d'un mécanisme central, des études portant sur la perception de la force chez un sujet déafférenté ont démontré que ce dernier était capable d'apparier des forces et de produire des forces selon un pourcentage de la force maximale sans rétroaction visuelle mais avec plus de variabilité que les personnes saines (Lafargue, Paillard, Lamarre, & Sirigu, 2003; Teasdale et al., 1993). Les personnes déafférentées sont toutefois incapables de maintenir une force isométrique constante pour plus de quelques secondes, indiquant ainsi que le sens de l'effort aurait besoin d'une mise à jour des afférences périphériques (Rothweel et al., 1982). Les mécanismes exacts régissant le sens de l'effort ne sont toujours pas bien établis dans la littérature. Certains auteurs ont relié le sens de l'effort aux potentiels moteurs corticaux (Slobounov, Hallett, & Newell, 2004) ou encore à l'activité électromyographique des muscles en action (Cain & Stevens, 1973; Eason, 1959). Deuxièmement, un mécanisme périphérique provenant des afférences sensibles dérivant des récepteurs musculaires, tendineux et de la peau permettrait une estimation de la force déployée par le muscle. Ce second mécanisme est habituellement appelé le sens de la tension ou le sens de la force (Roland & Ladegaard-Pedersen, 1977). Cafarelli a présenté un modèle neurophysiologique intéressant qui inclut trois mécanismes (efférences centrales, afférences périphériques, et combinaison des efférences centrales et périphériques)

probablement impliqués dans la perception de la force musculaire (Cafarelli, 1982). Ces mécanismes produiraient un ajustement de la réponse sensitive selon le niveau de force produit par le muscle.

De façon générale, la majorité des études visant à expliquer l'étiologie de la perception de la force s'entend pour dire que le sens de l'effort serait le principal aspect déterminant la perception de la force. En effet, les études d'appariement bilatéral ont permis d'identifier que dans des conditions où les capacités de production de force maximale étaient diminuées (différentes longueurs du muscle (Cafarelli & Bigland-Ritchie, 1979), fatigue physiologique (Carson, Riek, & Shahbazzpour, 2002; Jones, 1983; Jones & Hunter, 1983a, 1983b; McCloskey, et al., 1974), fatigue induite par une injection de curarisant (S. C. Gandevia & McCloskey, 1977; S.C. Gandevia & McCloskey, 1977b)) les sujets avaient tendance à surestimer la force absolue déployée par le muscle. Cette surestimation peut être expliquée par l'augmentation de l'intensité de la commande motrice requise pour produire une force donnée. Toutefois, bien qu'il y a certainement un parallèle à faire entre la perception de la force et la commande motrice centrale, il semble que cette relation ne soit pas directement proportionnelle (S.C. Gandevia & McCloskey, 1977b; Jones, 1995; Jones & Hunter, 1983b). En effet, il a entre autres été démontré que lorsque le muscle est curarisé partiellement, la force maximale du muscle est réduite de 10 % alors que la perception de la force déployée pour lever un objet est augmentée de 40% (S.C. Gandevia & McCloskey, 1977b). Cette relation non directement proportionnelle appuie les théories de Cafarelli qui indique que les afférences périphériques ont également un rôle à jouer pour percevoir la force musculaire (Cafarelli, 1982).

Il est également suggéré que le sens de l'effort et le sens de la tension seraient deux concepts sensoriels indépendants (McCloskey, et al., 1974). En effet, une étude a démontré que les sujets étaient capables, dans des conditions de fatigue, de faire une distinction entre le sens de la tension et le sens de l'effort dans une tâche d'appariement bilatéral (Roland & Ladegaard-Pedersen, 1977). Même si la perception de la force dans ces conditions n'est pas précise, il n'y a pas de surestimation de la force lorsque les individus cotent le sens de l'effort plutôt que le sens de la force. Cependant, Jones et al. (1983), en demandant les

mêmes instructions, n'est pas arrivée aux mêmes résultats. En effet, les participants avaient réussi à apparier correctement les forces même s'ils étaient sous l'effet de fatigue pour seulement 26 % des essais alors que pour 73%, la force était surestimée comme lorsqu'ils cotent la perception de l'effort (Jones, 1983). Les participants de cette étude n'ont pas été capables de décrire sur quoi ils se basaient pour estimer la force. Il semble donc que le sens de l'effort est prédominant dans la perception de la force durant la fatigue et qu'il est très difficile pour les sujets d'estimer la tension produite par le muscle malgré que certains en soient capables. Cet aspect est important à considérer puisqu'il devient primordial de donner les bonnes indications aux participants lorsqu'on évalue la perception de la force.

Pendant que ce débat visant à déterminer les origines et les mécanismes de la perception de la force occupe les chercheurs, très peu se penchent à déterminer la précision avec laquelle les individus en santé sont capables de percevoir leur force. Cette information est pourtant primordiale afin d'analyser les données des individus en santé où la capacité de production du muscle a été modifiée ainsi que celles des individus présentant des incapacités sensorimotrices. Les prochaines sections s'attarderont donc à présenter les méthodes d'évaluation utilisées pour quantifier la perception de la force et les résultats obtenus sur les capacités de perception de force des personnes en santé.

2.2.2 Méthodes d'évaluation de la perception de la force

Les principales méthodes d'évaluation de la perception de la force sont l'appariement bilatéral, la production de force demandée verbalement et l'estimation d'une force via l'utilisation d'échelle de cotation. Il faut préciser ici que certains auteurs ont utilisé une méthodologie visant à évaluer la perception de la force en passant par la perception du poids d'un objet. Ils ont donc fait lever différentes charges aux participants afin d'évaluer la perception de la force nécessaire pour soulever ces objets. Il a été démontré que la vitesse à laquelle l'objet est déplacée (Fleury et al., 1995), la couleur, la forme (D. I. McCloskey, 1974; Warren & Warren, 1956) ou encore la texture de ce dernier, peut faire varier la perception de la force nécessaire pour le lever (D. I. McCloskey, 1974). Ainsi, puisque le

fait de voir ou toucher l'objet biaise la relation entre la perception et la force, seules les études où les participants ne pouvaient pas voir ou manipuler directement l'objet sont incluses. Les résultats obtenus lorsque l'objet pouvait être soulevé seront jumelés aux résultats obtenus lors de contractions dynamiques (isocinétiques ou isotoniques) alors que les résultats obtenus lorsque l'objet ne pouvait être déplacé, mais seulement supporté, seront jumelés aux résultats obtenus lors de contractions isométriques.

2.2.2.1 Appariement bilatéral

Dans les études sur la perception de la force, il est fréquemment demandé aux sujets d'apparier la force produite par un groupe de muscles d'un côté (le membre de référence) avec le groupe de muscle correspondant de l'autre côté du corps (le membre d'appariement) (Bertrand, Mercier, Shun, Bourbonnais, & Desrosiers, 2004; Henningsen, Ende-Henningsen, & Gordon, 1995; Jones, 1989, 2003; L. A. Jones & I. W. Hunter, 1982; Mai, Schreiber, & Hermsdorfer, 1991). Différentes variantes de ce devis de recherche ont été explorées. Dans la majorité des cas, le participant reçoit une rétroaction visuelle ou auditive lui confirmant qu'il a atteint avec le membre de référence la force voulue (sans connaître la valeur de cette force). Par la suite, il doit reproduire la même force avec le membre d'appariement de façon simultanée (en maintenant la force du côté de référence) ou encore de façon séquentielle (en relâchant la force du côté de référence) tout en étant aveugle à la valeur de cette force produite. Ce devis de recherche a permis de mettre en lumière plusieurs facteurs qui influencent la perception de la force musculaire absolue tels que la longueur du muscle (Cafarelli & Bigland-Ritchie, 1979), la fatigue physiologique (Carson, et al., 2002; Jones, 1983; Jones & Hunter, 1983a, 1983b; McCloskey, et al., 1974) et celle induite par une injection de curarisant (S. C. Gandevia & McCloskey, 1977; S.C. Gandevia & McCloskey, 1977b), renforçant davantage la théorie de l'origine centrale de la perception de la force musculaire.

Il est important de préciser qu'avec l'utilisation de cette méthode, la capacité des individus à exécuter une commande semblable entre les deux membres (droit et gauche) est évaluée. Cela permet d'établir si les sujets produisent des forces absolues semblables ou des forces

relatives semblables. Cependant, cela n'indique pas avec quelle précision les sujets peuvent déterminer la force qu'ils produisent (Jones, 1989). En d'autres termes, les sujets pourraient être capables d'effectuer des commandes identiques (40 % CVM avec les deux membres) mais ne pas savoir qu'ils sont entrain de produire une force de 40% CVM. Les autres méthodes d'évaluation s'attarderont plutôt à cet aspect de la perception de la force, c'est à dire à quantifier avec quelle précision les individus en santé peuvent juger leur production de force, sans élément de comparaison.

2.2.2.2 Production d'une force demandée verbalement

Cette méthode d'évaluation a été peu utilisée dans la littérature comparativement à la méthode d'appariement bilatéral (Cooper, Grimby, Jones, & Edwards, 1979; Eisler, 1962; L. A. Jones & I.W. Hunter, 1982; J. C. Stevens & Mack, 1959). Elle consiste tout simplement à demander verbalement aux participants de produire un certain pourcentage de force musculaire ou encore de produire une force correspondant à un chiffre sur une échelle de cotation préalablement expliquée. Dans ce type d'études, la variable indépendante se retrouve à être le pourcentage ou le niveau de force demandé par l'évaluateur et la variable dépendante correspond à la force produite par le participant. Cette dernière force est représentative de la perception qu'à le sujet du niveau de force demandée, en considérant qu'il est bien capable de produire ce niveau de force (aucune atteinte ou obstacle qu'il ferait en sorte que le participant ne puisse reproduire un certain niveau de force demandé). Les données ainsi obtenues peuvent être mises en relation sous forme d'équations (linéaire, quadratique, puissance) ou encore servir à établir des erreurs entre la force demandée et celle produite. Cette méthode d'évaluation a également été utilisée par certains auteurs afin de bâtir des échelles de cotation de types ratio et catégorie reliées à la perception de la force (J. C. Stevens & Mack, 1959).

2.2.2.3 Méthode de l'estimation de la quantité produite

Avant l'utilisation d'échelle de cotation, les chercheurs utilisaient la méthode de l'estimation de la force (J. C. Stevens & Mack, 1959). Le sujet devait faire une contraction

en augmentant la force de la contraction jusqu'à ce que l'évaluateur lui donne la consigne que la bonne force a été produite et d'accorder le chiffre 10 à cette force. Il devait par la suite accorder un chiffre proportionnel à ce 10 pour décrire les différentes forces que l'évaluateur lui demandait d'exécuter. Aucune échelle n'était donc utilisée, le chiffre dicté par le participant était considéré comme la variable dépendante représentant la perception de la force.

Maintenant, la méthode d'estimation de la quantité est effectuée avec l'utilisation d'échelle de cotation. Avec cette méthode d'évaluation, les participants doivent exécuter un certain niveau de force (dont ils ne connaissent pas la valeur). Habituellement, une cible affichée sur un écran permet d'indiquer aux participants qu'ils ont produit la force demandée. Par la suite, ils doivent se concentrer sur le niveau de force produit et coter sur une échelle de cotation la perception de la force qu'ils viennent de produire. Récemment, le principal auteur ayant utilisé cette méthode d'évaluation est Dany M. Pincivero. Dans toutes ses études, pour évaluer la perception, il a utilisé une version modifiée de l'échelle catégoriatio (CR-10) de Borg (D. M. Pincivero, A. J. Coelho, & R. M. Campy, 2003a; D. M. Pincivero, et al., 2003b; Danny M. Pincivero, Coelho, & Campy, 2004; D. M. Pincivero, Coelho, Campy, Salfetnikov, & Bright, 2001; D. M. Pincivero, et al., 2000; D. M. Pincivero & Gear, 2000). Il s'agit d'une échelle verticale, avec des valeurs discontinues allant de 1 à 10 et gradée avec des termes qualitatifs allant de 'nothing at all' à 'maximal'. Il est important de préciser que cet auteur affirmait mesurer la 'perception de l'effort (perceived exertion)' et que ce terme peut être défini comme étant : 'Subjective intensity of effort, strain, discomfort, and/or fatigue that is experienced during physical exercise' (Robertson & Noble, 1997). Cependant, il donnait comme consigne aux participants que la cote de 10 sur l'échelle CR-10 correspondait à la force maximale, la cote 0 à la situation de repos du muscle et qu'une force de 10% correspondait à la cote 1 sur l'échelle. Ainsi, puisque Pincivero dictait aux participants des directives claires, soit de se concentrer sur la sensation produite par le muscle et non sur la difficulté de la tâche, il a essentiellement évalué la perception de la force relative. Dans la section suivante, ses résultats seront présentés en tant que perception de force et non d'effort. Les qualités psychométriques de l'échelle CR-10 modifiée ont été partiellement démontrées par Pincivero et al. (Pincivero,

Coelho, & Erikson, 2000) (Pincivero, Coelho, & Campy, 2003). Ce groupe d'auteurs a montré qu'à l'exception du niveau de force de 10%, la cotation sur l'échelle représentait adéquatement les différents niveaux de production de force (allant de 10% à 90% de la force maximale, par intervalle de 10%; $p < 0.05$). La fidélité test-retest de cette échelle a été jugée excellente ($ICC = 0.95$) lorsque les résultats au jour 1 ont été comparés à ceux obtenus au jour 2 pour une contraction statique des ischio-jambiers (Pincivero, et al., 2003).

2.2.3 Capacité de perception de la force

Plusieurs auteurs prennent pour acquis que les individus en santé perçoivent correctement leur force musculaire lorsqu'ils décrivent les effets de différentes manipulations sur la perception de la force. Toutefois, la précision avec laquelle ces derniers perçoivent leur force musculaire n'est pas clairement établie dans la littérature. Un résumé des résultats des articles regroupés selon les méthodes d'évaluation précédemment décrites est présenté dans les sections suivantes.

2.2.3.1 Appariement bilatéral

Parmi les nombreuses études ayant utilisé cette méthode d'évaluation, la plupart se sont attardées à expliquer l'étiologie de la perception de la force. Quelques unes seulement ont caractérisé la précision de la perception de la force des sujets sains dans des conditions normales de contraction du muscle, c'est à dire dans des conditions où il n'y avait aucune modification de la capacité de contraction du muscle.

Jones fut l'une des premières à remettre en question la précision de l'appariement bilatéral chez les sujets sains dans des conditions normales du muscle (Jones, 1989; L. A. Jones & I. W. Hunter, 1982). Elle a évalué la précision à laquelle les sujets pouvaient percevoir une force relative à la force maximale lors d'une contraction isométrique du muscle biceps à 90° de flexion du coude et à des niveaux de force correspondant à 15, 25, 35, 45, 55, 65, 75, et 85 % de la CVM. Les résultats ont montré que les niveaux de force sous 40 % CVM sont

surestimés. En effet, les niveaux 15 % et 25 % ont été surestimés avec une erreur de 44 % et 28 %, respectivement. Les niveaux de force près de 50 % sont les plus précisément appariés (45, 55 et 65 %). Une légère sous estimation non significative des niveaux de force élevés (75 et 85 %) est également observée. L'auteure conclut que le muscle biceps brachial, étant davantage utilisé pour des mouvements grossiers et non lors d'activités de motricité fine, soit moins sensible au changement de force de bas niveaux.

Une étude de Mai et collaborateurs (1991) (Mai, et al., 1991) a également démontré que les erreurs de perception sont plus importantes à de bas niveaux de force (2,5 N) qu'à de plus hauts niveaux de force (7,5N) lors d'une contraction isométrique des muscles responsables de la pince pouce-index. En effet, des erreurs absolues $> 50\%$ ont été obtenues pour le niveau de force de 2,5 N et une erreur absolue d'environ 25 % a été calculée pour le niveau de force de 7,5 N. De façon intéressante, cette erreur est maintenue pour les niveaux 12,5 N et 18,75 N également. Ces résultats supportent ceux décrits par L.A. Jones pour le biceps. Ils indiquent que les bas niveaux de force seraient plus difficiles à juger et que la perception de la force serait plus précise à partir d'un certain niveau de force. Malheureusement, la force maximale des sujets n'a pas été évaluée dans l'étude, nous empêchant de vérifier s'il s'agit d'un niveau équivalent à environ 50 % CVM tel que décrit dans les études de L.A. Jones (Jones, 1989; L. A. Jones & I. W. Hunter, 1982). Les muscles impliqués dans la motricité fine ne seraient donc pas plus habiles à percevoir de bas niveaux de force. D'autres résultats présentés dans l'article de Mai met également en lumière que la perception de la force est plus précise lors d'une contraction dynamique que lors d'une contraction isométrique.

Henningsen et al. (1995) ont évalué l'habileté d'apparier des forces isométriques des fléchisseurs de l'index lors de conditions normales du muscle (Henningsen, et al., 1995). Afin de montrer que la dominance et le côté de la rétroaction visuelle influençaient la perception de la force musculaire, ils ont utilisé une tâche d'appariement bilatéral à deux niveaux de force (50g et 200g). La dominance a été établie via un coefficient de latéralité déterminé par l'Edinburgh Handedness Inventory. Trois conditions ont été évaluées afin de déterminer la précision de la perception de la force. La première condition consistait à

produire des forces similaires entre les deux côtés, sans rétroaction visuelle de la force de référence. Les deuxième et troisième conditions consistaient à effectuer l'appariement bilatéral avec une cible sur un écran qui représentait la force déployée par le côté de référence (côté dominant ou non dominant).

Pour la condition sans rétroaction visuelle, les résultats démontrent que les sujets droitiers produisent des forces plus élevées à droite et les sujets gauchers plus de force à gauche pour les deux niveaux de force évalués (50 g et 200 g). Ainsi, les sujets droitiers présentaient des erreurs semblables pour les deux niveaux de force, avec des valeurs respectives de 15,7 % et 17,2 %. Pour les sujets gauchers, les erreurs pour les niveaux de force de 50 g et 200 g étaient respectivement de 52,4 % et 38,3 %. Cette différence de force lors de la tâche d'appariement n'était pas liée à la différence de force maximale entre les fléchisseurs de l'index de chaque côté. En effet, il n'y avait pas de corrélation significative entre la différence de force maximale droite-gauche et la différence entre les forces droite-gauche déployées lors de la tâche d'appariement ($r = 0.3$, $p > 0.05$ pour les sujets droitiers et $r = -0.32$, $p > 0.05$ pour les sujets gauchers). De plus, même les sujets (5 sujets sur 19) qui présentaient une force égale ou plus importante du côté non dominant que du côté dominant ont démontré la même tendance à produire plus de force du côté dominant. Pour la deuxième condition, où le membre dominant était le membre de référence qui recevait la rétroaction visuelle, les erreurs de perception étaient réduites à un point où les auteurs ont décrit les deux forces comme étant similaires, en acceptant une certaine variabilité inter individu. Pour la troisième condition où le membre d'appariement était le côté non dominant, les erreurs de perception ressemblent à la condition sans rétroaction, avec des erreurs de perception semblables pour les niveaux de force de 50 g et 200 g (27 % et 25 %) pour les sujets droitiers et des erreurs plus élevées pour le niveau de force de 50 g (56 %) que celui de 200 g (20 %) pour les sujets gauchers. Selon ces résultats, la méthodologie utilisée lors de la tâche d'appariement semble être un élément à considérer lors de la comparaison des résultats des différents auteurs. Les auteurs ont expliqué cette influence en supposant que le lien entre l'information visuelle et le membre dominant est plus efficace que celui du membre non dominant. En prenant cela en considération, le cortex moteur non dominant obtiendrait une corollaire de l'information visuelle seulement via une

transmission inter hémisphérique provenant de l'aire motrice du côté dominant, ce qui pourrait conduire à une perte d'information lorsque le signal visuel représente la force non dominante.

Une autre étude de Jones (Jones, 2003) a évalué la capacité des individus à appairer des forces de groupes musculaires non homologues entre les deux membres (fléchisseurs de l'index, muscles impliqués dans la prise palmaire et fléchisseurs du coude). Ainsi, chacun des groupes musculaires étaient appariés avec les deux autres groupes musculaires, pour un total de 6 conditions d'appariement bilatéral. Les forces évaluées étaient de 2, 5, 8 et 10 N. Lorsque les forces musculaires sont comparées en valeurs absolues, les erreurs entre le muscle de référence et celui d'appariement étaient très importantes. Par exemple, les forces de référence produites par les fléchisseurs de l'index étaient surestimées systématiquement par les fléchisseurs du coude (10N produit par les fléchisseurs de l'index appariés avec 17N par les fléchisseurs du coude). Cependant, lorsque ces forces étaient comparées relativement à la force maximale de chacun des groupes musculaires, les erreurs étaient plus semblables. Ainsi, les niveaux de force allant de 5 % à 21% CVM des fléchisseurs de l'index, sont appariés, en moyenne, avec des forces allant de 4 % à 13 % CVM des fléchisseurs du coude. Toutefois, ces résultats ne sont pas aussi constants entre les conditions et les auteurs font la conclusion que les erreurs ne peuvent pas être simplement expliquées par la différence de force maximale entre les groupes musculaires. Ainsi, la perception de la force relative serait variable selon le groupe musculaire produisant la force. Finalement, en 2004, des auteurs (Bertrand, et al., 2004) ont quantifié les erreurs de perception de la force en termes d'erreurs absolues. L'article ne présente pas les résultats des sujets sains en détail mais les données peuvent être trouvées dans la thèse de Bertrand (Bertrand, 2004). Ainsi, ils définissent l'erreur absolue comme étant $1 - (\text{force non dominant} / \text{force dominant})$. Selon cette définition, si les deux forces sont équivalentes lors de la tâche d'appariement, une erreur absolue de 0 sera calculée. Ils ont conclu que les erreurs de perception étaient plus importantes pour un niveau de force correspondant à 25 % CVM (erreur de 0,13 à 0,19) par rapport à un niveau de force correspondant à 50 % CVM (erreur de 0,10 à 0,15) et que ces erreurs étaient plus importantes lorsque des muscles non homologues effectuaient la tâche d'appariement (erreurs de 0,22 à 0,30 et 0,16 à 0,36

respectivement pour les niveaux 25 % CVM et 50 % CVM). Cependant, leurs résultats démontrent que la dominance n'influence pas la capacité d'appariement des forces relatives et que les muscles distaux ne permettent pas un meilleur appariement que les muscles proximaux.

En résumé, ces études démontrent que la précision à laquelle les sujets perçoivent leur force musculaire n'est pas parfaite lors de conditions d'appariement bilatéral. Cette perception serait influencée par le niveau de force déployé par le muscle (les erreurs étant plus importantes pour les bas niveaux de force) (Jones, 1989; L. A. Jones & I. W. Hunter, 1982; Mai, et al., 1991), le type de contraction (dynamique plus précis qu'isométrique) (Mai, et al., 1991), le groupe musculaire évalué (Jones, 2003), la dominance ainsi que le côté de la rétroaction visuelle (Henningsen, et al., 1995).

2.2.3.2 Production de force demandée verbalement

Quatre études présentent cette méthode d'évaluation afin de quantifier la relation entre la force produite et celle perçue. La majorité d'entre elles se sont intéressées à décrire la relation existant entre la force produite et la force perçue via différents types d'équation.

Dans une étude menée par Steven & Mack (J. C. Stevens & Mack, 1959), les sujets devaient effectuer une force isométrique de préhension qu'ils jugeaient 'modérée' et attribuer le chiffre 10 à cette force. Par la suite, l'évaluateur demandait de produire des forces en proportion à d'autres chiffres (3, 6, 10, 20 et 30). Par exemple, si le chiffre demandé était 20, le sujet devait produire une force deux fois plus importante que la force de référence nommée 10. Ils ont ainsi conclu que la force perçue croît en puissance par rapport à la force produite avec un exposant de 1,7. Cependant, les erreurs de perception n'ont pas été rapportées et aucune valeur corrélative ne nous permet de connaître la fidélité de cette fonction de puissance.

Eisler (Eisler, 1962) a évalué la perception de la force lors de contractions de deux groupes musculaires différents : les muscles de la préhension et un grand groupe musculaire

impliqué lors d'un mouvement plus complexe (appuyer sur une pédale dans une direction horizontale, vers l'avant). La méthodologie est peu élaborée dans l'article et on ne connaît pas les consignes données aux participants. Des résultats semblables à ceux de Stevens (J. C. Stevens & Mack, 1959) ont été rapportés. Ainsi, une fonction de puissance avec un exposant de 1.65 a été trouvée pour le grand groupe musculaire et un exposant de 1,7 pour les muscles de la préhension. Encore une fois, il est impossible d'avoir une idée des erreurs de perception et de la valeur corrélative entre la force demandée verbalement et la force produite.

Cooper et collaborateurs (Cooper, et al., 1979) ont étudié la perception de la force en demandant aux participants de produire des contractions musculaires isométriques selon un pourcentage de leur force maximale allant de 10 à 90 % pour les muscles quadriceps et adductor pollicis. Ils ont ainsi déterminé qu'il existait une relation linéaire, de la forme $y = b x + c$ où y correspond à la force perçue en % du maximum et x correspond à la force produite en % du maximum, entre la force produite et la force demandée pour les deux groupes musculaires. Ainsi, pour les adducteurs du pouce, la fonction serait $y = 1,38 x + 10,35$ ($r = 0,95$) et pour les quadriceps $y = 1,17 x + 19,50$ ($r = 0,94$). Ces équations indiquent que les individus auraient tendance à produire des forces plus importantes que celles demandées pour les deux groupes de muscle. La différence entre les pentes et les ordonnées à l'origine des deux équations n'étant pas significative, la force perçue suite à la contraction des deux groupes musculaires est considérée similaire. Nous verrons dans la section suivante que des résultats similaires ont été obtenus par ces auteurs en utilisant une méthode d'estimation différente (section 2.2.3.3).

Finalement, Jones and Hunter (L. A. Jones & I.W. Hunter, 1982) ont demandé à des sujets de produire des contractions isométriques des fléchisseurs du majeur à différents niveaux de force relatif à leur maximum. Ils ont ainsi accordé le chiffre 10 à la force maximale et le chiffre 0 à l'état de repos. Les participants ont ainsi produit des forces allant de 1 à 10. Une relation non linéaire a été trouvée, correspondant à une fonction de puissance négative, avec un exposant entre 0,45 et 0,86. Cette équation expliquerait environ 91 % de la variance des données (étendue de 77% à 98%). C'est à dire que les participants

discriminent davantage les bas niveaux de force jusqu'à un certain plafond vers les hauts niveaux de force. Lorsqu'on regarde cette courbe, il est possible de constater que les participants ont surestimé la force musculaire produite pour la majorité des niveaux de force. Cependant, aucune quantification des erreurs de perception n'est présentée.

Globalement, malgré que la relation unissant la perception de la force à la force produite soit différente d'une étude à l'autre, il semble généralisé que les individus produisent des forces plus élevées que les forces demandées par l'évaluateur. Malheureusement, les auteurs n'ont pas rapporté les erreurs de perception à différents niveaux de force, ce qui empêche d'interpréter précisément le comportement des individus en santé.

2.2.3.3 Estimation de la quantité produite (échelle de cotation)

Les études qui ont utilisé une échelle de cotation pour évaluer la perception de la production de force sont plus nombreuses. Les études menant à des résultats similaires ont donc été regroupées.

Tout comme avec la méthode d'évaluation précédente, plusieurs auteurs ont conclu que la force perçue est reliée à la force produite selon une fonction de puissance avec un exposant d'environ 1,7 et ce, pour des groupes musculaires variés (préhension, quadriceps, et un grand groupe de muscles du membre inférieur) (Eisler, 1962; J. C. Stevens & Cain, 1970; J. C. Stevens & Mack, 1959).

Cooper et collaborateurs (Cooper, et al., 1979) ont étudié la perception de la force en demandant aux participants d'estimer la force produite, représentée par une cible affichée sur un écran devant eux. Ainsi, les participants devaient effectuer une contraction musculaire jusqu'à ce que le curseur représentant leur force soit dans la cible. Par la suite, ils devaient estimer cette force en attribuant un chiffre par rapport à leur force maximale. Les évaluateurs ont utilisé des pourcentages de force allant de 10 à 90 % de la force maximale pour les muscles quadriceps et adductor pollicis. Ils ont ainsi déterminé qu'il existait une relation linéaire, de la forme $y = b x + c$ où y correspond à la force perçue en %

du maximum et x correspond à la force produite en % du maximum, entre la force produite et la force demandée pour les deux groupes musculaires. Ainsi, pour les adducteurs du pouce, la fonction était $y = 1,35 x + 6,16$ ($r = 0,93$) et pour les quadriceps $y = 1,18 x + 15,59$ ($r = 0,89$). Ces équations indiquent que les participants auraient tendance à surestimer les forces produites par le muscle. La différence entre les pentes et les ordonnées à l'origine des deux équations n'étant pas significative, la force des deux groupes musculaires est perçue de façon semblable.

Les nombreuses études de Pincivero ont révélé des résultats parfois variables mais quelques éléments récurrents peuvent en être tirés. Les résultats de la majorité de ces études, portant sur des contractions isométriques et isocinétiques des muscles extenseurs et fléchisseurs du genou, ont démontré que des fonctions linéaires pouvaient expliquer la relation entre la force produite et à la force perçue (D. M. Pincivero, et al., 2001; D. M. Pincivero, et al., 2000; Timmons, Stevens, & Pincivero, 2009). Cependant, il n'est pas clair si ces relations portaient à sous estimer la force produite ou à la surestimer. Ainsi, lors d'une contraction isométrique du quadriceps, il y aurait une surestimation des niveaux de force de 10, 20 et 30% (D. M. Pincivero, et al., 2000) et une sous estimation des niveaux de 60% (D. M. Pincivero, et al., 2000) et 80% (D. M. Pincivero & Gear, 2000). Cependant, lors d'une contraction dynamique du quadriceps, une étude a démontré que les sujets sous-estimaient les niveaux de force de 20, 30, 40, 50 et 60% et que l'estimation était juste pour les niveaux de force de 70, 80 et 90 % (D. M. Pincivero, et al., 2003b). Finalement, toujours en dynamique, une autre étude a conclut à une sous estimation des niveaux de force de 10 %, 50%, 60%, 70%, 80% et 90% (D. M. Pincivero, et al., 2001). Ces résultats variables pourraient être expliqués, entre autres, par le fait qu'il y a une grande variabilité dans la capacité de perception inter-individu. Cette affirmation est supportée par les grands écart-types caractérisant les moyennes des valeurs de perception de la force pour chacun des niveaux de force. En effet, en prenant en exemple une des études (D. M. Pincivero, et al., 2000), les écart-types varient de 1,14 à 1,72 pour les différents niveaux de force lorsque les participants cotent sur une échelle de 1 à 10. Ceci équivaut à des coefficients de variation allant de 18 % à 61 %. De plus, Pincivero a déterminé dans une étude portant sur la perception de la force lors d'une contraction isométrique des fléchisseurs du genou, que la

corrélation entre la perception de la force au jour 1 avec la perception de la force au jour 2 était faible (allant de -0,5 à 0,46 selon les niveaux de force) (D. M. Pincivero, et al., 2003a). Les résultats d'un autre groupe musculaire, les abducteurs de l'épaule, ont révélé une relation beaucoup plus linéaire et moins variable que celle obtenue avec les quadriceps (Timmons, et al., 2009). En effet, pour les abducteurs de l'épaule, Timmons et collaborateurs ont déterminé qu'il y avait une relation linéaire entre la force produite et la force perçue pour tous les angles évalués (30°, 45°, 60°, 75° et 90°) (r allant de 0,89 à 0,94) excepté pour l'angle de 15 ° où une relation exponentielle avec un exposant de 1,32 était trouvée ($r = 0,91$). La majorité des niveaux de force produits était significativement semblables aux niveaux de force perçue, contrairement aux résultats avec le quadriceps. Même si les résultats ont été collectés avec plus d'une semaine d'intervalle selon la méthodologie de l'étude, ils étaient similaires. Il semble donc que la précision avec laquelle un individu peut percevoir la force pourrait différer selon le groupe musculaire évalué.

Enfin, une série d'études de Pincivero permet de croire qu'il n'y aurait pas de différence dans la perception de la force selon le genre. Ainsi, les hommes et les femmes auraient la même capacité de perception de force, malgré que leur production de force maximale soit différente (D. M. Pincivero, et al., 2003a, 2003b; Danny M. Pincivero, et al., 2004; D. M. Pincivero, et al., 2001; D. M. Pincivero, et al., 2000).

De façon générale, il est très difficile d'arriver à un consensus sur la capacité des sujets à quantifier la perception de leur force. Certaines études ont démontré qu'il y avait une association positive et linéaire entre la force perçue et la force produite, tout en mettant en évidence une certaine surestimation de la force produite (Cooper, et al., 1979; D. M. Pincivero, et al., 2001; D. M. Pincivero, et al., 2000; Timmons, et al., 2009). Cependant, d'autres études ont démontré que la perception de la force augmente de façon accélérée avec la force produite (Eisler, 1962; Danny M. Pincivero, Alan J. Coelho, & Robert M. Campy, 2003; J. C. Stevens & Cain, 1970; J. C. Stevens & Mack, 1959). En plus de la variabilité inter et intra sujets démontrée précédemment (D. M. Pincivero, et al., 2003a; D. M. Pincivero, et al., 2000), les différentes échelles utilisées lors de ces études peuvent expliquer le manque de cohésion des résultats. Une échelle allouant plus de flexibilité dans

la cotation, en donnant la possibilité d'une cotation continue pourrait peut-être nous permettre de quantifier de façon plus fiable la relation existant entre la force perçue et la force produite chez les participants sains dans des conditions normales du muscle.

2.2.4 L'influence de références sensori-motrices sur la capacité de perception de la force

À notre connaissance, aucune étude ne présente l'effet d'ajouter différentes références sensorimotrices sur la perception de la force musculaire lors de contractions isométriques. En effet, il serait intéressant d'aller vérifier si les personnes saines ont la capacité d'augmenter la précision de leur perception suite à une rétroaction visuelle de ce qu'ils produisent. Cette méthode d'entraînement, si concluante, pourrait servir en milieu de réadaptation advenant qu'il soit démontré que les personnes hémiparétiques présentent des déficits de perception de force entraînant des problèmes fonctionnels. Deuxièmement, l'effet de rendre la tâche plus complexe en demandant aux participants de produire des contractions musculaires à différentes articulations n'a également jamais été présenté dans la littérature. En effet, des contractions simultanées des muscles sont souvent nécessaires dans nos tâches quotidiennes et il serait intéressant de voir si ces contractions simultanées sont un obstacle ou un facilitateur à la perception de la force musculaire des personnes saines.

2.3 Perception de la distribution du poids (DP)

Dans cette section, une revue de la littérature sur les articles portant sur la perception de la DP sera exposée. Ainsi, les mécanismes, méthodes d'évaluation ainsi que la capacité de perception de la DP des sujets sains (jeunes et âgés) et hémiparétiques seront exposés pour des tâches statique et dynamique.

2.3.1 Mécanisme de la perception de la DP

Suite à une revue de la littérature exhaustive sur le sujet, il semble qu'aucun auteur n'ait tenté de décrire de façon précise les mécanismes régissant la perception de la DP lors de tâches statique ou dynamique. Il pourrait être supposé que cette perception soit basée sur la perception de la force musculaire aux membres inférieurs, sur les afférences périphériques sensorielles sous les pieds, sur les différentes afférences proprioceptives ainsi que sur la vision. Cependant, l'apport de chacun de ces mécanismes sur la perception de la DP n'est aucunement discuté dans la littérature. Des études récentes de Simon (A. M. Simon & Ferris, 2008; Ann M. Simon, Kelly, & Ferris, 2009), ont démontré que les individus sains et hémiparétiques se basaient davantage sur le sens de l'effort que sur les afférences proprioceptives périphériques afin de juger la production d'une force symétrique aux membres inférieurs lors d'une contraction dynamique. La tâche qu'ils ont utilisée s'apparente à une tâche de PAD, ce qui pourrait laisser croire que la perception de la force musculaire ait un rôle prédominant dans la perception de la DP. En lien avec cette hypothèse, des études actuellement en cours au laboratoire de pathokinésiologie du centre de recherche de l'Institut de Réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal, ont démontré que les sujets hémiparétiques surestimaient de façon systématique leur poids sur le membre inférieur parétique, laissant croire à un rôle de la perception de la force musculaire sur la perception de la DP (Brière, Lauzière, Gravel, & Nadeau, 2010). Les résultats de futures études portant sur l'analyse de l'activité électromyographique et sur la perception de la force musculaire chez la clientèle hémiparétique lors du PAD permettront de préciser davantage le rôle de la perception de la force sur la perception de la DP.

2.3.2 Méthode d'évaluation de la perception de la DP

Il y a très peu d'études sur la perception de la DP. Seulement deux méthodes ont été utilisées afin d'évaluer la perception de la DP lors de tâches statique et dynamique. Ces méthodes sont expliquées en détails dans les sections suivantes.

2.3.2.1 Production de la DP demandé verbalement par l'évaluateur

La méthode la plus utilisée pour évaluer la perception de la DP est de demander verbalement au sujet de produire un certain pourcentage de poids sur un membre inférieur (Bohannon & Schaefer, 1990; Bohannon & Tinti Wald, 1991; Bohannon & Waters, 1989). Ce pourcentage de poids dicté verbalement se trouve à être la variable indépendante. Des consignes supplémentaires ont été données aux participants lors de l'utilisation de cette méthode. Lors de tâches de mise en charge bilatéral, les auteurs ont expliqué aux participants que 50 % représentait une mise en charge symétrique sur les deux membres inférieurs et que 25 % du poids sur un membre inférieur signifiait que 75 % de leur poids était supporté par le membre inférieur opposé. Selon le même principe, lors de tâche de mise en charge unilatéral, il était expliqué au sujet que 50 % du poids sur le membre inférieur désigné signifiait que 50 % de leur poids devait être supporté par les membres supérieurs sur la marchette et que 25 % de leur poids sur le membre inférieur désigné signifiait que 75 % de leur poids devait être supporté par les membres supérieurs sur la marchette. La variable dépendante avec cette méthode est la DP que le sujet a effectué, que l'on peut mesurer avec des balances ou encore avec des plateformes de force.

2.3.2.2 Perception de la DP cotée sur une ÉVA

Une seconde méthode d'évaluation, utilisée par Margareta Engardt et Elisabeth Olsson chez des sujets hémiparétiques, est l'ÉVA (Engardt & Olsson, 1992). Dans cette méthode, il était demandé aux participants de distribuer leur poids de façon habituelle et par la suite, de coter sur une ÉVA s'ils étaient symétriques ou non. L'échelle était horizontale d'une longueur de 100 millimètres. À l'extrémité gauche il était inscrit : 'No, not at all' et à droite, 'Yes, no problem'. Une cotation à 100 millimètre représente donc une perception de distribution égale de poids sur les deux membres inférieurs. Dans cette méthode, la variable indépendante est la DP effectuée par le sujet et la variable dépendante est la cotation sur l'ÉVA. Dans cette étude, aucune autre condition de DP n'a été évaluée, c'est-à dire que les auteurs n'ont pas imposé des DP asymétriques aux participants.

2.3.3 Capacité de perception de la DP : tâche statique

Les études portant sur la capacité de perception de la DP lors d'une tâche statique ont été réalisées par Bohannon et al. dans les années 1989 à 1991 (Bohannon & Schaefer, 1990; Bohannon & Tinti Wald, 1991; Bohannon & Waters, 1989). Ces auteurs se sont intéressés à deux types de tâches statiques; la station debout unipodale et la station debout bipodale. Pour la tâche unipodale, les participants devaient se maintenir debout en position unipodale sur une balance digitale (Borg Electronic Scales) qui enregistrerait le poids en livre avec une précision de 0,1 livre. Afin de décharger le membre inférieur selon les pourcentages donnés, les participants devaient utiliser les membres supérieurs en appui sur une marchette. Pour la tâche bipodale, les participants étaient en position debout, les membres inférieurs sur deux balances digitales (Borg Electronic Scales) respectives. Les résultats ont été présentés en termes d'erreurs absolues. Par exemple, si le pourcentage demandé sur le membre inférieur droit était de 25% et que le sujet avait une distribution de 23% de son poids sur le membre inférieur droit, l'erreur absolue est de 2%. Les résultats de ces articles démontrent que pour la tâche unipodale, les erreurs absolues sont de $9,2 \pm 6,6$; $8,0 \pm 6,0$ et $18,5 \pm 9,7$ pour les DP 25 %, 50 % et 75% respectivement. Pour la tâche bipodale, les erreurs absolues étaient respectivement $7,3 \pm 4,7$ %; $3,3 \pm 3,7$ %, and $7,7 \pm 4,8$ % pour les conditions à 25 %, 50 % et 75 %. Les auteurs ont donc conclu que la tâche bipodale était plus facile à juger que la tâche unipodale puisque les participants pouvaient utiliser l'autre membre inférieur comme référence afin de préciser leur estimation. De la même façon, la condition 50 % semble plus facile à estimer puisqu'il s'agit d'une égalité entre les deux membres inférieurs et que la symétrie serait plus facile à juger que l'asymétrie. Bohannon et al. ont également évalué la perception de la DP chez des sujets hémiparétiques lors d'une tâche bipodale et ont déterminé qu'ils présentaient des erreurs absolues plus importantes que les sujets sains avec des erreurs respectives de $9,6 \pm 7,0$; $5,2 \pm 4,0$ et $9,8 \pm 4,0$ pour les DP de 25 %, 50 % et 75 %. (Bohannon & Tinti Wald, 1991)

2.3.4 Capacité de perception de la DP : tâche dynamique

Les études portant sur la perception de la DP lors d'une tâche dynamique se font très rares. Aucune étude n'a évalué la perception de la DP lors d'une tâche dynamique chez les sujets sains. En effet, une seule étude a été recensée et elle concerne la population d'individus hémiparétiques. Dans cette étude de Margareta Engardt et Elisabeth Olsson (Engardt & Olsson, 1992), il était demandé à des sujets hémiparétiques de se lever de façon habituelle et par la suite coter sur une ÉVA la perception de leur symétrie. L'échelle utilisée est la même que celle décrite à la section 2.3.2.2. Par la suite, les auteurs ont fait une corrélation de Spearman entre la perception de la symétrie de la tâche et la DP réellement effectuée lors de la tâche. Ils ont déterminé qu'une faible corrélation de 0,36 existait entre ces deux variables. Ils ont donc conclu que les sujets présentaient soit une faible perception de leur DP ou encore qu'ils ne comprenaient pas bien l'utilisation de l'ÉVA.

2.3.5 Facteurs influençant la capacité de perception de la DP

Une seule étude s'est intéressée à décrire l'influence de certains facteurs sur la capacité de perception de la DP (Bohannon & Waters, 1989). Bohannon et al. a utilisé un échantillon de 61 participants dont 34 hommes et 27 femmes d'une moyenne d'âge de $43,6 \pm 18$ ans pour tenter de mettre en lumière ces différents facteurs. Afin d'analyser l'influence de l'âge sur la capacité de perception, ils ont utilisé une corrélation de Pearson (pearson product-moment correlation) afin de corréler l'âge avec l'amplitude de l'erreur de perception. L'effet du genre, de la dominance aux membres inférieurs et du niveau de DP sur la capacité de perception a été déterminé via une ANOVA où les niveaux de DP étaient le facteur répété. Les résultats ont démontrés qu'il n'y avait pas de relation entre l'âge et l'erreur de perception de la DP ($r = -0,236$ à $0,065$). De plus, l'ANOVA n'a révélé aucun effet du genre ($p = 0,49$) ou de la dominance aux membres inférieurs ($p = 0,83$) sur la capacité de perception de la DP. Cependant, le niveau de DP a un effet sur les erreurs de perception. Comme démontré précédemment dans les conditions debout unipodale et bipodale, il a été mis en évidence que le niveau 50 % était estimé de façon plus précise que

les niveaux 25 % et 75 %. Cependant, aucune différence ne s'est avérée significative entre les niveaux 25 % et 75 %.

Chapitre 3 : Objectifs et hypothèses

3.1 Objectifs

Les objectifs généraux et spécifiques de ce mémoire seront exposés dans cette section. Ces objectifs correspondent aux thèmes des deux articles portant sur la perception de la force et la perception de la DP qui seront présentés dans la section résultat.

3.1.1 Objectifs généraux

Les objectifs généraux de ce mémoire sont de :

1. Déterminer si les individus en santé ont la capacité de percevoir de façon précise la force produite par les muscles extenseurs du genou lors d'une contraction statique.
2. Déterminer si les individus en santé ont la capacité de percevoir leur DP lorsqu'ils réalisent une tâche fonctionnelle tel le PAD.
3. Évaluer l'influence de l'âge sur la capacité de perception de la force et de la DP.

3.1.2 Objectifs spécifiques

Les objectifs spécifiques de ce mémoire sont de :

Pour la perception de la force lors d'une contraction statique des extenseurs du genou :

1. Quantifier, en termes d'erreurs absolues et d'erreurs brutes, la capacité de perception de la force lors d'une contraction statique des extenseurs du genou.
2. Comparer les deux types d'erreurs de perception de la force des sujets jeunes et des sujets âgés lors d'une contraction statique des extenseurs du genou.

3. Pour un sous-groupe d'individus, évaluer l'effet d'une référence sensori-motrice sur les erreurs absolues et brutes de perception de la force lors d'une contraction statique des extenseurs du genou.
4. Pour un sous-groupe d'individus, évaluer l'effet d'une contraction combinée des muscles de préhension du côté ipsilatéral à la contraction des extenseurs du genou sur les erreurs absolues et brutes de perception de la force.

Pour la perception de la DP lors du PAD :

5. Quantifier les erreurs brutes et absolues de perception de la DP lors du PAD à différents niveaux de DP chez les sujets jeunes et âgés.
6. Comparer les erreurs brutes et absolues de perception entre les deux groupes d'âge afin d'évaluer l'influence de l'âge sur la capacité de perception de la DP lors du PAD.
7. Comparer les erreurs brutes et absolues de perception de la DP lors du PAD à différents niveaux d'asymétrie de DP.

3.2 Hypothèses

Les hypothèses de ce mémoire sont directement reliées à chacun des objectifs spécifiques présentés précédemment.

Pour la perception de la force lors d'une contraction statique des extenseurs du genou, les hypothèses sont que :

1. Il est difficile de décrire le comportement attendu des sujets en ce qui concerne les erreurs de perception puisque très peu d'auteurs ont quantifié les erreurs de perception de la force chez les sujets sains et qu'aucun ne l'a fait lors de contractions unilatérales. Cependant, en se fiant aux études utilisant la méthode d'appariement bilatéral et aux équations obtenues par Pincivero lors de contractions unilatérales, il est supposé que les erreurs de perception de la force exprimeront une surestimation de

la force produite et seront plus grandes à de bas niveaux de force (Jones, 1989; L. A. Jones & I. W. Hunter, 1982) (Cooper, et al., 1979; D. M. Pincivero, et al., 2001; D. M. Pincivero, et al., 2000; Timmons, et al., 2009) (Eisler, 1962; Danny M. Pincivero, et al., 2003; J. C. Stevens & Cain, 1970; J. C. Stevens & Mack, 1959).

2. Les erreurs de perception du groupe âgé seront plus élevées que celles du groupe jeune puisqu'il est démontré que les sujets âgés ont de la difficulté à accomplir des doubles tâches, ce qui pourraient possiblement affecter la perception de la force (Li, Lindenberger, Freund, & Baltes, 2001).
3. La référence sensori-motrice diminuera l'erreur de perception de la force des sujets sains lors d'une contraction statique des extenseurs du genou puisque les participants pourront réajuster leur jugement et ainsi diminuer leurs erreurs suite à la référence.
4. Une contraction combinée des muscles de préhension du côté ipsilatéral à la contraction des extenseurs du genou augmentera l'erreur de perception puisqu'il s'agit d'une double tâche où l'attention est divisée, ce qui pourrait réduire la performance des participants (Pashler, 1994).

Pour la perception de la DP lors du PAD :

5. Il y aura une association élevée et linéaire entre la perception de la DP et la DP réalisé par les sujets lors du PAD comme l'ont démontré les études de Bohannon lors de tâche debout statique (Bohannon & Schaefer, 1990; Bohannon & Tinti Wald, 1991; Bohannon & Waters, 1989).
6. Les erreurs de perception du groupe âgé seront plus élevées que celles du groupe jeune puisqu'il est démontré que les sujets âgés ont de la difficulté à accomplir des doubles tâches, ce qui pourrait possiblement affecter la perception de la DP (Li, et al., 2001).
7. Les erreurs de perception seront plus petites lors de la condition symétrique comparativement aux conditions de mise en charge asymétrique, comme l'ont démontré les études de Bohannon lors de tâche debout statique (Bohannon & Schaefer, 1990; Bohannon & Tinti Wald, 1991; Bohannon & Waters, 1989).

Chapitre 4 : Méthodologie

Le présent chapitre exposant la méthodologie de l'étude est divisé en cinq principales sections soit; les participants, les instruments de mesure, la procédure des collectes de données, l'analyse des données et des différentes variables à l'étude et finalement, l'analyse statistique. La méthodologie est également décrite dans les deux articles du mémoire situés dans les chapitres 5 et 6.

4.1 Participants

Les participants de l'étude sont des personnes en santé selon les critères décrits à la section suivante. Ils ont été divisés en deux groupes d'âge. Ainsi, le groupe âgé comprend des gens de 60 ans et plus et le groupe jeune des gens de 50 ans et moins. Le recrutement des sujets et la réalisation des études a nécessité l'approbation du comité d'éthique de la recherche des établissements du Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR). Les sujets ont été recrutés parmi des collègues ou connaissances des étudiants et chercheurs du laboratoire de pathokinésiologie de l'IRGLM. Les participants ont tous été informés de la nature et des objectifs de l'étude et chacun a donné son consentement avant d'y participer.

4.1.1 Critères de sélection

Les critères de sélection étaient 1) de pouvoir tolérer deux heures d'activité physique modérée (i.e. 10 MVC et une trentaine de contractions musculaires sous-maximales ainsi qu'environ 50 PAD) avec des périodes de repos, 2) d'être capable de se lever d'une chaise sans l'utilisation des membres supérieurs, 3) de n'avoir aucune maladie cardiaque, dégénérative, orthopédique ou neurologique 4) de n'avoir aucune douleur incapacitante aux membres inférieurs ou au dos au repos et à l'activité et 5) de n'avoir subi aucune chirurgie aux membres inférieurs ou au dos pouvant interférer avec les tâches.

4.2 Instruments de mesure

4.2.1 Dynamomètre Biodex

Pour évaluer la force maximale des muscles des fléchisseurs et extenseurs du genou ainsi que pour exécuter les différentes tâches de perception de la force, un dynamomètre de type Biodex (Biodex Medical Systems, New York, USA) a été utilisé (voir figure 4.4 p.42). Le dynamomètre Biodex est considéré comme un outil de mesure valide et fidèle pour mesurer la force musculaire (Taylor, Sanders, Howick, & Stanley, 1991).

4.2.2 Dynamomètre de préhension

Le dynamomètre utilisé pour mesurer la force de préhension des participants est composé de deux barres rigides en aluminium fixées sur un capteur de force. Ce capteur de force comprend quatre jauges de contraintes qui mesurent la force résultante indépendamment du site d'application des forces sur les barres rigides (figure 4.1). Un petit coussin mince était placé dans la paume de la main afin d'augmenter le confort lors de la compression du dynamomètre.

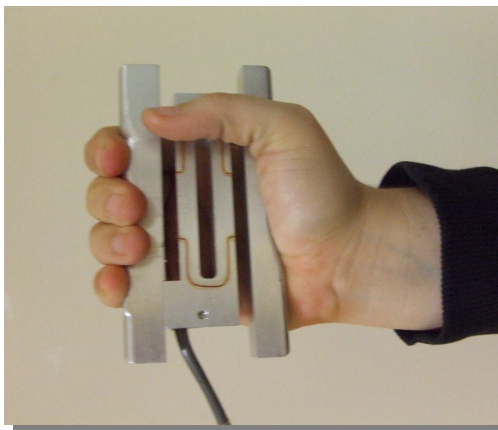


Figure 4.1 Dynamomètre de préhension. Le coussin n'est pas montré sur cette photo.

4.2.3 Chaise instrumentée et plateformes de force

Afin d'évaluer la DP lors du PAD, une configuration comprenant une chaise instrumentée de plateformes de force ainsi que des plateformes de force au sol a été utilisée (voir figure 4.5, p.44) (Nadeau, Desjardins, Briere, Roy, & Gravel, 2008b). La chaise instrumentée comprenait deux plateformes de force en aluminium, une pour chacune des cuisses. Chacune de ces plateformes était composée de deux plateformes de force AMTI (Advanced Mechanical Technology, Inc., Newton, MA) (MC3A-3-250) possédant chacune une capacité de 1,1kN verticalement et 560N horizontalement pour mesurer les forces orthogonales et une capacité de 14 Nm verticalement et 28 Nm pour mesurer les moments résultants. Les plateformes étaient supportées par une structure en acier qui comprend un système de cric permettant d'ajuster le siège à des hauteurs variant entre 39 et 77 centimètres. Un système de blocage était intégré afin de sécuriser et de stabiliser la hauteur du siège choisie. La chaise était également fixée au sol par des vis qui s'insèrent dans une plaque de métal située sous le plancher de bois afin d'éviter les mouvements et de réduire les vibrations de la chaise lors du PAD. Cette configuration, comprenant la chaise instrumentée et les plateformes de force au sol, a permis de recueillir la DP droite-gauche tout au long de la tâche et non seulement à partir du décollement des cuisses du siège.

4.2.4 Rétroaction visuelle

Un programme créé avec le logiciel Labview a été utilisé afin bâtir la rétroaction visuelle indiquant aux participants le niveau de force à produire ou encore la DP à effectuer. Pour ce faire, ce logiciel enregistrerait premièrement les données de DP recueillies par les plateformes de force lors du PAD (échantillonnées à une fréquence de 600Hz) et les données de force maximale recueillies par les dynamomètres décrits précédemment (échantillonnées à une fréquence de 120Hz). Par la suite, en indiquant dans le fichier d'exécution un nombre de 1 à 100, ce logiciel calculait la DP ou la force représentant ce nombre. Par exemple, pour la perception de la force, en inscrivant dans le programme le

chiffre 50, ce dernier calculait la force correspondant à 50% de la force maximale du participant. Cette force calculée représentait la cible à atteindre pour le participant. La cible affichée sur l'écran d'ordinateur était toujours située au centre de l'écran, même si l'intensité de la DP à effectuer ou l'intensité de la force à déployer variait d'une condition à l'autre. Cela a été fait afin que la hauteur de la cible n'influence pas la perception des participants. Ainsi, pour les deux tâches de perception (DP et force), la cible à atteindre était affichée de façon verticale. Un curseur rouge, au bas de l'écran, représentait l'intensité de la commande déployée par le participant. Ainsi, pour la perception de la DP, le curseur représentait la force verticale sous le côté droit du participant. Pour faire monter le curseur dans la cible, le participant devait modifier sa DP. Si lorsque le sujet déplace son poids vers la droite le curseur se rapproche de la cible, ce dernier sait qu'il doit mettre plus de poids à droite. Par contre, si lorsque le sujet déplace son poids vers la droite le curseur s'éloigne de la cible, le sujet comprend qu'il doit mettre plus de poids à gauche pour atteindre cette dernière. En ce qui concerne la perception de la force, le curseur représentait l'intensité de la force déployée par le sujet. Ainsi, plus le sujet déployait une force importante, plus le curseur s'élevait dans l'écran. Le participant devait doser l'intensité de la force déployée afin que son curseur reste dans la cible.

4.2.5 Échelle visuelle analogue

Pour la perception de la force, l'ÉVA utilisée était une simple échelle continue, où il n'apparaissait aucun chiffre (figure 4.2, p. 37). À chaque extrémité de l'échelle, un descriptif apparaissait pour décrire l'intensité de la force. Ainsi, l'échelle allait du descriptif 'aucune force' au descriptif 'force maximale'. Des indications verbales supplémentaires étaient données aux participants. Il leur était mentionné que le descriptif 'aucune force' correspondait à la sensation perçue dans leurs muscles lorsqu'ils étaient au repos alors que le descriptif 'force maximale' correspondait à la sensation perçue dans leurs muscles lorsqu'ils effectuaient une contraction volontaire maximale (condition effectuée précédemment dans les mesures de force maximale au début de la séance). Les qualités psychométriques de l'ÉVA en relation avec la perception de la force ont été très peu

étudiées. À notre connaissance, seul Cooper et al. ont documenté la fidélité test-retest de l'ÉVA en lien avec la perception de la force musculaire. Pour deux groupes de muscles (adducteur du pouce et extenseurs du genou), les cotations entre la première et la seconde évaluation étaient semblables avec un coefficient de corrélation de 0.91 (Cooper, Grimby, Jones, & Edwards, 1979).

Pour la perception de la DP, l'ÉVA utilisée était également une simple échelle continue, mais cette fois, on notait la présence de descriptif à trois endroits sur l'échelle (figure 4.3). Aucune étude ne présente les qualités psychométriques d'une telle échelle pour la perception de la DP. La consigne était 'Cotez la distribution du poids sous vos pieds'. À gauche de l'échelle, il était inscrit 100% à gauche alors qu'à droite il était inscrit 100 % à droite. Au centre de l'échelle, il était inscrit 50% / 50%, correspondant à la situation de symétrie parfaite, où 50% du poids est sous le pied droit et 50% sous le pied gauche. L'échelle était expliquée aux participants de façon précise afin qu'ils comprennent bien que le milieu de l'échelle représentait la position symétrique. On leur demandait de déplacer le curseur vers la droite s'ils avaient l'impression de mettre plus de poids à droite, et vice versa pour le côté gauche en tenant compte de l'amplitude de cette différence de poids.

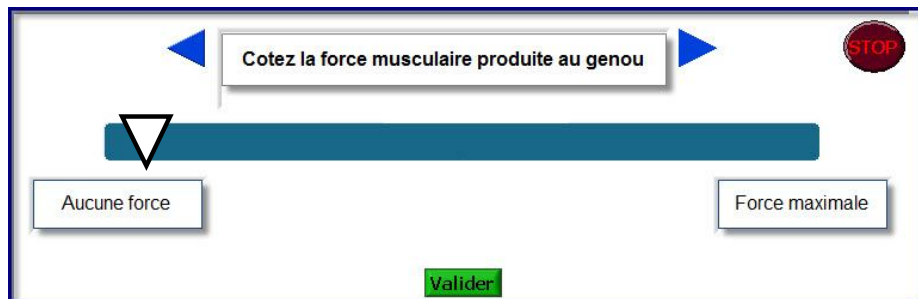


Figure 4.2. ÉVA utilisée pour évaluer la perception de la force musculaire.

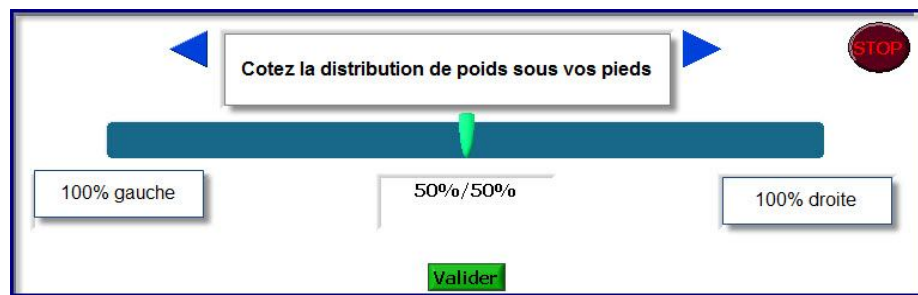


Figure 4.3. ÉVA utilisée pour évaluer la perception de la DP lors du PAD.

4.3 Procédure des collectes de données

4.3.1 Séance d'évaluation clinique

La séance d'évaluation avait lieu au début de la collecte. Cette dernière était différente selon le groupe de participants. Pour le groupe jeune, l'évaluation consistait simplement à remplir un questionnaire contenant des informations sociodémographiques, l'état de santé actuel général ainsi que les antécédents médicaux afin de s'assurer qu'ils répondaient aux critères de sélection de l'étude. Une ÉVA était également utilisée afin de déterminer si les participants présentaient de la douleur au dos ou aux membres inférieurs. Cette échelle mesurait 10 centimètres et s'étendait d'aucune douleur à douleur maximale. Aucun chiffre n'était présent sur l'échelle. Les participants indiquaient l'intensité de leur douleur en marquant d'un trait l'ÉVA. Cette échelle a été utilisée pour quantifier la douleur au repos et à l'activité. Si un trait de plus de 2 cm était mesuré, le participant était exclu de l'étude.

Pour le groupe âgé, l'évaluation clinique était plus approfondie afin de s'assurer que les participants étaient éligibles à l'étude et rencontraient les normes minimales (voir résultats section 5.4.2). Ainsi, en plus de remplir le questionnaire précédemment décrit, un court examen physique était effectué par un physiothérapeute. Cet examen comprenait cinq principaux éléments. Premièrement, l'équilibre des participants a été évalué par un test qui consistait à leur demander de maintenir la position unipodale durant 10 secondes. Par la suite, la vitesse de marche naturelle a été calculée sur une distance de cinq mètres. Un test fonctionnel de force pour les membres inférieurs a également été effectué (Timed Stands Test; (Csuka & McCarty, 1985). Ce dernier consistait à calculer le temps pris par les participants pour se lever d'une chaise sans l'usage des bras à cinq reprises le plus rapidement possible. Un test de sensibilité des membres inférieurs a également été effectué. Ainsi, la sensibilité au touché léger a été évaluée sous les malléoles externes avec les filaments calibrés Semmes-Weinstein afin de déterminer le niveau sensoriel des sujets (# 6.65 (300g), 5.18 (15g), 4.31 (2g) et 4.17 (1,4g)). Le sens du mouvement et le sens de

position de l'articulation de la cheville ont également été évalués et la sensibilité à la vibration a été déterminée avec un diapason de 128 Hz. Afin de vérifier l'habileté des participants à percevoir différents poids, ces derniers devaient placer quatre cylindres identiques mais de différents poids dans un ordre croissant de pesanteur. Finalement, une échelle de dépression gériatrique (Geriatric Depression Scale) a été utilisée afin d'avoir une idée du statut psychologique des participants (Sheikh & Yesavage, 1968).

4.3.2 Évaluation dynamométrique

La force musculaire maximale isométrique des extenseurs et fléchisseurs du genou a été évaluée des deux côtés par le dynamomètre Biodex précédemment décrit dans la section instrumentation. Pour ce faire, les participants étaient assis confortablement avec un angle de 60° de flexion à la hanche. Ils étaient bien stabilisés par des sangles au niveau du bassin et des cuisses, et l'angle du genou était fixé à 75°. Cet angle a été choisi parce que les efforts aux genoux sont élevés à cet angle lors du PAD (Kotake, et al., 1993). Le centre de rotation du Biodex était aligné avec l'axe du genou situé au niveau du condyle fémoral externe. Un coussin fixé à la partie distale de la jambe contraignait la force des participants. La consigne était de 'pousser le plus fort possible contre le coussin' pour les muscles extenseurs et de 'tirer le plus fort possible le coussin' pour les muscles fléchisseurs, pendant une période de cinq secondes. Des encouragements verbaux étaient donnés aux participants lors de l'exécution de sa contraction maximale. Une période de repos de 45 secondes était accordée entre chaque contraction, et deux essais ont été réalisés pour chaque genou. La moyenne des deux essais était calculée pour représenter la force maximale du sujet, si ces derniers avaient moins de 10 % de variation. Si une variation plus importante était observée, un troisième essai était réalisé.

La force musculaire maximale statique des muscles de la préhension a été évaluée du côté dominant seulement. Les mesures de force ont été prises le coude à environ 90° de flexion et le bras le long du corps. Une serviette enroulée entre le bras et le tronc servait de témoin pour cette dernière consigne. Les participants portaient sur l'éminence thénar une mince

protection de mousse qui ne couvrait pas les doigts. Cette protection a été utilisée pour éviter une réduction de la force maximale qui aurait pu être observée suite à un inconfort causée par la compression du dynamomètre. La consigne donnée aux sujets était de ‘serrer le plus fort possible le dynamomètre’.

4.3.3 Évaluation du PAD en laboratoire

Pour l'évaluation du PAD, la hauteur du siège a été fixée à 120 % de la longueur des jambes des participants. Cette hauteur a été choisie puisqu'elle diminue l'effort nécessaire pour se lever et ainsi permet de réduire l'influence de la fatigue sur les variables enregistrées (Janssen, Bussmann, & Stam, 2002). Comme les sujets devaient répéter plus de 50 fois la tâche en moins de 45 minutes, il était important de se soucier de l'élément fatigue. Le sujet était bien centré sur le siège et assis à une profondeur correspondant à 75 % de la longueur de sa cuisse, à partir du condyle fémoral externe. L'angle aux chevilles a été fixé à 15° de flexion dorsale pour tous les participants, excepté lors d'une condition de pied asymétrique ou le pied gauche était avancée de la moitié de sa longueur. Le sujet devait garder les bras croisés sur le tronc lors de l'exécution de la tâche. Cette position standardisée était reprise à chaque essai. La figure 4.5, à la page 44, illustre le montage expérimental utilisé pour l'évaluation du PAD ainsi que pour les différentes tâches de perception de DP décrites ci-dessous.

4.3.4 Réalisation des tâches

Différentes tâches ont été réalisées par les participants dans le but de quantifier la perception de la force et la perception de la DP.

4.3.4.1 Perception de la force musculaire

La perception de la force musculaire a été évaluée via deux méthodes différentes, soit l'estimation de la force produite via une ÉVA (0% à 100%) et la production d'une force

demandée verbalement. Les conditions ont toujours été réalisées dans le même ordre (i.e. condition perception de la force sur l'ÉVA toujours avant la condition de production d'une force demandée verbalement) selon quatre modèles différents de passation des niveaux de force à produire (i.e. Modèle 1 : 30%-70%-40%-60%-50%, Modèle 2 : 60%-50%-40%-70%-40%, etc.). Les niveaux se répétaient deux fois dans le même ordre selon le modèle choisi.

4.3.4.1.1 Estimation de la force produite

Pour cette condition, nommée **Fperc**, les participants devaient atteindre une cible statique à l'écran, rester à l'intérieur de celle-ci pendant deux secondes (tolérance de $\pm 5\%$ du niveau) et relâcher. Pendant l'exécution de la tâche, les participants devaient réfléchir à la force qu'ils étaient entrain de produire. Par la suite, ils devaient coter leur force sur l'ÉVA. Les participants ont eu deux essais pour se familiariser avec la tâche à faire. Un repos de 30 secondes était accordé entre chacun des niveaux. Les cibles représentaient des niveaux de force de 30%, 40%, 50%, 60% et 70% CVM et les participants devaient accomplir deux essais pour chaque niveau.

Dans une seconde condition, nommée **Fperc50%**, la tâche à réaliser était la même que celle décrite précédemment à l'exception qu'une référence sensori-motrice correspondant à 50% de la force maximal précédait l'évaluation de la perception. Ainsi, les participants savaient que la force qu'ils étaient entrain de déployer correspondait à 50% de leur force maximale. Par la suite, on leur demandait de coter les cibles ultérieures en tenant compte de cette référence. Les cibles représentaient des niveaux de force de 20%, 40% et 70% CVM. Cette condition visait à déterminer l'effet d'une référence sensori-motrice sur la capacité des participants à percevoir la force déployée.

4.3.4.1.2 Production d'une force demandée verbalement

Pour cette condition, nommée **Fprod**, il était verbalement demandé aux sujets de produire une force relative à leur maximum sans avoir recours à la rétroaction visuelle. Pour ce faire, ils devaient produire la force demandée, la maintenir pendant deux secondes et relâcher. Un moniteur était installé devant l'évaluateur pour qu'il puisse s'assurer que les niveaux de force produits soient suffisamment stables pour être interprétés. Dans le cas contraire, l'essai n'était pas enregistré et il devait être répété immédiatement. Les niveaux demandés étaient de 40%, 50%, 60% et 70% CVM.

Dans une quatrième condition, nommée **Fcomb**, la condition **Fprod** a été reproduite en y ajoutant une composante de préhension ipsilatérale. Il a été verbalement demandé aux participants de produire une force relative à leur maximum pour le genou dominant et la main dominante simultanément sans l'apport de rétroaction visuelle. Les niveaux demandés étaient les couples 40-40%, 70-70% et 40% à la main et 70% au genou (40-70%) CVM. Avec cette condition, l'effet d'un effort combiné sur la perception de la force a pu être évalué.

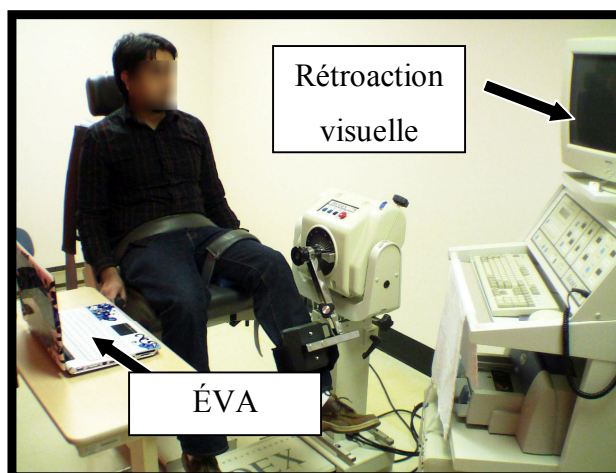


Figure 4.4 Configuration expérimentale utilisée lors des différentes tâches d'évaluation de la perception de la force musculaire.

4.3.4.2 Distribution spontanée du poids lors du PAD

La distribution spontanée du poids lors du PAD a été évaluée de deux façons différentes, soit dans des positions naturelle et symétrique des pieds. Pour la position naturelle, aucune directive n'était donnée aux participants mise à part de se lever debout naturellement. Pour la condition symétrique, la position des pieds des participants était standardisée de la façon décrite précédemment dans la section 'évaluation du PAD en laboratoire'. La répartition droite-gauche du poids, mesurée par les plateformes de force, était la variable dépendante. Cette condition contrôle a permis de vérifier si les participants présentaient une asymétrie de mise en charge lors du PAD.

4.3.4.3 Perception de la DP

Tout comme pour l'évaluation de la perception de la force, deux méthodes ont été utilisées pour évaluer la perception de la DP, soit l'estimation de la DP produite et la production d'une DP demandée verbalement. Les conditions ont toujours été administrées dans le même ordre (condition estimation d'une DP produite avant la condition de production d'une DP demandée verbalement). Quatre modèles différents de passation des niveaux de force à produire (i.e. Modèle 1 : 40% - 70% - 60% - 30% - 50%, Modèle 2 : 70% - 40% - 60% - 50% - 30%, etc.) ont été administrés de façon contrebalancée entre les sujets. L'ordre de passation selon le modèle choisi pour un même individu était administré deux fois de sorte que deux essais étaient obtenus pour chaque niveau de force.

4.3.4.3.1 Estimation d'une DP produite

Toute comme lors de l'estimation de la perception de la force, cette tâche, nommée **DPperc** a nécessité une rétroaction visuelle (cible à atteindre sur un écran) qui imposait différentes distributions de poids aux participants. Ces derniers devaient réaliser le PAD en produisant la DP qui leur était imposée. Une cible, affichée sur un écran placé devant eux, présentait le pourcentage de poids à placer du côté droit du corps. La consigne était d'atteindre la cible

avec le curseur en position assise et de se lever en tentant de maintenir le curseur dans la cible. À la fin du deuxième essai, les participants devaient coter leur perception de la DP sur l'ÉVA (Figure 4.3, p. 37). Les pourcentages de poids imposés étaient de 30 %, 40 %, 50 %, 60 % et 70 %. La variable dépendante dans cette tâche était la cotation sur l'ÉVA de la DP.

4.3.4.3.2 Production d'une DP demandée verbalement (DPprod)

Lors de cette condition, nommée **DPprod**, les sujets devaient répartir leur poids selon les pourcentages dictés verbalement par l'évaluateur. Les pourcentages demandés correspondaient à 40 %, 50 %, 60 % et 70 % du poids total sur la jambe dominante. La variable dépendante était la DP réelle mesurée avec les plates-formes de force.

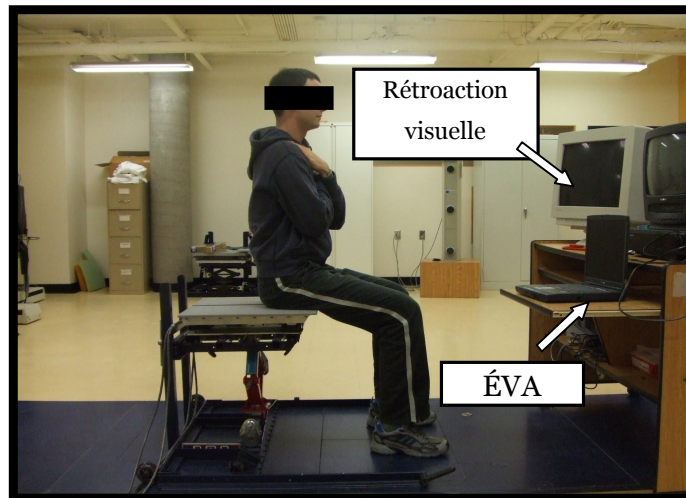


Figure 4.5 Configuration expérimentale utilisée lors des différentes tâches d'évaluation de la perception de la DP lors du PAD.

4.4 Analyse des données et variables à l'étude

Les principales variables à l'étude étaient les pourcentages de force musculaire statique des extenseurs du genou et des muscles de la préhension de la main, les pourcentages de DP

effectués lors du PAD ainsi que les cotations sur les ÉVA. À partir de ces variables, différents types d'erreurs ont été calculés. Les erreurs seront définies à la fin de la section suivante.

4.4.1 Traitement des données de force

En ce qui concerne la perception de la force musculaire, les données de force ont été traitées par un logiciel qui automatisait la localisation des plateaux de forces à partir d'un algorithme mathématique qui identifiait la fin de la contraction musculaire. Les données de force étaient ensuite moyennées sur une période d'une seconde précédant le début du relâchement de la contraction musculaire (figure 5.1, p. 59). Une moyenne de deux essais pour un même niveau de force a été calculée. Par la suite, ces moyennes ont été exprimées en pourcentage de la CVM du sujet. L'écart type et le coefficient de variance ont été calculés afin d'obtenir la variance inter-essais.

4.4.2 Traitement des données de DP

Pour les tâches effectuées via une rétroaction visuelle, la DP réelle (celle produite et non celle demandée) des participants a été calculée au moment où le sujet quitte le siège (valeur unique) et pour un intervalle de temps d'une seconde (valeur moyenne). Cet intervalle allait de 0,5 seconde avant la perte de contact avec le siège à 0,5 seconde après celle-ci (figure 4.7, p. 46). Un test de t de Student sur mesures appariées a été utilisé afin de faire la comparaison entre les résultats de la valeur unique et ceux de la valeur moyenne. Aucune différence significative n'a été trouvée entre les deux approches. Ainsi, seuls les résultats reliés à la valeur moyenne sont présentés. Pour toutes les tâches, la variabilité entre deux essais d'une même condition a été vérifiée afin de s'assurer que la valeur moyenne pouvait être utilisée. L'observation des résultats a résulté en l'exclusion de quelques essais (21/744, soit 2.82%) où l'exécution de la tâche s'éloignait trop de la DP affichée par la cible. Pour ces essais, un seul essai représentatif de la condition imposée a été utilisé au lieu d'une

moyenne de deux essais. Les données de force recueillies sous le pied droit étaient par la suite divisées par le poids réel du sujet afin de pouvoir convertir ces forces en pourcentage de DP.

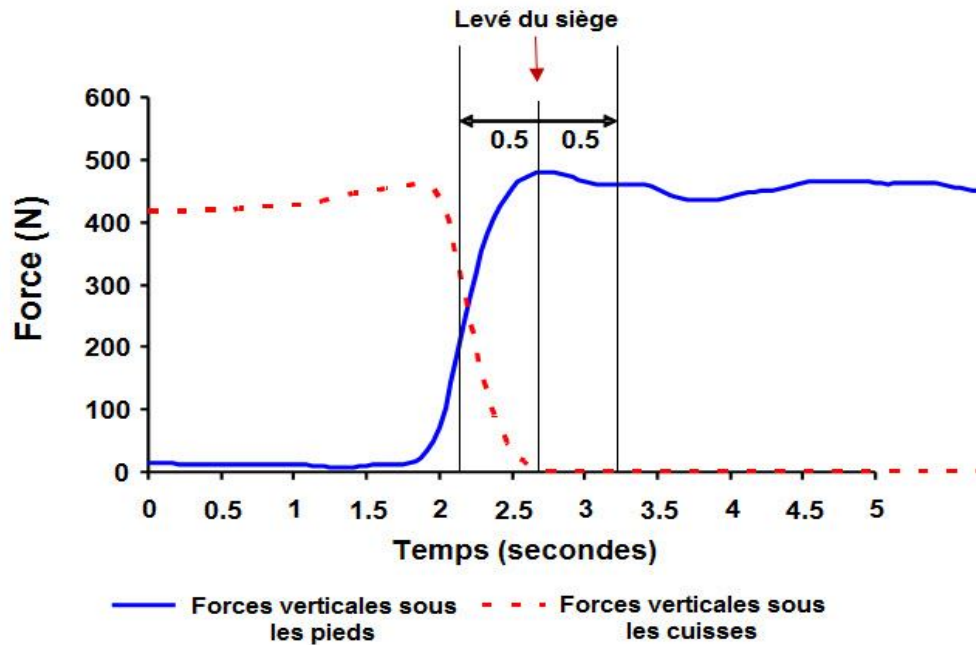


Figure 4.6 Sélection de la plage pour le traitement des données de DP

4.4.3 Cotation sur les échelles visuelles analogues

Afin de pouvoir quantifier la perception de la force et la perception de la DP lors des tâches cotées sur les échelles visuelles analogues, la cotation des sujets était enregistrée automatiquement dans un logiciel sous forme de pourcentage. Ces pourcentages ont donc facilement pu être comparés à la force produite ou encore à la DP effectuée par les participants.

4.4.4 Erreurs de perception

Afin de quantifier la perception de la force, deux types d'erreurs ont été calculés; brutes et absolues. L'erreur brute est définie comme la différence entre la force produite et la force cotée sur l'ÉVA (ou encore, pour la tâche de production d'une force, comme la différence entre la force demandée verbalement par l'évaluateur et la force produite par le sujet). Ce calcul tient donc compte de la surestimation ou de la sous-estimation de la force produite. L'erreur absolue est défini comme la valeur absolue de la différence entre la force produite et la force cotée sur l'ÉVA (ou encore, pour la tâche de production d'une force, comme la différence entre la force demandée verbalement par l'évaluateur et la force produite par le sujet). Ce calcul ne tient pas compte du sens de la perception (i.e. sous ou surestimation) et est donc un indicateur de la précision de la perception. Afin de quantifier la perception de la DP, les mêmes types d'erreur ont été calculés. Le tableau 4.1 exprime les formules utilisées pour calculer chaque type d'erreurs.

Tableau 4.1 Définition des différents types d'erreurs de perception

Tâches de perception	Erreurs absolues	Erreurs brutes
Perception d'une force	force cotée sur l'ÉVA – force produite	force cotée sur l'ÉVA – force produite
Production d'une force	force produite – force demandée	Force produite – force demandée
Perception d'une DP	DP cotée sur l'ÉVA – DP produite	DP cotée sur l'ÉVA – DP produite
Production d'une DP	DP produite – DP demandée	DP produite – DP demandée

4.5 Analyses statistiques

Premièrement, des statistiques descriptives ont été utilisées afin de décrire les caractéristiques des participants et de quantifier les différentes variables à l'étude. La normalité des données ainsi que l'égalité des variances, vérifiées par les tests Kolmogorov Smirnov et Levene, respectivement, ont permis l'utilisation de tests paramétriques. Toutes les analyses statistiques ont été effectuées avec la 13^e version du logiciel SPSS. Pour toutes les analyses, excepté celles corrigées avec la correction de Bonféronni pour le nombre de

comparaison, le niveau de signification était fixé à 0.05. La présentation détaillée des analyses statistiques portera tout d'abord sur les données de la perception de la force musculaire et par la suite sur les données concernant la perception de la DP.

4.5.1 Analyses statistiques des données de la perception de la force musculaire

Afin de déterminer si les personnes en santé ont la capacité de percevoir la force produite par les muscles extenseurs du genou lors d'une contraction statique, des coefficients de corrélations intraclasses (CCIs), des analyses de variances (ANOVAs) et test de *t* de Student ont été utilisés. Les CCIs ont été utilisés pour déterminer le niveau d'association présent entre la force musculaire produite et celle perçue sur l'ÉVA pour la condition **Fperc** et pour déterminer le niveau d'association existant entre la force demandée verbalement et celle produite sur le Biodex pour la condition **Fprod**. Les ANOVAs sur mesures répétées (en tenant compte de facteurs intra-sujet tels le niveau de force et l'âge) et les tests de *t* de Student ont été utilisés afin de déterminer si la force produite était différente de la force perçue pour les conditions **Fperc** et **Fprod** et s'il y avait une différence entre les deux groupes d'âge. Ces analyses statistiques ont été effectuées sur les erreurs brutes et absolues précédemment décrites. La correction de Bonferroni a été utilisée afin d'ajuster le niveau de signification selon le nombre de comparaisons effectué. Finalement, afin d'évaluer l'effet d'une référence sensorimotrice et l'effet d'une contraction simultanée des muscles de la préhension de la main (conditions **Fperc50%** et **Fcomb**, respectivement), des ANOVAs sur mesures répétées à deux facteurs intra-sujet (niveaux de force et conditions) et des tests de *t* de Student sur les erreurs brutes et absolues de perception ont été effectués.

4.5.2 Analyses statistiques des données de la perception de la DP

Afin de déterminer si les sujets sains ont la capacité de percevoir la DP lors du PAD, des coefficients de corrélations intraclassés (CCIs), des analyses de variances (ANOVAs) et test de t de Student ont été utilisés. Les CCIs ont été utilisés pour déterminer le niveau d'association présent entre la DP produite et celle perçue sur l'ÉVA pour la condition **DPperc** et pour déterminer le niveau d'association existant entre la DP demandée verbalement et celle produite pour la condition **DPprod**. Les ANOVAs sur mesures répétées (en tenant compte de facteurs intra-sujet tel le niveau de DP et l'âge) et les tests de t de Student ont été utilisés afin de déterminer si la DP produite était différente de celle perçue pour les conditions **DPperc** et **DPprod** et pour déterminer s'il y avait une différence entre les deux groupes d'âge. Ces analyses statistiques ont été effectuées sur les erreurs brutes et absolues précédemment décrites. La correction de Bonferonni a été utilisée afin d'ajuster le niveau de signification selon le nombre de comparaisons effectué.

Chapitre 5 : Article 1

MAGNITUDE OF FORCE PERCEPTION ERRORS DURING STATIC CONTRACTIONS OF THE KNEE EXTENSORS IN HEALTHY YOUNG AND ELDERLY INDIVIDUALS

Sélène Lauzière ¹⁻²

Benjamin Dubois ³

Anabèle Brière ¹⁻²

Sylvie Nadeau ¹⁻²

¹*Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), site Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal, Canada*

²*École de réadaptation, Faculté de Médecine, Université de Montréal, Montréal, Canada*

³*Faculté de Médecine, Université de Montréal, Montréal, Canada*

5.1 Avant-propos

Les auteurs de l'article intitulé «Magnitude of force perception errors during static contractions of the knee extensors in healthy young and elderly individuals» sont dans l'ordre Séléna Lauzière, Benjamin Dubois, Anabèle Brière et Sylvie Nadeau.

Cet article a été soumis à la revue *Experimental Brain Research* et présente les résultats reliés à la perception de la force musculaire.

L'auteure principale confirme sa participation au recrutement des sujets, à la collecte, l'analyse et l'interprétation des données, de même qu'à la rédaction de cet article. Benjamin Dubois a participé à l'élaboration du protocole, à la collecte, l'analyse et l'interprétation des données, principalement en lien avec les participants jeunes, lors d'un stage d'été en recherche. Anabèle Brière, étudiante au doctorat, a participé à la révision du manuscrit. Dre Sylvie Nadeau a encadré l'ensemble du processus et a révisé le manuscrit.

5.2 Résumé

Les tâches d'appariements bilatérales ont permis d'étudier les mécanismes régissant la perception de la force musculaire et le sens de l'effort. Plus rares sont les études qui ont analysé la précision de la perception de la force musculaire lors de contractions unilatérales. La présente étude visait donc à quantifier les erreurs de perception de la force lors de tâches de contractions unilatérales statiques en extension du genou chez deux groupes d'âge. 14 participants jeunes et 14 âgés ont participé à l'étude. Quatre tâches ont été effectuées. Tâche 1: Produire différents pourcentages de la force statique maximale, inconnus du sujet, en extension du genou sur un dynamomètre Biodex en atteignant une cible affichée sur un écran. Puis, après chaque contraction, coter la perception de la force produite sur une échelle visuelle analogue. Tâche 2: Produire différents niveaux de force verbalement demandés par l'évaluateur. Tâche 3: Identique à la tâche 1, à l'exception qu'une référence sensori-motrice correspondant à 50% de la force maximale était donnée au sujet avant l'exécution de la tâche. Tâche 4: Produire simultanément une force de préhension et une force avec les extenseurs du genou à des niveaux de force verbalement demandés par l'évaluateur. Des erreurs brutes et absolues de perception ont été calculées. Une association modérée ($CCI \geq 0.658 < 0.661$) et une très faible ($CCI \geq 0.197 < 0.257$) ont été trouvées entre la force produite et celle perçue respectivement pour les tâches 1 et 2 pour les deux groupes d'âge. Les erreurs brutes de perception étaient plus élevées pour les hauts niveaux de force ($> 50\%$ CVM) et indiquaient une surestimation de la force produite pour les deux groupes. À 70% CVM, la référence sensori-motrice ainsi que la contraction simultanée a diminué les erreurs brutes et absolues de perception. D'autres études sont nécessaires pour déterminer si les patients souffrant de déficits sensori-moteurs ont les mêmes capacités de perception de la force musculaire.

Keywords: force perception, static contraction, knee extensor, healthy individuals, aging

5.3 Introduction

Bilateral force-matching tasks have been the topic of many studies in an aim to establish the mechanisms governing the perception of muscular force and sense of effort (Cafarelli and Bigland-Ritchie 1979; Carson et al. 2002; Jones 1983; Jones and Hunter 1983). However, the accuracy of the force perception and the effects of different sensory-motor references on this accuracy have not been studied extensively.

The majority of the studies on force perception quantify the perception using the relationship between the force perceived and the force produced. Indeed, some studies show that the perception of force increases as a positive power function in relation with the force produced by the muscle (Stevens and Mack 1959; Stevens and Cain 1970; Eisler 1962; Pincivero et al. 2003b) or as a negative power function (Jones and Hunter 1982), while other studies show that a positive linear association exists between the perception of force and the production of force with a general tendency to overestimate the force produced (Cooper et al. 1979; Pincivero et al. 2001; Timmons et al. 2009; Pincivero et al. 2000). The lack of consensus could be attributed to the inter and intra individual variability (Pincivero et al. 2000; Pincivero et al. 2003a), but also to the different scales used by the authors. As cited by Timmons (Timmons et al. 2009), use of the CR-10 scale may have limited the perception of force because the participants were instructed to select a single number from the scale. A continuous scale that allows flexibility in selecting a rating value may better reflect the real perception of force.

Unfortunately, the studies on force perception did not present the errors of perception at different levels of force. Yet quantification of the force perception is essential to describe the behavior of healthy individuals more precisely and to be able to compare their results with patients presenting sensory-motor deficits such as those encountered after a stroke. Furthermore, most of the studies on the perception of force in healthy individuals were done on young adults and, according to our knowledge, the perception of the muscular force has never been assessed in an elderly group.

The scarcity of quantitative studies evaluating the accuracy of the perception of force with a continuous visual analog scale (VAS) and the effect of different sensory-motor manipulations on this perception were the main motivations of the present study. Its objectives were: 1) to compare the errors of force perception of young and elderly healthy individuals in two conditions at different levels of force magnitude, 2) for a subgroup, to determine the effect of a sensory-motor reference on the errors of force perception, and finally, 3) for a subgroup, to evaluate the effect of a simultaneous ipsilateral contraction on the errors of perception.

5.4 Method

5.4.1 Participants

A convenience sample of 28 volunteers was recruited for this study. The inclusion criteria were: to present no orthopedic, neurological or cardiac problems, no pain in the lower extremities or the trunk, and to sustain a period of activity of two hours with rest intervals.

The sample was divided into two age groups. The elderly group ($n = 14$) included 8 women and 6 men with a mean age of 65.3 ± 3.8 years and the young group ($n = 14$) included 6 women and 8 men with a mean age of 29.3 ± 6.9 years. A subgroup of fifteen volunteers executed two additional conditions (i.e. conditions 3 and 4 described in section 5.4.4). This subgroup was composed of 9 women and 6 men with a mean age of 34.1 ± 13.9 years. Table 5.1 (p.55) shows the means and the standard deviations of age, height, mass and maximal strength of the extensors and flexors of the dominant knee for each group. The experiment was approved by the local ethics committee and was performed in accordance with the ethical standards laid down in the 1964 Declaration of Helsinki. All participants gave written informed consent to participate prior to their inclusion in the study.

Table 5.1 Characteristics of the groups (young, elderly and subgroup) regarding their age, height, mass and knee extensor strength

	Young group	Elderly group	Subgroup
	Mean \pm SD	Mean \pm SD	Mean \pm SD
Age (year) *	29.3 \pm 6.9	65.3 \pm 3.8	34.1 \pm 13.9
Height (m)	1.70 \pm 0.1	1.68 \pm 0.1	1.69 \pm 0.1
Mass (kg)	67.8 \pm 8.3	77.1 \pm 17.7	66.9 \pm 8.3
Knee extensor strength (Nm/kg) *	3.2 \pm 0.7	2.0 \pm 0.6	3.2 \pm 0.7

*Significant difference between young and elderly groups: t-test; $p < 0.05$.

5.4.2 Clinical Assessment

Before the experiment, the participants were assessed by a physiotherapist. For the young group, only a general health questionnaire comprising questions about their medical status (pain, surgery and other medical conditions) was used. For the elderly group, in addition to this general health questionnaire, a clinical evaluation was performed.

To evaluate balance, participants were asked to maintain unipodal standing for 10 s (Berg 1989). To document their walking speed, a digital stopwatch was used to measure the time taken to cover a 5-m distance with participants walking before and beyond the recording distance to eliminate the effect of acceleration and deceleration on the time recorded. The touch-pressure sensitivity was evaluated 1 cm below the external malleolus bilaterally, using 6.65, 5.18, 4.31 and 4.17 calibrated Semmes-Weinstein filaments to determine sensory levels. The proprioception of the ankle was evaluated (sense of movement and sense of position) and the vibration sensitivity was determined with a 128-Hz tuning fork. To verify their ability to perceive different weights, the participants were also asked to place four identical cylinders of different weight in increasing order. Finally, the psychological status of the elderly participants was documented by the Geriatric Depression Scale (Sheikh and Yesavage 1968). The normal values for each of these tests are respectively: to be able to sustain 10 s in unilateral stance, to be able to walk the 5-m

distance in < 5 s, to execute the timed stand test in ≤ 14.2 s (Whitney et al. 2005), to feel the 4.31 calibrated Semmes-Weinstein filaments (Saltzman et al. 2004), to identify correctly $\geq 5/6$ movements and positions of the articulation, to feel the vibration during ≥ 10 s (Richardson 2002; Kokmen et al. 1977) and to score $\leq 5/15$ on the Geriatric Depression Scale (Sheikh and Yesavage 1968). All participants scored within these minimal values.

5.4.3 Measurement of the Maximal Voluntary Contraction (MVC)

Knee Extensor Strength

A bilateral assessment of the knee extensor strength was performed to quantify the dominant and non-dominant strength difference using a Biodex dynamometer (Biodex Medical Systems, New York, USA), recognized as a reliable and valid tool for strength measurements (Taylor et al. 1991). To assess the maximal static strength of the knee extensors, the participants sat with the hip in a 60° flexion position. Biodex straps were used to restrain the thigh, pelvis and trunk movements. The axis of the dynamometer was aligned with the axis of rotation of the knee. The angle of the knee was set at 75° .

Grip Muscle Strength

For one task, measurement of the MVC of the grip muscles was necessary. Participants had to hold a static grip dynamometer in their dominant hand (Bertrand et al. 2004) with the elbow in a 90° flexion position and the arm along the trunk. A towel was placed between the arm and the trunk to be sure that participants maintained the correct position.

For all MVC conditions, participants were reminded to avoid an explosive contraction and instructed to progressively increase their effort to their maximal strength level. For each test, two trials with less than 10% difference were used, and the mean of the two torque values was calculated to determine the maximal strength. Standardized verbal cues and encouragements were given to each participant during the test. A rest period of 45 s was given after each contraction (Bottaro et al. 2005).

5.4.4 Measurement of the Perception of the Muscular Force

The perception of the muscular force was assessed using four different tasks: 1) *force estimation*, 2) *force production*, 3) *force estimation* with a sensory-motor reference at 50% MVC, and 4) *force production* during a simultaneous contraction of the hand and knee. Only the subgroup of participants previously described executed the last two tasks. The tasks were always completed in the same order but the levels of force to be produced in each condition were randomized. All tests were performed by the dominant side. Details of each task are provided below.

Force estimation: For this task, participants sat on a Biodex dynamometer in front of a screen displaying visual feedback on the different percentages of knee extensor MVC unknown to the participant. The target zone was always presented in the middle of the screen. At the bottom of the screen, a cursor represented the force exerted by the extensor muscles of the knee. Participants were asked to do a static contraction of the knee extensors in order to move the cursor in the target zone and had to stay in this zone for 2 s. After each trial, participants rated their perceived force on a VAS ranging from no force on the extreme left of the scale to maximal force on the extreme right. The imposed percentages of force, assigned randomly, were 30%, 40%, 50%, 60% and 70% MVC. Each level of MVC was performed twice randomly. The dependent variable was the score marked by the participants on the VAS provided on a portable computer.

Force production: For this task, the evaluator verbally asked the participant to do a static contraction of the knee extensors at different percentages of its MVC (40%, 50%, 60% and 70%). The conditions were presented randomly. The dependent variable was the torque (Nm) recorded by the Biodex, as described in the “Data analysis and variables” section. Each level of MVC was performed twice randomly.

Force estimation with a sensory-motor reference: The task to be performed was the same as for the *force estimation task* except that a sensory-motor reference corresponding to 50%

of the MVC was presented to the participants beforehand. After the participants felt this reference, they had to rate their perception of force for two targets randomly assigned, corresponding to 40% and 70% MVC. Each level of MVC was performed twice randomly.

Force production during a simultaneous contraction: In this task, the participants were asked to produce simultaneous contractions of the knee extensors and grip muscles of the hand according to different percentages of their MVC. The different couples of MVC were 40% - 40%, 70% - 70%, and 70% of the MVC at the knee with 40 % of the MVC at the hand (40% - 70%). Each level of MVC couples was performed twice randomly.

5.4.5 Data Analysis and Variables

The level of force (torque) executed by the participants in all tasks was calculated with homemade software. A mathematical algorithm determined the event corresponding to the beginning of the contraction release. The torque was then averaged over a 1-s period preceding this event (figure 5.1, p. 61). Two trials with the same level of force were averaged and, the values were then expressed as a percentage of the participant's MVC.

To appreciate the participants' capacity to perceive their muscular force, two types of error (absolute and raw) were calculated. The absolute error was defined as the absolute difference between the percentage of force scored on the VAS and those produced on the Biodex dynamometer (or between the force produced on the Biodex and those verbally requested by the evaluator for the *force production task*). For example, in the *force perception task*, if the VAS score was 38% and the actual force produced was 40%, the absolute error is 2%. This error represented the accuracy of the perception. The raw error is defined as the raw difference between the percentage of force scored on the VAS and those produced on the Biodex dynamometer (or between the force produced on the Biodex and those verbally requested by the evaluator for the *force production task*). Using the same example, the raw error is - 2%. This error represented the overestimation or underestimation of the perception.

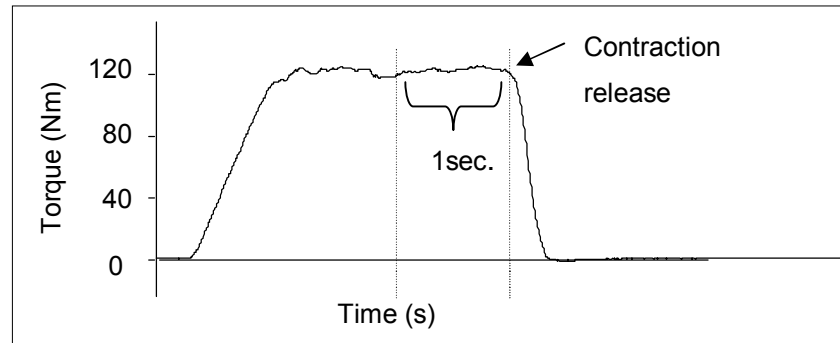


Figure 5.1 This figure shows the interval of time chosen for the treatment of the force data. A home-made software was used to calculate the mean of the torque signal over a period of 1 s. just before the beginning of the contraction release. Two trials with the same level of force were averaged and then, the values were expressed in percentage of the participant's MVC.

5.4.6 Statistical Analysis

Descriptive statistics were calculated for the demographic data and to summarize the variables in the study. The normality of the sample, assessed by the Kolmogorov Smirnov test and the equality of variance, by Levene's test, satisfied the conditions for using parametric tests.

Intraclass Correlation Coefficients (ICCs) with a 95% confidence interval (CI) were used to evaluate the level of the association between the real produced force (measured by the Biodex) and the perceived force (marked on the VAS) for the *force estimation task* and between the force verbally specified and the force produced in the *force production task*. To assess the influence of age and levels of force on the perceived force for both the *force estimation* and *force production* tasks, two-way analysis of variance (ANOVAs) were used with age as the between-subjects factor and the levels of force perception as a repeated factor. Two separate two-way ANOVAs were used to study the absolute and raw errors of perception. When the ANOVAs were significant, the comparison between levels of force was depicted using Student's *t*-tests. The latter were also used to assess the influence of a

sensory-motor reference and the effect of a combined contraction on the perceived force. In all analyses with multiple comparisons, the Bonferroni correction was used to adjust the level of significance for the number of comparisons. Statistics were performed with the 13th version of SPSS package software with the statistical significance level fixed at 0.05, except those corrected for the number of comparisons.

5.5 Results

5.5.1 Perceived Errors during a FE task

The association between the force produced and that perceived on the VAS was good, with ICC = 0.658, 95% [CI] = 0.502 to 0.772 for the young group and ICC = 0.661, 95% [CI] = 0.507 to 0.775 for the elderly group. Statistically, when the raw errors are used, Student *t*-tests performed using the produced force (torque recorded on the Biodex dynamometer) and perceived force (score on the VAS) show that both groups correctly identified the force produced except at the 50% MVC level ($p < 0.001$) for the elderly group and at 60% MVC ($p = 0.002$) and 70% MVC ($p < 0.001$) for the young group (figure 5.2, p. 63).

The two-way ANOVA for the raw errors revealed a condition effect ($F=3.493$, $p<0.05$) but no group effect ($F=0.006$, $p>0.05$). Interestingly, a significant group x levels of force interaction ($F=6.399$, $p<0.001$) was found. Since subsequent one-way ANOVA comparing the levels of force was significant in the young group ($F=9.288$, $p<0.001$), Student *t*-tests were used for between levels comparisons. In this young group, raw errors at 30% were significantly different than the raw errors at 70% ($p = 0.012$). Moreover, raw errors at 40% were significantly different from all other levels of force (see raw errors in table 5.2). In the elderly group, the ANOVA did not show a difference between the levels of force ($F=1.091$, $p>0.05$). Independent *t*-test showed a between groups difference ($p < 0.05$) only at 70% MVC.

However, when absolute errors were analyzed, the two-way ANOVA revealed no group ($F=1.716, p=0.202$), condition ($F=0.532, p=0.713$) or interaction effects ($F=0.183, p=0.945$). Both young and elderly participants were seen to have similar errors ranging from 8.9% to 14.3% (see absolute errors in table 5.2). The raw and absolute errors of perception are presented in Table 5.2.

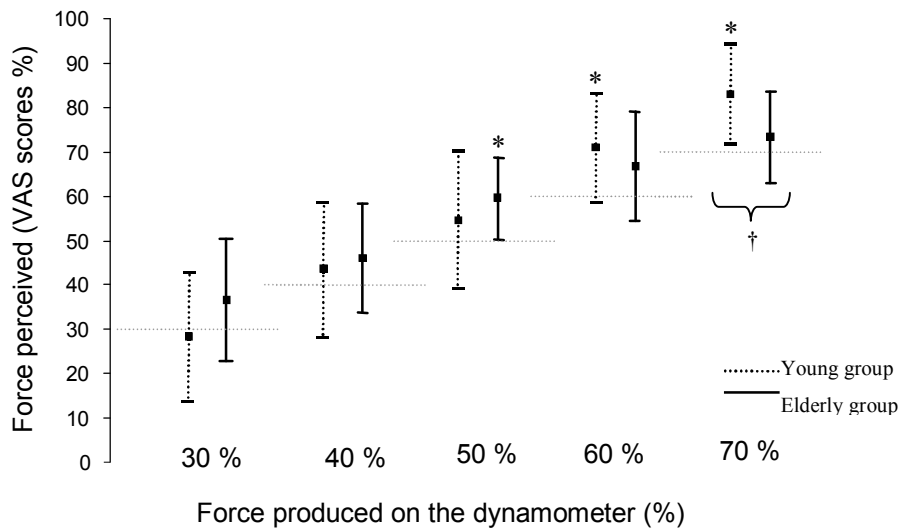


Figure 5.2 This figure shows the relation between the force produced and the force perceived on the VAS. The ‘*’ indicates the level of MVC where a difference was observed between the perceived and produced forces and ‘†’ indicates a significant difference between groups. The short horizontal lines depict the level of MVC. Errors bars represent standard deviations.

Table 5.2 Raw and absolute errors of perception in force estimation task for the young and the elderly group

Target force	Young Group		Elderly Group	
	Raw errors	Absolute errors	Raw errors	Absolute errors
	Mean (SD)	Mean (SD)	Mean (SD)	Mean (SD)
30%	-1.8 (15.4) *	13.47 (6.9)	6.5 (13.8)	11.8 (9.3)
40%	3.4 (14.7) **	11.9 (8.8)	6 (12.4)	9.3 (9.9)
50%	4.6 (16.9)	13.4 (10.7)	9.5 (9.3)	10.6 (7.9)
60%	11.3 (12.0)	14.3 (7.6)	6.7 (12.4)	10.9 (8.5)
70%	13 (10.8)	14 (9.4)	3.3 (10.3)	8.9 (5.7)
Global Mean	6.1 (14.0)	13.4 (8.7)	6.4 (11.6)	10.3 (8.3)

*Significantly different from the 70% level; ** Significantly different from 30, 50, 60 and 70% levels

5.5.2 Perceived Errors during a FP task

A very low level of association between the muscular force verbally specified and the force produced was found for both young (ICC = 0.197, 95% [CI] = -0.066 to 0.435) and elderly (ICC = 0.257, 95% [CI] = -0.003 to 0.486) groups (figure 5.3). For each group, the paired Student's *t* tests (p value at 0.0125 after the Bonferroni correction) performed on the force verbally asked and produced revealed lower values than those asked except for the level of 40% MVC in the young group. The raw and absolute errors of perception are presented in Table 5.3, p. 65.

The two-way ANOVAs (groups and levels of force) revealed no difference between groups for the two types of errors (group effect: $F=0.004$, $p=0.949$ for the raw errors and $F=0.006$, $p=0.941$ for the absolute errors).

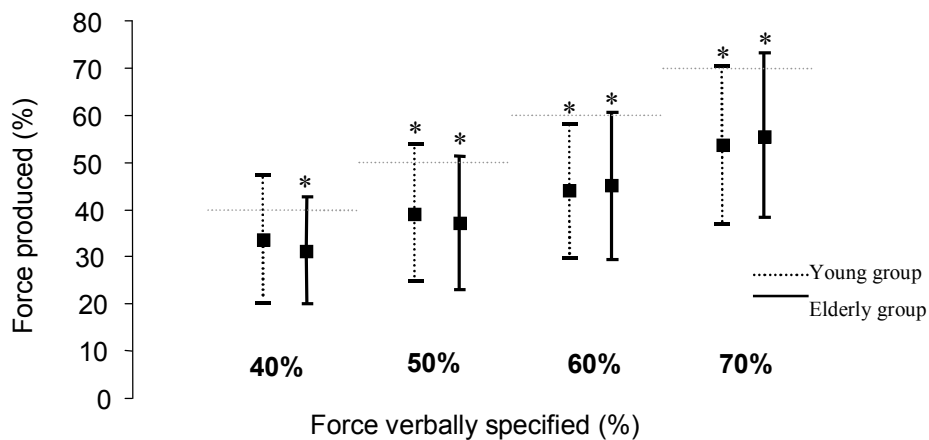


Figure 5.3 This figure shows the relation between the force verbally requested by the evaluator and the force produced by the participants. The ‘*’ indicates a significant difference between the produced force and the force verbally requested. Except for the 40% MVC in the young group, the raw errors of perception for all levels are important with a strong tendency to produce forces under those verbally requested.

Table 5.3 Raw and absolute errors in force production task for the young and the elderly group

Target Force	Young Group		Elderly Group	
	Raw errors	Absolute errors	Raw errors	Absolute errors
	Mean (SD)	Mean (SD)	Mean (SD)	Mean (SD)
40%	- 6.4 (13.6) **	11.9 (8.7) *	- 8.7 (11.3) †	12.1 (7.1) *
50%	- 10.8 (14.5) *	14.9 (9.9)	- 12.9 (14.1)	15.8 (10.3)
60%	- 16.0 (14.1)	18.7 (9.8)	- 14.9 (15.6)	18.1 (11.3)
70%	- 16.3 (16.6)	19.2 (13.0)	- 14.3 (17.4)	19.6 (10.6)
Global Mean	- 12.4 (14.7)	16.2 (10.4)	- 12.70 (14.6)	16.4 (9.8)

*Significantly different from the 60% and 70 % levels. ** Significantly different from the 50%, 60% and 70% level. † Significantly different from the 50% and 60% levels.

5.5.3 Effect of a Sensory-motor Reference

The results of the subgroup of participants in the *force estimation task* without the sensory-motor reference will be presented first in order to compare the results with and without this reference.

For the subgroup, the ANOVA for repeated factors on the *force perception task* without the sensory-motor reference showed a significant interaction ($p < 0.05$). The paired Student's *t*-test did not revealed a difference between perceived and produced forces for 40% MVC ($p = 0.46$). For 70% MVC, the paired Student's *t*-test revealed a significant difference between the force perceived and the force produced ($p = 0.001$). In fact an overestimation of 13% was observed (figure 5.4, p.66). When a *sensory-motor reference* was provide, this overestimation was reduced by 10% for the raw errors and by 6.18 % for the absolute errors in such a way that no significant difference was observed between the force produced and perceived at 70% MVC ($p = 0.245$) (figure 5.4, p.66).

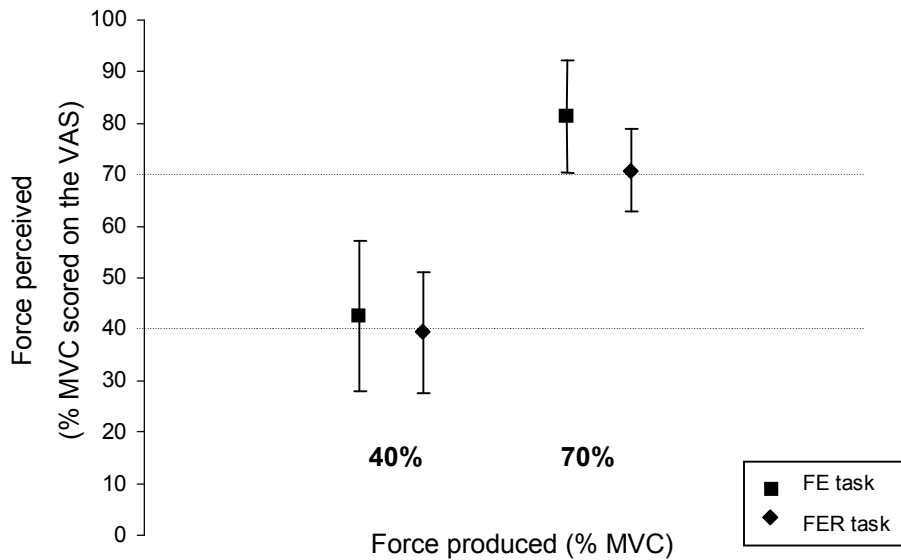


Figure 5.4 This figure shows the effect of a sensory-motor reference on the raw errors of perception for the level of 40% MVC and 70% MVC. The raw errors of perception during the force estimation task (FE task) and during the force estimation task with a sensory-motor reference (FER task) are compared.

5.5.4 Effect of a Simultaneous Contraction

The simultaneous forces produced at the hand and the knee were respectively 42 – 43%, 66 – 69% and 36 – 68% MVC for the couples 40 – 40%, 70 – 70% and 40 – 70% MVC (hand % - knee %). In comparison with the results at 70% MVC of the *force production task* during a simple contraction of the knee, the performance of the subgroup of participants producing a force of 70% MVC in extension at the knee was improved for the couples 40% - 70% and 70% - 70% ($p < 0.001$). In fact the raw error of - 17.9 % calculated in the *force production task* for the subgroup of participants was reduced to - 1% below the verbally requested force with the simultaneous contraction for the couple 70–70% and to 2.33% for the couple 40–70% (figure 5.5, p.67). The simultaneous contraction also reduced the absolute errors of perception. In fact the absolute error of 20.52% decreased to 10.59% for the couple 70-70% and to 11.15% for the couple 40-70%.

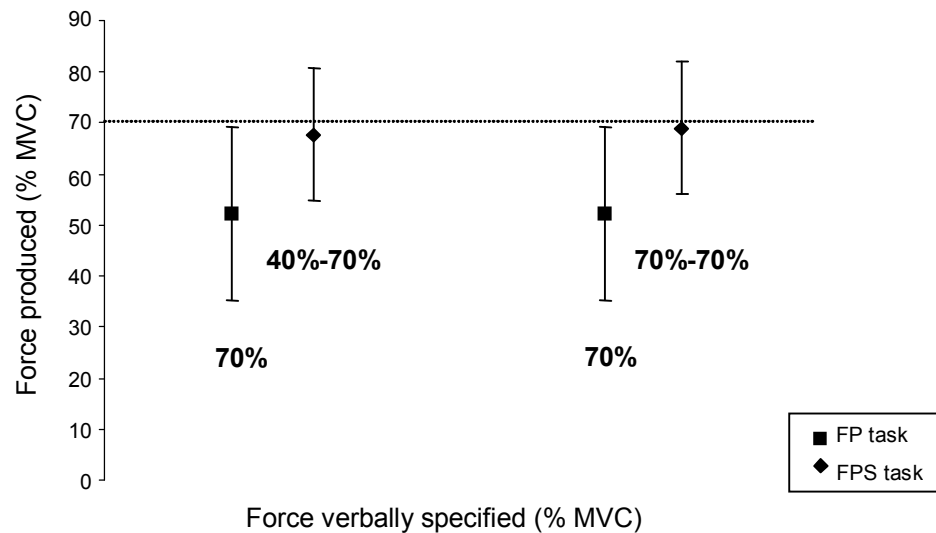


Figure 5.5 This figure shows the effect of a simultaneous contraction of the hand and the knee on the accuracy of the production of a muscular force at the knee. The raw errors of perception during the force production task (FP task) and during the force production task during a simultaneous contraction (FPS task) are compared.

5.6 Discussion

The principal objective of this study was to compare the capacity of young and elderly healthy participants to perceive their muscular force during different tasks of force production. Secondary objectives were to determine the effect of a sensory-motor reference and to evaluate the effect of a simultaneous contraction on the capacity of force perception.

When the absolute errors of perception were compared, no difference was found between the young and elderly groups. In fact age does not seem to affect the ability to perceive muscular force during *force estimation* and *force production tasks*. The similar results of the two groups could be explained by the very good state of health of the elderly participants. However, the results also pointed out that healthy individuals (young and elderly), as a group, are not perfectly accurate when they judge the task executed. Mean absolute errors during a *force estimation task* and a *force production task* were 12.5% and 16.3%, respectively.

Younger participants have greater raw errors at 70% MVC than elderly participants. They seem to overestimate this level, while elderly participants judge it more accurately. The difference in the maximal knee extension strength (215.8 Nm vs. 152.1 Nm) might be one explanatory factor. Since the young participants have to produce higher absolute strength than the older subjects, it might be perceived as being more difficult. Dickerson (2006) have shown that higher muscular strength yielded higher perception of effort during a loaded reaching task due, in part, to an increase contribution of the peripheral sensitive afferences (Dickerson et al. 2006). These results in the young group also agree with the power function of the force produced, as described in previous studies (Stevens and Mack 1959; Stevens and Cain 1970; Eisler 1962; Pincivero et al. 2003b). Thus, contrary to the hypothesis brought by some groups of authors (Timmons et al. 2009), the continuous aspect of the VAS does not seem to change the non-linearity of the relation between the force produced and the force perceived.

For the *force production task*, interestingly, no association was found between the force verbally requested and that produced. In fact the force produced was 12.5% lower than the force verbally specified whereas, in the *force estimation task*, the force perceived was 6.25% over the force produced. In both tasks, an overestimation of the force produced is thus revealed. The difference in the magnitude of errors between the two tasks could be explained by the regression effect, which implies that a person decreases the range of the variable over which he has control ((Eisler 1962) (the score in the magnitude estimation task and the force in magnitude production task).

As expected, the sensory-motor reference at 50% of MVC allowed improvements to the accuracy of the force perception at high levels, indicating the reference can be integrated by individuals to correct their errors of perception of the muscular force. This result would be interesting to compare with results for individuals who had a stroke to see if they have the same capacity to correct their errors of perception.

One surprising observation of the present study is associated with the effects of a simultaneous contraction of the hand and knee. Although a dual task has been shown to be more difficult to execute than a single one (Pashler 1994), it seems that, concerning muscular force production, simultaneous contraction of the hand and knee provides more reference than one joint alone. Participants can compare the level of force executed at the hand with the level of force they execute at the knee or they can use their sense of effort to judge the level of contraction. In the first hypothesis, the largest brain representation of the hand might allow us to better appreciate the hand force and transfer this accuracy to improve the force perceived at the knee. In the second hypothesis, the combined contraction would involve a higher central command than a simple muscular contraction. This could explain the increase in force produced at the knee compared to a simple contraction of the knee. However, the lack of levels of muscular force to compare between the two tasks and the small number of ‘hand-knee’ couples restrict the interpretation of the effect of the simultaneous contraction. It would have been interesting to determine whether other segments (such as the foot) would also improve the accuracy of perception or if the increase is specific to the hand.

5.7 Conclusion

This study shows that healthy young and elderly individuals have the same capacity to perceive their muscular force and can perceive it with absolute errors of 11.9% to 16.3% depending on the task. Using a sensory-motor reference of 50% MVC improves the perception (or reduces the errors) at high levels of force. Furthermore, simultaneous contraction with the ipsilateral hand increases the accuracy of the perception of the force produced at the knee. Future studies on both healthy and hemiparetic individuals are needed to better understand the mechanisms underlying the perception of muscular force and to evaluate the impact of this perception in functional tasks

5.8 Acknowledgments

Séléna Lauzière is supported by a M.Sc. scholarship from the Fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ) and l'Ordre professionnel de la physioth erapie du Québec (OPPQ). Anabèle Brière is supported by a Ph.D. scholarship from the FRSQ. Dr. Sylvie Nadeau is a senior scientist supported by the FRSQ. Thanks are due to Michel Goyette and Daniel Marineau for their technical support.

The authors declare that they have no conflict of interest.

5.9 References

- Berg K (1989) Balance and its measure in the elderly : A review. *Physiotherapy Canada* 41:240-246
- Bertrand AM, Mercier C, Shun PLW, Bourbonnais D, Desrosiers J (2004) Effects of weakness on symmetrical bilateral grip force exertion in subjects with hemiparesis. *Journal of Neurophysiology* 91:1579-1585
- Bottaro M, Russo A, Jaco de Oliveira R (2005) The effects of rest interval on quadriceps torque during an isokinetic testing protocol in elderly. *Journal of Sports Science and Medicine* 4:285-290
- Cafarelli E, Bigland-Ritchie B (1979) Sensation of static force in muscles of different length. *Exp Neurol* 65:511-525
- Carson RG, Riek S, Shahbazzpour N (2002) Central and peripheral mediation of human force sensation following eccentric or concentric contractions. *J Physiol (Lond)* 539:913-925
- Cooper DF, Grimby G, Jones DA, Edwards RHT (1979) Perception of effort in isometric and dynamic muscular contraction. *European Journal of Applied Physiology* 41:173-180
- Dickerson CR, Martin BJ, Chaffin DB (2006) The relationship between shoulder torques and the perception of muscular effort in loaded reaches. *Ergonomics* 49:1036-1051
- Eisler H (1962) Subjective scale of force for a large muscle group. *J Exp Psychol* 64:253-257
- Jones LA (1983) Role of central and peripheral signals in force sensation during fatigue. *Exp Neurol* 81:497-503
- Jones LA, Hunter IW (1982) The relation of muscle force and emg to perceived force in human finger flexors. *European Journal of Applied Physiology* 50:125-131
- Jones LA, Hunter IW (1983) Effect of fatigue on force sensation. *Exp Neurol* 81:640-650
- Kokmen E, Bossemeyer RW, Jr., Barney J, Williams WJ (1977) Neurological manifestations of aging. *J Gerontol* 32:411-419
- Pashler H (1994) Dual-task interference in simple tasks: Data and theory. *Psychological Bulletin* 116:220-244

- Pincivero DM, Coelho AJ, Campy RM (2003a) Knee flexor torque and perceived exertion : A gender and reliability analysis. *Official Journal of the American College of Sports Medicine* 3:1720-1726
- Pincivero DM, Coelho AJ, Campy RM (2003b) Perceived exertion and maximal quadriceps femoris muscle strength during dynamic knee extension exercise in young adult males and females. *European Journal of Applied Physiology* 89:150-156
- Pincivero DM, Coelho AJ, Campy RM, Salfetnikov Y, Bright A (2001) The effects of voluntary contraction intensity and gender on perceived exertion during isokinetic quadriceps exercise. *European Journal of Applied Physiology* 84:221-226
- Pincivero DM, Coelho AJ, Erikson WH (2000) Perceived exertion during isometric quadriceps contraction. A comparison between men and women. *J Sports Med Phys Fitness* 40:319-326
- Richardson JK (2002) The clinical identification of peripheral neuropathy among older persons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 83:1553-1558
- Saltzman CL, Rashid R, Hayes A, Fellner C, Fitzpatrick D, Klapach A, Frantz R, Hillis SL (2004) 4.5-gram monofilament sensation beneath both first metatarsal heads indicates protective foot sensation in diabetic patients. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A* 86:717-723
- Sheikh JL, Yesavage JA (1968) Geriatric depression scale : Recent evidence and development of a shorter version. *Clinical Gerontologist* 5:165-173
- Stevens JC, Cain WS (1970) Effort in isometric muscular contractions related to force level and duration. *Percept Psychophys* 8:240-244
- Stevens JC, Mack JD (1959) Scales of apparent force. *J Exp Psychol* 58:405-413
- Taylor N, Sanders R, Howick E, Stanley S (1991) Static and dynamic assessment of the biodex dynamometer. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 62:180-188
- Timmons MK, Stevens SM, Pincivero DM (2009) The effect of arm abduction angle and contraction intensity on perceived exertion. *European Journal of Applied Physiology* 106:79-86
- Whitney SL, Wrisley DM, Marchetti GF, Gee MA, Redfern MS, Furman JM (2005) Clinical measurement of sit-to-stand performance in people with balance disorders: Validity of data for the five-times-sit-to-stand test. *Physical Therapy* 85:1034-1045

Chapitre 6 : Article 2

PERCEPTION OF WEIGHT-BEARING DISTRIBUTION DURING SIT-TO-STAND TASK IN HEALTHY YOUNG AND ELDERLY INDIVIDUALS

Séléna Lauzière ¹⁻²

Anabèle Brière ¹⁻²

Sylvie Nadeau ¹⁻²

¹*Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), site Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal, Canada*

² École de réadaptation, Faculté de Médecine, Université de Montréal, Montréal, Canada

6.1 Avant-propos

Les auteurs de l'article intitulé « Perception of weight-bearing distribution during sit-to-stand task in healthy young and elderly individuals » sont dans l'ordre Séléna Lauzière, Anabèle Brière et Sylvie Nadeau.

La première version de cet article, soumise à la revue *Perceptual and Motor Skills*, a été révisée afin de répondre aux commentaires des arbitres qui se sont montrés favorables à sa publication. Cet article présente les résultats en lien avec la perception de la distribution de poids lors du PAD.

L'auteur principal confirme sa participation à l'élaboration du protocole, au recrutement des sujets, à la collecte, l'analyse et l'interprétation des données, de même qu'à la rédaction de cet article. Anabèle Brière, étudiante au doctorat, a participé à la révision du manuscrit. Dre Sylvie Nadeau a encadré l'ensemble du processus et a révisé le manuscrit.

6.2 Résumé

Le premier objectif était de déterminer si les participants en santé pouvaient estimer leur distribution de poids lors du passage assis à debout. Le second objectif était d'évaluer l'effet de l'âge sur la perception de la distribution du poids. 16 participants jeunes (11 femmes et 5 hommes; âge moyen de 29 ans; ET = 8.7) et 15 participants âgés (7 femmes et 8 hommes; âge moyen de 65 ans; ET = 3.8) ont été recrutés. La perception de la distribution de poids a été évaluée via deux différentes conditions. Dans une première condition, une rétroaction visuelle indiquait différents pourcentages de distribution de poids à exécuter par le participant et il devait par la suite coter sur une ÉVA la distribution de poids qu'il pensait avoir produit. Dans une deuxième condition, il était demandé verbalement au participant de produire différentes distributions de poids et ce dernier devait les exécuter. Des plateformes de force intégrées au siège et au sol ont permis de quantifier la distribution de poids effectuée par le participant. Les résultats ont démontré que les participants jeunes et âgés ont une bonne capacité de percevoir leur distribution de poids ($p \geq 0.34$), avec une erreur absolue moyenne de 6.4% (ET = 1.9). De plus, une bonne association a été trouvée entre la distribution de poids perçue et celle produite (CCI ≥ 0.79).

Keywords: perception of weight-bearing distribution, sit-to-stand, healthy individuals, rehabilitation

6.3 Introduction

Transferring from sitting to the standing position, an effortful task at the lower limbs, is an important prerequisite for the achievement of many functional goals (Shepherd & Koh, 1996). Sit-to-stand motor strategies and weight-bearing distribution have been documented in various populations such as healthy young people (Gilleard, Crosbie, & Smith, 2008; Hesse, Schauer, & Jahnke, 1996) and elderly individuals (Alexander, Schultz, & Warwick, 1991; Ikeda, Schenkman, Riley, & Hodge, 1991), musculoskeletal (Coghlin & McFadyen, 1994) and neurological (Bohannon, 2007; Eng & Chu, 2002; Engardt & Olsson, 1992; Roy, et al., 2006) impaired patients. After a stroke, hemiparetic individuals prefer to rise with more weight on their non paretic foot than on their paretic foot, even though they have the capacity to perform more symmetrically on demand, with visual feedback or by altering their foot position (Roy, et al., 2006). It is not known whether these individuals are aware of their weight-bearing asymmetry or if they perceive it adequately when they perform a functional task.

In fact, although intuitively important for rehabilitation, the studies that have reported data on the perception of weight-bearing distribution during functional tasks are rare (Bohannon & Tinti Wald, 1991; Bohannon & Waters, 1989; Engardt & Olsson, 1992; Schaefer & Bohannon, 1990). Bohannon and Waters (1989) found a mean maximum weight-bearing perception error of 7.7% (SD = 4.8%) in healthy individuals instructed to achieve different target levels of weight-bearing distribution (25%, 50% and 75% of their total body weight through a designated lower extremity) during bilateral upright stance. They did not find any association between age or sex and the perception of weight-bearing distribution. Engardt and Olsson (1992) were the only ones to report on the perception of weight-bearing distribution in a dynamic task (Engardt & Olsson, 1992). Their stroke individuals, required to stand up with equal body weight distribution on each foot, showed a poor association between their own estimation of weight-bearing distribution on a visual analog scale and their actual weight-bearing distribution while rising ($r = 0.36$).

Considering that the patients' body perception is often involved in rehabilitation interventions, as for example when patients are asked to straighten their trunk or their knee, or to put more weight on their paretic foot when standing or doing a sit-to-stand task, it seems important to better document their ability to perceive themselves in different situations. In order to have reference values, however, this ability must first be assessed in young and elderly healthy individuals. Previous studies (e.g.(Li, et al., 2001)) using a dual-task paradigm have revealed that elderly people prioritize their motor performance over the cognitive one, which means that rating their perception (a cognitive task) when performing the sit-to-stand task (a complex motor task) could result in greater errors than those recorded among young individuals.

The first objective of this study, therefore, was to determine whether the weight-bearing distribution can be accurately estimated by healthy individuals while they perform different weight-bearing distributions during sit-to-stand transfer. Second, the results of the two groups of healthy participants were compared to examine the effects of age on the weight-bearing perception. It was hypothesized that a strong and linear association would be found between the weight-bearing perception and the weight-bearing distribution executed by the individuals and that the errors of perception would be slightly higher in the elderly group due to an age-related decline in cognitive and sensorimotor processing.

6.4 Method

6.4.1 Participants

A convenience sample of 31 volunteers participated in this study. The inclusion criteria were: to present no orthopedic, neurological or cardiac problems, to have no pain in the lower extremities or the trunk, to be able to stand up without having to push themselves up with their hands and to be able to sustain a 2-hours period of activity with rest intervals.

The sample was divided into two age groups: the young group (n = 16) included 11 women and 5 men aged between 19 and 46 years, and the elderly group (n = 15), 8 women and 7 men aged between 60 and 71 years. Table 6.1 shows the means and standard deviations of age, height, mass and body mass index (BMI) for each group. The experiment was approved by the local ethics committee and all participants gave written informed consent prior to participating.

Table 6.1 Characteristics of the participants

	YG		EG	
	Mean	SD	Mean	SD
Age (year) *	29.0	8.7	65.0	3.8
Height (m)	1.64	0.07	1.67	0.1
Mass (kg)	68.0	10.5	76.5	17.2
BMI (kg/m ²)	25.1	3.2	27.3	5.0

YG : young adults group, EG : elderly group

* p < 0.001

The sample size calculation was based on the results of Bohannon (1989) and the assumption that a difference of 3.5% between the two groups would be clinically significant. With the significance level of 0.050, using n-Query Advisor 7.0 as software for sample size calculation, the sample size in each of the two groups was set at 15.

6.4.2 Clinical Assessment

6.4.2.1 Physical examination

Before the experiment, the participants were assessed by a physiotherapist. For the young group, only a general health questionnaire comprising questions about the medical status (pain, surgery and other medical conditions) was used. For the elderly group, in addition to

this general health questionnaire, a clinical evaluation was performed. To evaluate balance, participants were asked to maintain unipodal standing for 10 sec. (Berg, 1989). To document their walking speed, a digital stopwatch was used to measure the time taken to cover a 5-m distance; to eliminate the effect of acceleration and deceleration on the time recorded, the participants started walking before and continued to walk beyond the 5-m stretch.

The timed stands test (Csuka & McCarty, 1985) was used to evaluate the functional strength of the lower extremities. The touch-pressure sensitivity was evaluated 1 cm below the external malleolus bilaterally, using 6.65, 5.18, 4.31 and 4.17 calibrated Semmens-Weinstein filaments to determine the sensory level. The proprioception of the ankle was evaluated (sense of movement and sense of position) and the vibration sensitivity was determined with a 128-Hz tuning fork. To verify their ability to perceive different weights, the participants were also asked to place four identical cylinders of different weight in order of increasing weight. Finally, the psychological status of the elderly participants was documented by the Geriatric Depression Scale (Sheikh & Yesavage, 1968). The normal values for these respective tests are as follows: be able to sustain 10 sec. in unilateral stance, be able to walk the 5-m distance in < 5 sec. (speed ≥ 1.0 m/sec.), to execute the timed stand test in ≤ 14.2 sec. (Whitney et al., 2005), to feel the 4.31 calibrated Semmens-Weinstein filaments (Saltzman et al., 2004), to identify correctly $\geq 5/6$ movements and positions of the articulation, to feel the vibration during ≥ 10 sec. (Kokmen, Bossemeyer, Barney, & Williams, 1977; Richardson, 2002) and to score $\leq 5/15$ on the Geriatric Depression Scale (Sheikh & Yesavage, 1968).

6.4.2.2 Muscle strength assessment

A bilateral assessment of the knee extensor strength was performed to quantify the dominant and non-dominant strength difference using a Biodex dynamometer (Biodex Medical Systems, New York, USA), widely recognized as a reliable and valid tool for strength measurements (Taylor, et al., 1991). To assess the maximal static strength of the

knee extensors, the participants sat with the hip in a 60° flexion position. Biodex straps were used to restrain the thigh, pelvis and trunk movements. The axis of the dynamometer was aligned with the axis of rotation of the knee. The angle of the knee was set at 75°, which is close to the angle observed at the knee when the thighs leave the chair during the sit-to-stand, when maximal efforts are generally observed (Kotake, et al., 1993; Roy et al., 2007). After a warm-up period, participants were reminded to avoid explosive contraction and instructed to progressively increase their effort to their maximal strength level for every maximal static contraction. For each test, two trials with less than 10% difference were used, and a mean of the two torque values was calculated to determine the maximal strength. Standardized verbal cues and encouragements were given to each participant during the test. A rest period of 45 sec. was given after each contraction (Bottaro, Russo, & Jaco de Oliveira, 2005).

6.4.3 Laboratory Assessment of the Sit-to-Stand Task

6.4.3.1 Sit-to-stand assessment

A height-adjustable chair without back or armrest, instrumented with four AMTI force plates (MC3A-3-250, Advanced Mechanical Technology, Inc, Newton, Massachusetts) was used to record the forces under each thigh (Nadeau, Desjardins, Briere, Roy, & Gravel, 2008a) during the sit-to-stand tasks. The maximal vertical error of this chair was less than 2% of the full-scale output of 726 N. The chair was fixed to the floor to dissipate any vibration. Two AMTI force plates (OR6-7-1000) embedded in the floor were used to record the forces under each foot. This platform organization allows the weight-bearing distribution to be recorded during the entire task. The seat height was adjusted to a level corresponding to 120% of the subject's leg length. Participants sat on the chair, their seat centered, with each thigh and foot on a force plate and their arms crossed over their chest. The vertical ground reaction forces, collected at 600 Hz, allowed the real weight-bearing distribution executed by the participants to be quantified. The platform signals were also used to provide visual feedback of the participants' weight-bearing distribution during the feedback sit-to-stand task (see below).

6.4.3.2 Spontaneous WB distribution during STS

The participants were required to stand at natural speed in two foot conditions: habitual and symmetric. For the latter condition, the angle of the ankles was fixed at 15° dorsiflexion. Two trials were performed for each condition. These conditions were used to determine the level of weight-bearing asymmetry during sit-to-stand.

6.4.3.3 Evaluation of the perception of WB distribution

Two tasks were used to assess the participants' ability to perceive their weight-bearing distribution during the sit-to-stand; feedback-distribution and verbal-distribution tasks. For the feedback-distribution task, visual feedback representing a specific distribution of weight on the right side was presented to the participants on a screen facing them. A cursor, initially in the lower part of the screen, had to be moved to a target zone which represented a specific weight-bearing distribution unknown to the subject. Participants were asked to maintain the cursor in the target zone while standing up. After completing two successive trials providing the same weight-bearing distribution, participants rated their perceived weight-bearing distribution on a visual analog scale. The imposed weight-bearing percentages, assigned randomly, were 30%, 40%, 50%, 60% and 70% on the right leg. Each weight-bearing condition, comprising two successive trials, was repeated twice randomly. The dependent variable was the score (mean value of each weight-bearing distribution) marked by participants on the visual analog scale provided on a portable computer. Two practice trials corresponding to 30% and 70% of the weight-bearing distribution on the right lower limb were allowed prior to data collection.

For the verbal-distribution task, the assessor verbally asked the participant to stand up from the chair with different weight-bearing distributions (40%, 50%, 60% and 70% of the weight on the right leg). The conditions were presented randomly, as in the feedback-distribution task. The dependent variable was the vertical ground reaction force (mean value) recorded by the force plates.

6.4.4 Data Analysis and Variables

For all tasks, the weight-bearing distribution on each side (mean of two trials), expressed in percent, was determined using the vertical ground reaction forces of the seat and foot averaged over a 1-sec. time interval (from -0.5 sec. before the seat-off event, as defined below, to 0.5 sec. after). This interval was chosen because it covers the largest efforts during the sit-to-stand task (Kotake, et al., 1993; Roy, et al., 2007). Seat-off corresponds to the time when the forces on the seat force plates are null.

For the feedback-distribution task, the absolute differences between the weight-bearing distribution presented to the participants via the target on the screen and the weight-bearing distribution they performed were 6.8% (SD = 4.3%), 5.6 % (SD = 3.7%), 4.1% (SD = 3.5%), 4.5% (SD = 3.4%), and 6.8% (SD = 4.7%) for the 30%, 40%, 50%, 60% and 70% weight levels on the right lower limb, respectively. Consequently, the weight-bearing distributions executed by the participants, instead of those provided by the feedback, were used in the subsequent analyses. A few trials (21/744 or 2.82%) were excluded because the signal from the platforms clearly indicated a difficulty to maintain or reach the required weight-bearing distribution. Since analysis of the data did not show any significant difference between the first and second trials, the mean of two trials was used in the further analyses.

6.4.5 Statistical Analyses

Descriptive statistics were calculated for the demographic data and to summarize the study variables. The normality of the sample, assessed by the Kolmogorov Smirnov test and the equality of variance, by Levene's test, satisfied the conditions for using parametric tests.

The difference between the strength of the dominant and non-dominant knee extensors and the difference between the weight-bearing of the right and left foot in the spontaneous weight distribution sit-to-stand tasks were assessed with paired Student's *t*-tests. A Pearson

correlation coefficient was used to evaluate the level of association between these two parameters (difference in strength and difference in weight-bearing).

Intraclass correlation coefficients (ICC) with a 95% confidence interval were used to evaluate the level of the association between the real weight-bearing distribution on the right side and the perceived weight-bearing as assessed by the visual analog scale in the feedback-distribution task and between the real weight-bearing and the verbal percentage in the verbal-distribution task.

To assess the influence of age on the perceived weight-bearing distribution, absolute errors between the percentages of weight-bearing performed and those scored on the visual analog scale (or verbally asked for the verbal-distribution task) were calculated. For example, in the feedback-distribution task, if the actual weight-bearing distribution was 38% and the visual analog scale score was 40%, the absolute error was 2%. For both the feedback-distribution and the verbal-distribution tasks, a two-way analysis of variance (ANOVA) was used with the absolute errors at each DP level as the repeated factor and with the groups (young and elderly) as the between factor. Finally, paired Student's *t*-tests served to compare the absolute errors between two percentage levels of weight-bearing distribution. For this analysis, the Bonferroni correction was used to adjust the level of significance for the number of comparisons. All statistics were performed with the 13th version of SPSS package software. For all analyses except those corrected for the number of comparisons, the statistical significance level was fixed at 0.05.

6.5 Results

6.5.1 Characteristics of the Elderly Group

For the clinical assessment, all participants had normal values for all the tests. They were able to maintain unipodal standing for 10 sec. Their mean walking speed was 1.25 m/sec.

(SD = 0.15 m/s). Their mean time to complete the Timed Stands Test (Csuka & McCarty, 1985) was 10.85 ± 1.98 sec. The sense of movement was perfect for all individuals (6/6). The participants felt the vibration of the 128-Hz tuning fork for a mean of 12.46 sec. (SD = 2.77 sec.) and participants were able to put the cylinders of different weight in order. Finally, the mean score on the Geriatric Depression Scale was 1/15 (Sheikh & Yesavage, 1968). Thus, all participants scored within these minimal values.

6.5.2 Relation between Knee Extensor Strength and WB distribution during the STS task

The means and standard deviations of the strength of the dominant and the non-dominant side were respectively 179.9 Nm (SD = 41.7 Nm) and 165.6 Nm (SD = 39.2 Nm) for the young group and 146.9 Nm (SD = 47.6 Nm) and 149.6 Nm (SD = 53.6 Nm) for the elderly group. For the young group, the strength of the dominant side was significantly higher than the non-dominant side by 4.8% ($p < 0.001$). For the elderly group, no difference in strength between sides was observed ($p > 0.35$). For the weight-bearing distribution on the right foot during the sit-to-stand, the means and standard deviations for the habitual foot position and symmetrical foot position were respectively 50.7% (SD = 3.3%) and 50.41% (SD = 3.2%) for the young group and 49.9% (SD = 3.8%) and 49.8% (SD = 4.5%) for the elderly group. The Pearson correlation coefficients did not show a significant association between the strength and weight-bearing difference ($r < 0.17$), as presented in figure 6.1 (A and B), p. 85.

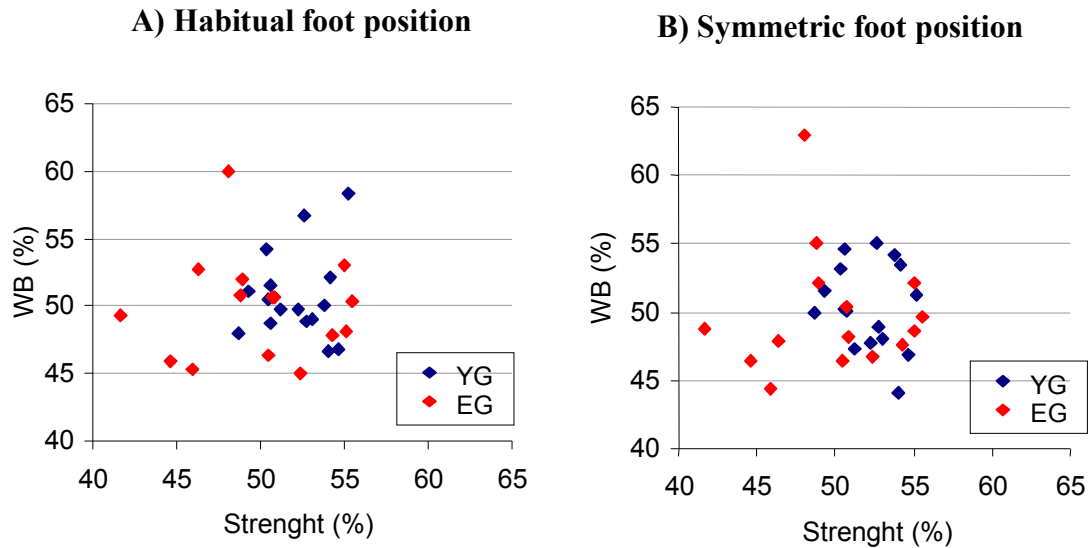


Figure 6.1 Relation between the asymmetry of strength and the asymmetry of WB.

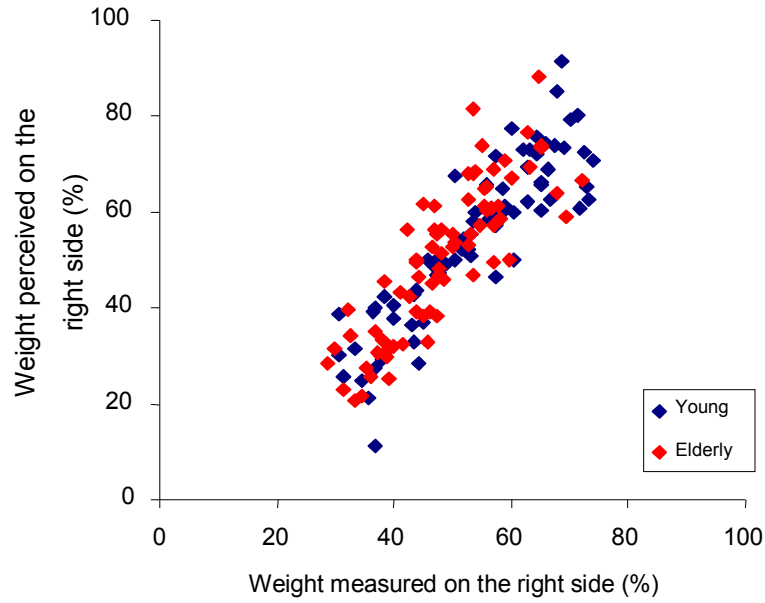
6.5.3 Perception of WB Distribution during STS Tasks

The two-way ANOVAs performed on the absolute errors showed no interaction and no difference between the two groups for the feedback-distribution and verbal-distribution tasks ($p = 0.342$ and $p = 0.736$, respectively); the following results will therefore be the combined data of the two groups. For the feedback-distribution task, the absolute errors were 8.0% (SD = 4.7%), 5.4% (SD = 3.8%), 5.2% (SD = 4.4%), 8.1% (SD = 5.0%) and 9.4% (SD = 6.3%), respectively, for the 30%, 40%, 50%, 60%, and 70% levels. No significant difference was found between the DP levels. For the verbal-distribution task, these errors were 6.4% (SD = 3.9%), 2.9% (SD = 2.1%), 5.0% (SD = 4.1%), and 7.3% (SD = 3.2%) for the 40%, 50%, 60% and 70% levels, respectively. For the verbal-distribution task, significant differences were observed between some of the errors. Indeed, the largest errors were found between 40% weight-bearing on the right side and symmetrical weight-bearing (50%) ($p < 0.001$) and between the symmetrical weight-bearing (50%) and 70% weight-bearing on the right side ($p < 0.001$).

A very good level of association between the scores on the visual analog scale and weight-bearing distribution measured on the force plates was found for the feedback-distribution

task (ICC = 0.79, 95% [CI] = 0.72 to 0.84; figure 6.2 A). For the verbal-distribution task, the level of association was also very good (ICC = 0.85, 95% [CI] = 0.79 to 0.89; figure 6.2 B).

A) Perception of WB distribution in the feedback-distribution task



B) Perception of WB distribution in the verbal-distribution task

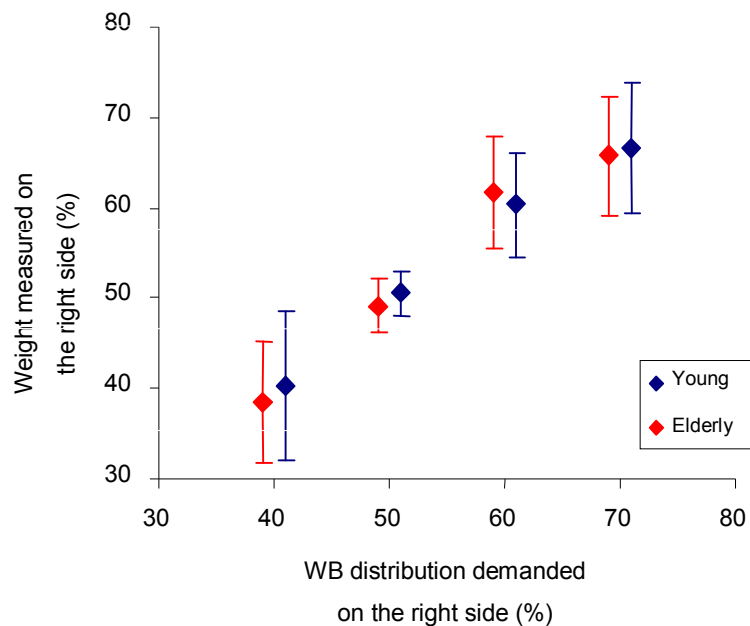


Figure 6.2 Capacity to perceive the weight-bearing distribution

6.6 Discussion

The first objective of this study was to determine whether the weight-bearing distribution can be estimated by healthy individuals while performing different conditions of the sit-to-stand transfer. The second objective was to evaluate the effect of age on this perception. To achieve these objectives, it was relevant to evaluate whether the difference in the knee extensor strength between the dominant and non-dominant sides has an effect on the weight-bearing distribution during sit-to-stand. Indeed, this relation could create a bias in the perception of weight-bearing distribution which could be associated with the difference in strength and not with a wrong perception of the weight-bearing distribution. The very low correlation coefficients ($r < 0.17$) indicated that the difference in strength at the knees is not a factor influencing the weight-bearing distribution in the groups of participants. This is not surprising because the difference in strength and weight-bearing between sides was very low. However, the difference in strength would be an important factor to consider in patient populations known for their asymmetry in strength such as individuals who have had a stroke. Simon and Ferris (2008 and 2009) demonstrated that the difference in strength explains the asymmetry of force production in bilateral isometric maximum voluntary contractions on a leg press machine in healthy and post-stroke hemiparetic individuals (A. M. Simon & Ferris, 2008; Ann M. Simon, et al., 2009). Although this condition is not equivalent to the sit-to-stand transfer, some aspects are common such as the combined hip and knee extension effort and the production of a bilateral linear force.

The participants were good at perceiving their weight-bearing distribution with an ICC higher than 0.79 and no significant difference was found between young and old participants. Although it was the first time a study had ever comprised such an extensive assessment of the perception of the weight-bearing distribution during the sit-to-stand transfer, comparison with previous literature is relevant. Bohannon (Bohannon & Waters, 1989) evaluated the perception of the weight-bearing distribution during a bilateral upright stance and found errors ranging from 3.3% to 7.7%, which is very close to the errors we

found (6% to 9.42%). It may be that the perception of weight-bearing during a dynamic task is as good as that associated with a less complex task.

Bohannon's results were also replicated in terms of the effect of age on weight-bearing perception. The healthy elderly in the present study were able to perceive their weight-bearing distribution as precisely as the young adults. This result could be explained by the very good state of health of the elderly participants in this study and might be different in a population where the healthy elderly participants have some documented cognitive and sensory motor-processing deficits.

The highest level of association found was 0.85 between weight-bearing distribution and perception, which means that the participants were not able to judge their weight-bearing distribution perfectly and that errors therefore exist in the system. The errors can be different in nature. First, the participants might have different references for judging their weight-bearing distribution. For example, some might use their sense of muscular effort whereas others might actually assess the pressure under their feet. Another possible explanation is that the perception ability differed between participants. A study by Dickerson on the perception of effort (Dickerson, Martin, & Chaffin, 2006) showed an inter-subject variability in the perceived response which could be explained by different subjects' characteristics (strength, body structure and sex). In another order of ideas, the literature has shown that many factors can influence body dynamics during the sit-to-stand (Janssen, et al., 2002). The speed of the task, the height of the chair, and the foot positions are among the factors that are important to control. In our study, the position of the participants and the height of the chair were standardized. However, it was impossible to control the speed of execution during the feedback-distribution task because each individual presented a different capacity to reach the target and to maintain the cursor on target during the feedback-distribution task. It could not be excluded that the speed of the sit-to-stand had an impact on the perception of the weight-bearing distribution even though no study has shown it.

Another important finding was the fact that the error in weight-bearing perception was lower for the 50% level than for the other levels of weight-bearing distribution. This supports Bohannon's results during bilateral stance (Bohannon & Waters, 1989), which suggests that it is easier to judge symmetry than asymmetry. For the 50% level, participants probably compared the weight under each foot to evaluate if it was the same or not. However, for the other levels of weight-bearing distribution, they needed to compare and to judge the magnitude of the difference in weight-bearing under each foot to do the task. It is also not excluded that participants formed their opinion by referring to only one side in the asymmetrical condition, which could be less precise than comparing both legs.

6.7 Conclusion

It was found that young and older healthy individuals have a good perception of their weight-bearing distribution during the sit-to-stand task and that a symmetrical weight-bearing distribution is easier for them to judge than asymmetrical positions. Future studies will need to evaluate whether the weight-bearing distribution is also accurate in pathological populations. Inaccurate or wrong perception might be among the factors that influence the success of rehabilitation interventions.

6.8 References

- Alexander, N. B., Schultz, A. B., & Warwick, D. N. (1991) Rising from a chair: effect of age and functional ability on performance biomechanics. *Journal of Gerontology*, 46, M91-M98.
- Berg, K. (1989) Balance and its measure in the elderly: a review. *Physiotherapy Canada*, 41, 240-246.
- Bohannon, R. W. (2007) Knee extension strength and body weight determine sit-to-stand independence after stroke. *Physiotherapy Theory and Practice*, 23, 291-297.
- Bohannon, R. W., & Tinti Wald, D. (1991) Accuracy of weightbearing estimation by stroke versus healthy subjects. *Perceptual and Motor Skills*, 72, 935-941.
- Bohannon, R. W., & Waters, G. (1989) Perception of unilateral lower extremity weightbearing during bilateral upright stance. *Perceptual and Motor Skills*, 69, 875-880.
- Bottaro, M., Russo, A., & Jaco de Oliveira, R. (2005) The effects of rest interval on quadriceps torque during an isokinetic testing protocol in elderly. *Journal of Sports Science and Medicine*, 4, 285-290.
- Coghlin, S. S., & McFadyen, B. J. (1994) Transfer strategies used to rise from a chair in normal and low back pain subjects. *Clinical Biomechanics*, 9, 85-92.
- Csuka, M., & McCarty, D. (1985) Simple method for measurement of lower extremity muscle strength. *American Journal of Medicine*, 78, 77-81.
- Dickerson, C. R., Martin, B. J., & Chaffin, D. B. (2006) The relationship between shoulder torques and the perception of muscular effort in loaded reaches. *Ergonomics*, 49, 1036-1051.

- Eng, J. J., & Chu, K. S. (2002) Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83, 1138-1144.
- Engardt, M., & Olsson, E. (1992) Body weight-bearing while rising and sitting down in patients with stroke. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 24, 67-74.
- Gilleard, W., Crosbie, J., & Smith, R. (2008) Rising to stand from a chair: symmetry, and frontal and transverse plane kinematics and kinetics. *Gait and Posture*, 27, 8-15.
- Hesse, S., Schauer, M., & Jahnke, M. T. (1996) Standing-up in healthy subjects: symmetry of weight distribution and lateral displacement of the centre of mass as related to limb dominance. *Gait and Posture*, 4, 287-292.
- Ikeda, E. R., Schenkman, M. L., Riley, P. O., & Hodge, W. A. (1991) Influence of age on dynamics of rising from a chair. *Physical Therapy*, 71, 473-481.
- Janssen, W. G. M., Bussmann, H. B. J., & Stam, H. J. (2002) Determinants of the sit-to-stand movement: a review. *Physical Therapy*, 82, 866-879.
- Kokmen, E., Bossemeyer, R. W., Jr., Barney, J., & Williams, W. J. (1977) Neurological manifestations of aging. *Journal of Gerontology*, 32, 411-419.
- Kotake, T., Dohi, N., Kajiwara, T., Sumi, N., Koyama, Y., & Miura, T. (1993) An analysis of sit-to-stand movements. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 74, 1095-1099.
- Li, K. Z., Lindenberger, U., Freund, A. M., & Baltes, P. B. (2001) Walking while memorizing: age-related differences in compensatory behavior. *Psychological Science*, 12, 230-237.
- Nadeau, S., Desjardins, P., Briere, A., Roy, G., & Gravel, D. (2008) A chair with a platform setup to measure the forces under each thigh when sitting, rising from a chair and sitting down. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 46, 299-306.

- Richardson, J. K. (2002) The clinical identification of peripheral neuropathy among older persons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83, 1553-1558.
- Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Malouin, F., McFadyen, B. J., & Pottie, F. (2006) The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clinical Biomechanics*, 21, 585-593.
- Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Pottie, F., Malouin, F., & McFadyen, B. J. (2007) Side difference in the hip and knee joint moments during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clinical Biomechanics*, 22, 795-804.
- Saltzman, C. L., Rashid, R., Hayes, A., Fellner, C., Fitzpatrick, D., Klapach, A., Frantz, R., & Hillis, S. L. (2004) 4.5-gram monofilament sensation beneath both first metatarsal heads indicates protective foot sensation in diabetic patients. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 86, 717-723.
- Schaefer, L., & Bohannon, R. W. (1990) Perception of unilateral weightbearing during unilateral and bilateral upright stance. *Perceptual and Motor Skills*, 71, 123-128.
- Sheikh, J. L., & Yesavage, J. A. (1968) Geriatric Depression Scale: recent evidence and development of a shorter version. *Clinical Gerontologist*, 5, 165-173.
- Shepherd, R. B., & Koh, H. P. (1996) Some biomechanical consequences of varying foot placement in sit-to-stand in young women. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 28, 79-88.
- Simon, A. M., & Ferris, D. P. (2008) Lower limb force production and bilateral force asymmetries are based on sense of effort. *Experimental Brain Research*, 187, 129-138.
- Simon, A. M., Kelly, B. M., & Ferris, D. P. (2009) Sense of effort determines lower limb force production during dynamic movement in individuals with poststroke hemiparesis. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23, 811-818.

- Taylor, N., Sanders, R., Howick, E., & Stanley, S. (1991) Static and dynamic assessment of the Biodex dynamometer. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 62, 180-188.
- Whitney, S. L., Wrisley, D. M., Marchetti, G. F., Gee, M. A., Redfern, M. S., & Furman, J. M. (2005) Clinical measurement of sit-to-stand performance in people with balance disorders: validity of data for the Five-Times-Sit-to-Stand Test. *Physical Therapy*, 85, 1034-1045.

Chapitre 7: Résultats complémentaires

La première partie de cette section présente des résultats complémentaires en liens avec l'objectif #7 du mémoire qui visait à comparer les erreurs (brutes et absolues) de perception de la DP lors du PAD entre les différents niveaux d'asymétrie de DP. Étant donné que les erreurs absolues sont présentées dans l'article 2, seules les erreurs brutes sont présentées dans cette section. Une deuxième section compare les erreurs (brutes et absolues) entre les deux conditions d'exécution du PAD (**DPprod** vs **DPperc**) et de production de force (**Fprod** vs **Fperc**).

7.1 Erreurs brutes de perception de la DP

Les ANOVAs ont démontré qu'il n'y avait aucune différence significative entre les groupes d'âge ($p \geq 0.113$) pour les erreurs brutes et ceci pour les deux conditions de perception (**DPperc** et **DPprod**). Les erreurs brutes des deux groupes ont donc été jumelées pour les analyses subséquentes. Pour ce qui est des niveaux de DP, l'ANOVA était significative et les comparaisons (tests de t) deux à deux des niveaux ont montré que les erreurs brutes à 30% et 40% étaient différentes de tous les autres niveaux (tableau 7.1, p.95). Le signe des erreurs brutes révèlent que pour les niveaux 30 et 40%, les participants sous-estiment la DP réalisée alors que pour les niveaux de 50, 60 et 70%, ils surestiment la DP réalisée. Pour la condition **DPprod**, seul le niveau à 70% de DP diffère de tous les autres. La valeur positive indique aussi à une surestimation de la DP réalisée.

Tableau 7.1 Erreurs brutes de perception de DP

Niveaux de DP	Erreurs brutes (%)	
	DPperc	DPprod
	Moyenne (E.T.)	Moyenne (E.T.)
30%	-5,7 (7,1) *	Non évalué
40%	-1,4 (6,5) *	0,8 (6,2)
50%	3,1 (6,0)	0,1 (2,5)
60%	5,6 (7,4)	-1,2 (5,2)
70%	5,7 (9,4)	4,0 (6,0) *

* différence significative entre ce niveau de DP et tous les autres niveaux de la même condition

7.2 Comparaison des erreurs entre les conditions

Les erreurs (absolues et brutes) obtenues lors des deux conditions du PAD et de production de force ont été comparées afin de déterminer si les erreurs différaient entre les deux conditions (**DPperc** et **DPprod** ainsi que **Fperc** et **Fprod**) pour un niveau de DP ou de force.

Pour le PAD, l'ANOVA à deux voies sur mesures appariées (conditions et niveaux) a révélé une interaction (conditions * niveaux) pour les deux types d'erreurs. Ainsi, les conditions ont été comparées deux à deux pour chaque niveau de DP en utilisant des tests de *t* sur mesures appariées (avec l'ajustement de Bonferonni). Les résultats ont indiqué que les erreurs brutes étaient différentes pour les niveaux 50% et 60% ($p < 0,0125$). Pour les erreurs absolues, seules les erreurs au niveau 50% ($p < 0,013$) différaient entre les conditions de PAD avec une valeur d'erreur plus élevée pour la **DPperc** (5,4 vs 2,9%).

Dans les conditions liées à la perception de la force musculaire (**Fperc** et **Fprod**), les deux types d'erreurs (absolues et brutes) différaient entre les conditions pour le niveau 70% ($p < 0,005$). Ces erreurs étaient plus élevées pour la condition **Fprod** (absolues : 19,4 % vs 11,45 % ; brutes 15,4 % vs 8,15 % respectivement pour les conditions **Fprod** et **Fperc**).

Chapitre 8 : Discussion

Les objectifs principaux de ce mémoire étaient de déterminer la capacité de perception de la force musculaire statique produite par les extenseurs du genou, de déterminer la capacité de perception de la DP lors du PAD et finalement, d'évaluer l'influence de l'âge sur la capacité de perception de la force et de la DP.

Dans la première partie de la discussion, les principaux résultats reliés aux différents objectifs spécifiques seront résumés et discutés. Dans la deuxième section, les implications des connaissances relatives à la perception de la force et de la DP seront mentionnées. Finalement, les limites de l'étude seront exposées dans la troisième section.

8.1 Principaux résultats

Cette section est divisée en sept parties selon les objectifs et hypothèses posés précédemment dans l'introduction de ce mémoire. Les quatre premiers points portent sur la perception de la force musculaire alors que les suivants concernent des éléments reliés à la perception de la DP.

8.1.1 Quantification des erreurs de perception de la force musculaire des extenseurs du genou

L'hypothèse de départ, stipulant que les erreurs exprimeraient une surestimation de la force produite, a été confirmée par les résultats des présentes études. En effet, tel que démontré dans le premier article présenté dans ce mémoire, les erreurs brutes ont démontré que les sujets jeunes et âgés surestiment la force produite et ce, dans les deux tâches (**Fperc** et **Fprod**). Cependant, contrairement à ce qu'il était attendu, les hauts niveaux de force ont été les plus surestimés avec des erreurs statistiquement plus élevées que les bas niveaux de force (< 50% CVM). Ces résultats concordent avec ceux d'autres auteurs qui révèlent que

la force perçue augmente de façon accélérée avec la force produite par le muscle (Eisler, 1962; Danny M. Pincivero, et al., 2003; J. C. Stevens & Cain, 1970; J. C. Stevens & Mack, 1959). Il semble donc que l'utilisation d'une échelle continue telle que l'ÉVA ne redonne pas une linéarité à la relation entre la force produite et celle perçue tel que supposé par d'autres auteurs (Timmons et al. 2009).

L'amplitude des erreurs absolues et des erreurs brutes de perception était plus élevée lors de la condition **Fprod** que lors de la condition **Fperc**, particulièrement pour le niveau de force de 70% ($p < 0.01$). D'autres auteurs, utilisant ces deux paradigmes pour évaluer la perception de la force, ont également observé ce phénomène et l'ont expliqué par l'effet de régression (Eisler, 1962). Celui-ci indique que les personnes ont tendance à diminuer l'étendue de la variable dont ils ont le contrôle (la cotation sur l'ÉVA pour la condition **Fperc** et la force produite pour la condition **Fprod**). Considérant que lors de la condition **Fperc**, les participants surestiment la force produite, l'effet de régression diminue l'erreur de perception puisque les participants auront tendance à coter plus bas que ce qu'ils ressentent réellement. De façon opposée, lors de la condition **Fprod**, l'effet de régression augmente l'erreur de perception puisque les participants auront tendance à produire de plus petites forces que ce qu'ils voudraient produire. Cet effet pourrait expliquer en partie les erreurs brutes entre les deux tâches.

Une autre hypothèse permettant d'expliquer les différences des erreurs entre les deux tâches est que la condition **Fperc** n'est pas parfaitement équivalente à la condition **Fprod**. En effet, lors de la condition **Fperc**, les participants doivent atteindre une cible à l'écran avec un curseur répondant à la force produite par le groupe de muscles. Cette rétroaction visuelle, répondant au changement d'intensité de force, pourrait servir de référence supplémentaire et être utilisée par les participants afin de mieux percevoir les changements de niveaux de force produite et ainsi réduire les erreurs brutes de perception comparativement à la condition **Fprod** où aucune rétroaction ne permet d'apprécier la force produite par le muscle lors de la contraction.

En termes de précision de la perception, les erreurs absolues lors de la condition **Fprod** étaient plus petites pour les bas niveaux de force (< 50% CVM) alors qu'il n'y avait pas d'effet du niveau de force pour la condition **Fperc**. Les erreurs absolues n'ont jamais été rapportées dans les études antérieures. Ce type d'erreur est intéressant afin de juger de la précision avec laquelle les individus perçoivent leur force musculaire. Par exemple, si un participant a surestimé de 5% la force produite et qu'un autre l'a sous estimée de 5%, la moyenne des erreurs brutes est de 0%, indiquant une perception parfaite alors que la moyenne des erreurs absolues révèle que les données perçues et produites diffèrent de 5%. L'erreur absolue apporte donc un aspect complémentaire relatif à la précision des erreurs peu importe la direction de celles-ci. En résumé, pour la condition d'estimation de force (**Fperc**), la précision de la perception est la même à travers tous les niveaux de force. Toutefois, les participants ont montré une tendance à surestimer les hauts niveaux de force alors que pour les bas niveaux de force, le comportement était variable (certains participants sous-estimaient alors que d'autres surestimaient). Dans la tâche d'une production de force (**Fprod**), le niveau 40% a été perçu avec plus de précision que les autres niveaux de force.

8.1.2 Comparaison des erreurs de perception entre les groupes

Lorsque les erreurs brutes sont comparées, aucune différence significative n'est notée entre les groupes jeune et âgé excepté pour le niveau de force 70% CVM dans la condition **Fperc**. Il semble donc que les participants jeunes aient tendance à surestimer davantage ce haut niveau de force que ceux âgés. Cette observation est contraire à nos attentes. Une des raisons pouvant expliquer ce résultat est la différence de force maximale des extenseurs du genou entre les deux groupes. En effet, le groupe jeune a présenté une force significativement plus élevée en extension du genou que le groupe âgé (215.8Nm \pm 61.2Nm versus 152.1 Nm \pm 47.9 Nm respectivement). Ils ont donc pu percevoir ce haut niveau de force plus difficile à exécuter puisqu'il représente une force absolue plus grande que le groupe âgé. Cette force absolue plus grande, sollicitant davantage les afférences sensibles périphériques (organes tendineux de Golgi), pourrait expliquer la différence de

perception entre les deux groupes à ce niveau de force. Cette hypothèse est supportée par une étude de Dickerson qui a démontré que les individus les plus forts cotaient des niveaux plus élevés de perception lors de soulèvement de charge (Dickerson, et al., 2006).

Lorsque les erreurs absolues sont comparées entre les groupes de participants, aucune différence significative n'est notée entre les participants jeunes et âgés. Ainsi, contrairement à notre hypothèse de départ, il semble que l'âge n'affecte pas la précision avec laquelle la force musculaire est perçue. Cette absence de différence entre les deux groupes a été discutée dans l'article 1 et pourrait résulter, entre autres, de l'excellent état de santé des participants âgés à l'étude. Les données regroupées (jeunes et âgés) ont démontré que lors de la production d'une force (**F_{prod}**), les sujets sains perçoivent la force musculaire avec des erreurs absolues de 16,3 % alors que pour la perception d'une force (**F_{perc}**), elles sont de 12,5 %.

8.1.3 Effet d'une référence sensori-motrice

Tel qu'attendu, l'ajout d'une référence sensori-motrice à 50% CVM a réduit les erreurs brutes et absolues pour le niveau de force de 70% CVM. Ce résultat indique que la référence peut être intégrée par les individus afin de corriger leurs erreurs de perception de la force musculaire et il a été discuté dans l'article 1. Il serait intéressant de comparer ces résultats à ceux de patients présentant des déficits sensori-moteurs tels qu'après un accident vasculaire cérébral afin de vérifier si ceux-ci ont aussi la capacité d'intégration de la référence pour corriger leurs erreurs de perception.

8.1.4 Effet d'une contraction simultanée

La contraction ipsilatérale simultanée des muscles de la préhension de la main et des extenseurs du genou a eu un impact positif sur la performance des participants. En effet, les erreurs absolues de perception de la force musculaire au genou à 70% CVM ont diminué de 10,6 % pour le couple (main%-genou%) 70%-70% et de 11,2 % pour le couple 40-70 %.

Les diminutions correspondantes pour les erreurs étaient de 16,9 % et de 15,6%. Ces résultats indiquent que la contraction simultanée des muscles de la préhension de la main agit comme une référence sensori-motrice utile afin de juger la perception de la force musculaire au genou. Quelques points peuvent être considérés pour expliquer ce phénomène. Premièrement, la contraction à la main pourrait être utilisée par les participants pour comparer le niveau de force produit à la main avec celui produit au genou. Cela impliquerait que la perception de la force des muscles de la préhension est précise et linéairement associée à la force produite. Cependant, Steven and Mack (1959) ont démontré qu'une relation de puissance existait entre la force produite et celle perçue pour ce groupe de muscles (J. C. Stevens & Mack, 1959). Deuxièmement, la contraction simultanée main-genou pourrait impliquer une commande centrale (sens de l'effort) plus importante qu'une simple contraction musculaire. Cela pourrait expliquer l'augmentation de la force produite au genou dans la contraction simultanée comparativement à celle produite dans la contraction simple du genou et donc la diminution des erreurs. Finalement, les observations issues des travaux utilisant un bruit de base pour améliorer la détection d'un stimulus sensoriel (résonance stochastique)(Moss, Ward, & Sannita, 2004) pourrait aussi expliquer l'augmentation de la précision de force lors d'une contraction simultanée. Par exemple, il a été démontré que l'ajout d'un bruit auditif (i.e. white noise) diminue le seuil sensoriel vibratoire par rapport à la condition sans bruit ($p < 0.001$) (Lugo, Doti, & Faubert, 2008). Les mêmes auteurs ont également démontré que cette observation pouvait s'étendre à plusieurs systèmes sensoriels tels que la vision et la proprioception. Ainsi, dans la présente étude, il pourrait être avancé que la contraction simultanée des muscles de la préhension agirait comme 'bruit de fond', ce qui entraînerait une meilleure détection du niveau de force produit par les muscles extenseurs du genou. Des études ultérieures incluant plus de conditions sont nécessaires pour préciser les mécanismes associés aux données obtenues. Qui plus est, il serait intéressant de déterminer si d'autres segments (comme le pied) augmenteraient également la précision de la perception ou si cet effet est spécifique à la main. Il est possible que la représentation de la main au niveau du cerveau (Bear, Connors, & Paradiso, 2002) conduise à une meilleure précision de la perception de la force produite.

8.1.5 Quantification des erreurs de perception de la DP

L'hypothèse de départ stipulant qu'il y aurait une association élevée et linéaire entre la perception de la DP et la DP réalisée par les participants lors du PAD a été confirmée. En effet, les CCI sont supérieurs à 0,79 pour les deux groupes à travers les deux différentes tâches. Ce qui dénote selon Portney et Watkins une bonne association (Portney & Watkins, 2000).

En ce qui concerne les erreurs absolues de perception, celles recueillies dans notre étude (6% à 9,4%) sont très près de celles trouvées dans une étude de Bohannon (Bohannon & Waters, 1989) lors d'une tâche de station debout (3,3% à 7,7%). Il semble donc que la perception de la DP lors d'une tâche dynamique soit semblable à celle lors d'une tâche statique. Les hypothèses expliquant les raisons possibles pour lesquelles la perception n'est pas parfaite sont exposées dans la discussion du deuxième article de ce mémoire à la section 5.6. Pour les erreurs brutes, de façon globale, lorsque tous les niveaux de DP sont confondus, il est impossible de statuer sur une quelconque surestimation ou sous-estimation puisqu'elles se situent très près de 0. Cependant, lorsqu'on regarde le comportement des participants pour chaque niveau de DP, il est noté qu'il y a une tendance à sous-estimer le poids sous le membre inférieur droit lors des conditions où il y a plus de poids à gauche (30% et 40%) et qu'ils ont tendances à surestimer le poids sous le membre inférieur droit lors des conditions où il y a plus de poids à droite (60% et 70%). Cette observation sera discutée en détails dans la section 8.1.7.

8.1.6 Comparaison des erreurs de perception entre les groupes

Aucune différence significative n'a été relevée entre les deux groupes d'âge et ce, pour les deux types d'erreur invalidant notre hypothèse. Ainsi, les participants jeunes et âgés ont la même capacité de percevoir leur DP lors du PAD. Cette observation avait également été mise en lumière par Bohannon lors d'une tâche debout statique (Bohannon & Waters, 1989). Encore une fois, comme il a été discuté dans la section sur la perception de la force

musculaire, l'excellent état de santé des participants âgés pourraient expliquer l'absence de différence entre les groupes. Une population avec des déficits cognitifs et sensori-moteurs documentés auraient possiblement pu résulter à des résultats différents. Il était important de documenter l'effet de l'âge sur la perception de la DP afin de pouvoir mieux expliquer le comportement des patients hémiparétiques, souvent âgés (Brière, et al., 2010).

8.1.7 Erreurs de perception à travers les différents pourcentages de DP

Les erreurs absolues de perception étaient plus petites pour le niveau de DP 50% comparativement aux autres niveaux de DP. Ces résultats supportent ceux de Bohannon lors d'une tâche statique debout (Bohannon & Waters, 1989), suggérant ainsi qu'il est plus facile de juger la symétrie que l'asymétrie. La principale hypothèse pouvant expliquer cette observation est que lors d'une DP symétrique, les participants comparent probablement le poids sous chacun des pieds afin d'évaluer s'il est le même ou s'il est différent, s'ils jugent qu'il est le même, ils n'ont qu'à cocher 50% sur l'ÉVA, sans réfléchir davantage. Cependant, lors d'une condition asymétrique, les participants doivent premièrement comparer le poids sous chacun des pieds afin d'évaluer s'il est le même ou non et par la suite, s'ils jugent qu'il est différent, ils doivent quantifier cette différence notée sous chacun des pieds. La quantification de DP serait alors plus complexe lors d'une tâche asymétrique. Toutefois, cette explication suppose que les individus comparent la DP des deux membres inférieurs et qu'ils ne portent donc pas leur jugement sur la DP sous un seul membre inférieur.

En comparant les erreurs brutes à travers les différents niveaux de DP, ils semblent que les participants aient tendance à surestimer le poids sous le membre inférieur où il y a le plus de poids. Par exemple, lorsqu'il est demandé de produire une DP de 70% à droite, les participants effectuent en moyenne une DP de 66% alors que lorsqu'il est demandé de produire une DP de 30% à droite (donc 70% du poids à gauche), les participants effectuent en moyenne une DP de 39,2 % (donc 60,8% du poids à gauche). De la même façon, lorsqu'il est demandé de coter sur l'ÉVA la DP effectuée, les erreurs brutes démontrent une

surestimation de la DP effectuée pour les niveaux 60% et 70% alors qu'elles démontrent une sous-estimation de la DP effectuée pour les niveaux 30% et 40%. Selon ces résultats, une constance dans le comportement des sujets à travers les niveaux de DP peut être notée, c'est-à-dire qu'ils surestiment le poids sur la jambe supportant le plus de poids. Comme la consigne était de juger le poids supporté par la jambe droite, il en résulte une sous-estimation lors des conditions de DP plus petit que 50%.

8.1.8 Constat sur la capacité de perception de la force comparativement à la capacité de perception de la DP

Lorsqu'on met en relation les deux articles présentés dans ce mémoire, les résultats démontrent que chez les personnes saines, la perception de la DP est plus précise que la perception de la force musculaire. Cette observation peut être expliquée par le fait que la perception de la DP soit probablement basée sur plusieurs phénomènes sensoriels. Comme discuté dans la recension des écrits, bien qu'aucune littérature ne soit disponible à ce sujet, il pourrait être supposé que cette perception soit basée sur la perception de la force musculaire aux membres inférieurs, sur les afférences périphériques sensorielles sous les pieds, sur les différentes afférences proprioceptives ainsi que sur la vision. Contrairement au processus de perception de la force musculaire qui est probablement basé sur des phénomènes sensoriels beaucoup plus restreints provenant essentiellement du muscle et des efférences centrales déployées vers le muscle. En effet, en se basant sur le modèle neurophysiologique de Cafarelli, la perception de la force serait dépendante de trois mécanismes dont les efférences centrales, les afférences périphériques, et une combinaison des efférences centrales et périphériques pour permettre d'ajuster notre perception suite à l'exécution de la tâche (Cafarelli, 1982).

8.2 Implication sur les connaissances et la pratique clinique

Le premier article apporte de nouvelles connaissances sur la perception de la force chez les individus en santé. En effet, la quantification des erreurs de perception lors d'une contraction unilatérale et l'influence de l'âge sur la perception de la force n'avaient jamais été présentées dans la littérature. De plus, l'effet d'une référence sensori-motrice et d'une contraction simultanée sur la perception de la force contribue à de nouvelles connaissances dans la littérature. Ces résultats, en plus de contribuer à l'avancement des connaissances dans le domaine de la psychophysique, pourront servir de données comparatives pour différentes clientèles pathologiques. Comme abordé précédemment dans l'introduction de ce mémoire, la perception de la force pourrait être reliée à l'altération de la performance motrice chez les sujets présentant des déficiences sensori-motrices aux membres inférieurs (Milot, Nadeau, Gravel, & Requiao, 2006). La quantification de cette capacité chez les individus en santé est donc nécessaire afin d'identifier des déficits potentiels chez ces différentes clientèles. De plus, les résultats démontrant que les personnes en santé sont capables de diminuer leurs erreurs de perception suite à une référence ou encore suite à une contraction simultanée des muscles de la préhension sont très intéressants pour établir les bases de traitement chez les clientèles pouvant présenter des erreurs de perception plus élevées que les individus en santé.

Le second article apporte de nouvelles connaissances sur la capacité des individus en santé de juger de leur DP. En effet, la quantification de la perception de la DP n'avait jamais été effectuée lors d'une tâche dynamique telle que le PAD. Ces résultats sont très utiles pour interpréter les déficits perceptuels des patients hémiparétiques. À ce titre, les données des participants sains ont servi de données comparatives dans un article déjà accepté dans *Stroke*, qui sera publié en août 2010 (Brière, et al., 2010). Cet article met en lumière les déficits perceptuels des patients hémiparétiques en identifiant que ces derniers présentent des erreurs de perception de DP plus élevées que les participants sains. L'identification de ce déficit est très pertinente pour la pratique clinique. En effet, le PAD est une tâche qu'on entraîne énormément en période de réadaptation. Lors de l'entraînement, on demande

souvent aux patients de se lever de façon symétrique, en mettant le même poids sous les deux jambes par l'intermédiaire de balances sous chacun des pieds. L'incapacité ou le manque de précision de ces patients à juger de leur DP pourrait être un facteur explicatif de l'asymétrie récurrente malgré l'entraînement. La suite des travaux est de tenter d'expliquer les erreurs de perception élevées chez cette clientèle en identifiant les mécanismes régissant cette perception.

Comme on peut le constater, le contenu des deux articles est étroitement relié. En effet, il est supposé que la perception de la force produite aux membres inférieurs pourrait être un des mécanismes régissant la perception de la DP. Les études futures permettront d'infirmer ou de confirmer cette hypothèse.

8.3 Limites de l'étude

Concernant le premier article portant sur la perception de la force musculaire, une des limites de l'étude est le manque de niveau de % CVM évalués lors des différentes conditions. En effet, dans les conditions effectuées avec le sous groupe (Fperc avec une référence et Fprod lors de contractions simultanées), seulement les niveaux 20%, 40% et 70% CVM ont été évalués. Cela limite l'interprétation de l'effet d'une référence sensori-motrice et des contractions simultanées sur la capacité de perception de la force. Bien que les résultats aient démontré que ces conditions diminuaient les erreurs de perception à 70% CVM, il aurait été pertinent de vérifier si cet effet était également observable pour des niveaux de force supérieurs (80% et 90% CVM).

Une seconde limite concernant cet article est le fait que les tâches aient toujours été effectuées dans le même ordre. En effet, bien que les niveaux de force à produire aient été randomisés, les différentes conditions ont toujours été effectuées dans le même ordre pour tous les candidats. Par exemple, la contraction simultanée a été toujours effectuée après la production de force simple. Il serait surprenant qu'un apprentissage quelconque ait résulté de ce choix méthodologique puisque les participants n'étaient jamais au courant de la réussite ou non de la tâche. Les études sur l'apprentissage moteur démontrent que

l'apprentissage est optimisé par la prise de conscience de l'échec ou de la réussite de la tâche (van der Helden, Boksem, & Blom, 2010). Comme dans notre étude, aucune condition ne révélait le succès de la tâche, probablement que cette méthode n'a pas biaisé nos résultats.

Concernant le deuxième article portant sur la perception de la DP lors du PAD, une des limites de l'étude pourrait être une différence de la vitesse d'exécution du PAD entre les participants lors de la tâche **DPperc**. En effet, il a été impossible de contrôler la vitesse de lever des participants puisque chacun présentait une capacité différente à atteindre la cible et à la maintenir en exécutant le PAD. Bien qu'aucune étude ne porte sur le sujet dans la littérature, il n'est pas exclu que la vitesse d'exécution du PAD pourrait influencer la perception de la DP. Une deuxième limite pourrait être le fait que les participants aient jugé leur DP lorsqu'ils étaient assis sur la chaise avant de se lever ou encore lorsqu'ils sont levés en position debout après le PAD, donc dans une période statique et non dynamique comme on leur demandait. En effet, l'objectif de l'article étant de déterminer si les individus pouvaient percevoir leur DP lors du PAD, il était très important que ces derniers jugent de leur DP au moment où il décolle les fesses du siège et non seulement avant d'amorcer le mouvement. Cette limite a été contrôlée via des directives très claires mais rien ne peut assurer que les participants aient respecté cette consigne. Une analyse des données en position assise, juste avant le levé, pourrait permettre de répondre à cette interrogation.

Chapitre 9: Conclusion

Dans cette étude, la capacité de perception de la force musculaire et de la distribution de poids lors de tâches simples et complexes a été évaluée chez 31 individus en santé de deux groupes d'âges (< 50 ans et > 60 ans). Peu d'études ont quantifié la précision avec laquelle les individus en santé ont la capacité de percevoir leur production de force musculaire et encore plus rares sont celles portant sur la perception de la DP. Ces informations sur la capacité de perception des individus en santé à percevoir leurs mouvements pourront être utilisées pour interpréter les résultats des patients et pourraient permettre de proposer des pistes de traitements novateurs.

La première étude présentée dans ce mémoire, portant sur la perception de la force musculaire, a permis de quantifier les erreurs de perception de la force musculaire lors d'une contraction statique des extenseurs du genou et de déterminer quelques facteurs influençant cette perception. En effet, les résultats démontrent que les niveaux de CVM ainsi que les différentes méthodes d'évaluation de la perception de la force (estimation d'une force vs production d'une force) influence les erreurs de perception des participants sains, jeunes et âgés. Contrairement à ce qu'il était attendu, l'âge ne semble pas être un facteur influençant la perception de la force musculaire, excepté pour le niveau de force 70% CVM dans la tâche **Fperc**. Il a également été établi qu'une référence sensori-motrice à 50% CVM ainsi qu'une contraction simultanée des muscles de préhension de la main réduisaient grandement les erreurs de perception de la force produite par les extenseurs du genou. La deuxième étude présentée dans ce mémoire, portant sur la perception de la DP, a démontré que les individus sains, jeunes et âgés, ont la capacité de percevoir de façon relativement précise leur DP lorsqu'ils réalisent le PAD mais qu'ils ont tendance à surestimer légèrement le poids sous le membre inférieur supportant le plus de mise en charge. Il a également été mis en lumière que la DP symétrique est plus facile à juger que les DP asymétriques et que l'âge n'influait pas la perception de la DP.

En conclusion, les deux études présentées dans ce mémoire contribuent à approfondir les connaissances relatives à la perception de la force et de la distribution du poids chez les individus en santé, jeunes et âgés. Ces résultats pourront servir de données comparatives pour les études avec les personnes présentant différents déficits sensori-moteurs tels que ceux observés chez la clientèle hémiparétique. En effet, des biais dans la perception pourraient être l'un des facteurs influençant le succès des interventions de réadaptation. Des études futures chez les patients hémiparétiques et d'autres populations sont nécessaires afin d'évaluer l'impact des capacités de perception de la force et de la DP sur différentes tâches fonctionnelles telles que la marche et le PAD.

Chapitre 10 : Bibliographie

- Alexander, N. B., Schultz, A. B., & Warwick, D. N. (1991). Rising from a chair : effect of age and functional ability on performance biomechanics. *Journal of Gerontology*, 46, M91-M98.
- Bartley, S. H. (1970). The homeostatic and comfort perceptual systems. *Journal of Psychology*, 75, 157-162.
- Bear, M. F., Connors, B. W., & Paradiso, M. A. (2002). *Neurosciences : À la découverte du cerveau*. Baltimore: Groupe Liaisons S.A.
- Berg, K. (1989). Balance and its measure in the elderly : A review. *Physiotherapy Canada*, 41, 240-246.
- Bertrand, A. M. (2004). *Perception et contrôle de la force produite par les membres supérieurs des personnes hémiparétiques à la suite d'un accident vasculaire cérébral.*, Université de Montréal, Montréal.
- Bertrand, A. M., Mercier, C., Shun, P. L. W., Bourbonnais, D., & Desrosiers, J. (2004). Effects of Weakness on Symmetrical Bilateral Grip Force Exertion in Subjects with Hemiparesis. *Journal of Neurophysiology*, 91(4), 1579-1585.
- Bohannon, R. W. (2007). Knee extension strength and body weight determine sit-to-stand independence after stroke. *Physiotherapy Theory and Practice*, 23(5), 291-297.
- Bohannon, R. W., & Schaefer, L. (1990). Perception of unilateral weightbearing during unilateral and bilateral upright stance. *Perceptual and Motor Skills*, 71, 123-128.
- Bohannon, R. W., & Tinti Wald, D. (1991). Accuracy of weightbearing estimation by stroke versus healthy subjects. *Perceptual and Motor Skills*, 72, 935-941.
- Bohannon, R. W., & Waters, G. (1989). Perception of unilateral lower extremity weightbearing during bilateral upright stance. *Perceptual and Motor Skills*, 69(3 I), 875-880.
- Borg, G. (1970). Perceived exertion as an indicator of somatic stress. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 2, 92-98.
- Borg, G. V., & Noble, B. (1974). *Perceived exertion*. New York: Academic Press.

- Bottaro, M., Russo, A., & Jaco de Oliveira, R. (2005). The effects of rest interval on quadriceps torque during an isokinetic testing protocol in elderly. *Journal of Sports Science and Medicine, 4*, 285-290.
- Brière, A., Lauzière, S., Gravel, D., & Nadeau, S. (2010). Perception of weight-bearing distribution during sit-to-stand tasks in hemiparetic and healthy individuals. *Stroke, XX*, XX.
- Cafarelli, E. (1982). Peripheral contributions to the perception of effort. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 14*(5), 382-389.
- Cafarelli, E., & Bigland-Ritchie, B. (1979). Sensation of static force in muscles of different length. *Experimental Neurology, 65*, 511-525.
- Cain, W. S., & Stevens, J. C. (1973). Constant-effort contractions related to the electromyogram. *Medicine & Science in Sports, 5*(2), 121-127.
- Carson, R. G., Riek, S., & Shahbazzpour, N. (2002). Central and peripheral mediation of human force sensation following eccentric or concentric contractions. *Journal of Physiology, 539*(Pt 3), 913-925.
- Coghlin, S. S., & McFadyen, B. J. (1994). Transfer strategies used to rise from a chair in normal and low back pain subjects. *Clinical Biomechanics, 9*(2), 85-92.
- Cooper, D. F., Grimby, G., Jones, D. A., & Edwards, R. H. T. (1979). Perception of Effort in Isometric and Dynamic Muscular Contraction. *European Journal of Applied Physiology, 41*, 173-180.
- Coquart, J. B. J., & Garcin, M. (2007). Validity and reliability of perceptually-based scales during exhausting runs in trained male runners. *Perceptual & Motor Skills, 104*(1), 254-266.
- Csuka, M., & McCarty, D. (1985). Simple method for measurement of lower extremity muscle strength. *American Journal of Medicine, 78*(1), 77-81.
- Dickerson, C. R., Martin, B. J., & Chaffin, D. B. (2006). The relationship between shoulder torques and the perception of muscular effort in loaded reaches. *Ergonomics, 49*(11), 1036-1051.
- Eason, R. (1959). The surface electromyogram (EMG) gauges subjective effort. *Perceptual and Motor Skills, 9*, 359-361.

- Eisler, H. (1962). Subjective scale of force for a large muscle group. *Journal of Experimental Psychology*, 64, 253-257.
- Eng, J. J., & Chu, K. S. (2002). Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(8), 1138-1144.
- Engardt, M. (1994). Long term effects of auditory feedback training on relearned symmetrical body weight distribution in stroke patients. A follow-up study. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 26(2), 65-69.
- Engardt, M., & Olsson, E. (1992). Body weight-bearing while rising and sitting down in patients with stroke. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 24(2), 67-74.
- Eston, R. G., & Williams, J. G. (1988). Reliability of ratings of perceived effort regulation of exercise intensity. *British Journal of Sports Medicine*, 22(4), 153-155.
- Fechner, G. T. (1860). *Elemente der Psychophysik* (Vol. 1). New York: Holt, Rinehart, and Winston.
- Fleury, M., Bard, C., Teasdale, N., Paillard, J., Cole, J., Lajoie, Y., et al. (1995). Weight judgment: The discrimination capacity of a deafferented subject. *Brain*, 118(5), 1149-1156.
- Gandevia, S. C., & McCloskey, D. I. (1977). Changes in motor commands, as shown by changes in perceived heaviness, during partial curarization and peripheral anaesthesia in man. *Journal of Physiology*, 272(3), 673-689.
- Gandevia, S. C., & McCloskey, D. I. (1977b). Sensations of heaviness. *Brain*, 100, 345-354.
- Gilleard, W., Crosbie, J., & Smith, R. (2008). Rising to stand from a chair: Symmetry, and frontal and transverse plane kinematics and kinetics. *Gait and Posture*, 27(1), 8-15.
- Groslambert, A., Nachon, M., & Rouillon, J. D. (2002). Influence of the age on self regulation of static grip forces from perceived exertion values. *Neuroscience Letters*, 325(1), 52-56.
- Henningsen, H., Ende-Henningsen, B., & Gordon, A. M. (1995). Asymmetric control of bilateral isometric finger forces. *Experimental Brain Research*, 105(2), 304-311.

- Hesse, S., Schauer, M., & Jahnke, M. T. (1996). Standing-up in healthy subjects: Symmetry of weight distribution and lateral displacement of the centre of mass as related to limb dominance. *Gait and Posture*, 4(4), 287-292.
- Hesse, S., Schauer, M., Petersen, M., & Jahnke, M. (1998). Sit-to-stand manoeuvre in hemiparetic patients before and after a 4- week rehabilitation programme. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 30(2), 81-86.
- Ikeda, E. R., Schenkman, M. L., Riley, P. O., & Hodge, W. A. (1991). Influence of age on dynamics of rising from a chair. *Physical Therapy*, 71(6), 473-481.
- Janssen, W. G. M., Bussmann, H. B. J., & Stam, H. J. (2002). Determinants of the sit-to-stand movement: A review. *Physical Therapy*, 82(9), 866-879.
- Jones, L. A. (1983). Role of central and peripheral signals in force sensation during fatigue. *Experimental Neurology*, 81(2), 497-503.
- Jones, L. A. (1989). Matching forces: Constant errors and differential thresholds. *Perception*, 18(5), 681-687.
- Jones, L. A. (1995). The senses of effort and force during fatiguing contractions. *Advances in Experimental Medicine and Biology*, 384, 305-313.
- Jones, L. A. (2003). Perceptual constancy and the perceived magnitude of muscle forces. *Experimental Brain Research*, 151(2), 197-203.
- Jones, L. A., & Hunter, I. W. (1982). Force sensation in isometric contractions: a relative force effect. *Brain Research*, 244(1), 186-189.
- Jones, L. A., & Hunter, I. W. (1982). The relation of muscle force and EMG to perceived force in human finger flexors. *European Journal of Applied Physiology*, 50, 125-131.
- Jones, L. A., & Hunter, I. W. (1983a). Effect of fatigue on force sensation. *Experimental Neurology*, 81(3), 640-650.
- Jones, L. A., & Hunter, I. W. (1983b). Perceived force in fatiguing isometric contractions. *Perception & Psychophysics*, 33(4), 369-374.
- Katsanos, C. S., & Moffatt, R. J. (2005). Reliability of heart rate responses at given ratings of perceived exertion in cycling and walking. *Research Quarterly for Exercise & Sport*, 76(4), 433-439.

- Kokmen, E., Bossemeyer, R. W., Jr., Barney, J., & Williams, W. J. (1977). Neurological manifestations of aging. *Journal of Gerontology*, 32(4), 411-419.
- Kotake, T., Dohi, N., Kajiwara, T., Sumi, N., Koyama, Y., & Miura, T. (1993). An analysis of sit-to-stand movements. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 74(10), 1095-1099.
- Lafargue, G., Paillard, J., Lamarre, Y., & Sirigu, A. (2003). Production and perception of grip force without proprioception: Is there a sense of effort in deafferented subjects? *European Journal of Neuroscience*, 17(12), 2741-2749.
- Li, K. Z., Lindenberger, U., Freund, A. M., & Baltes, P. B. (2001). Walking while memorizing: age-related differences in compensatory behavior. *Psychological Science*, 12(3), 230-237.
- Lugo, E., Doti, R., & Faubert, J. (2008). Ubiquitous Crossmodal Stochastic Resonance in Humans: Auditory Noise Facilitates Tactile, Visual and Proprioceptive Sensations. *PloS ONE*, 3(8), e2860.
- Mai, N., Schreiber, P., & Hermsdorfer, J. (1991). Changes in perceived finger force produced by muscular contractions under isometric and anisometric conditions. *Experimental Brain Research*, 84(2), 453-460.
- Marks, L. (1974). Sensory processes : The new psychophysics. *Academic Press*.
- McCloskey. (1981). Corollary discharges : Motor commands and perception. . In M. V. Brookhart JM (Ed.), *Handbook of Physiology* (Vol. 2, pp. 1415-1448). Bethesda.
- McCloskey, Ebeling, P., & Goodwin, G. M. (1974). Estimation of weights and tensions and apparent involvement of a sense of effort. *Experimental Neurology*, 42, 220-232.
- McCloskey, D. I. (1974). Muscular and cutaneous mechanisms in the estimation of the weights of grasped objects. *Neuropsychologia*, 12(4), 513-520.
- McCloskey, D. I. (1978). Kinaesthetic sensibility. *Physiol Rev*, 58, 763-820.
- Milot, M. H., Nadeau, S., Gravel, D., & Requião, L. F. (2006). Bilateral level of effort of the plantar flexors, hip flexors, and extensors during gait in hemiparetic and healthy individuals. *Stroke*, 37(8), 2070-2075.

- Moss, F., Ward, L., & Sannita, W. (2004). Stochastic resonance and sensory information processing: a tutorial and review of application. . *Clinical Neurophysiology*, *115*, 267-281.
- Nadeau, S., Desjardins, P., Briere, A., Roy, G., & Gravel, D. (2008a). A chair with a platform setup to measure the forces under each thigh when sitting, rising from a chair and sitting down. *Medical and Biological Engineering and Computing*, *46*(3), 299-306.
- Nadeau, S., Desjardins, P., Briere, A., Roy, G., & Gravel, D. (2008b). A chair with a platform setup to measure the forces under each thigh when sitting, rising from a chair and sitting down. *Medical & Biological Engineering & Computing*, *46*(3), 299-306.
- Noble, B. J., Borg, G., Jacobs, I., Ceci, R., & Kaiser, P. (1983). A category-ratio perceived exertion scale : Relationship to blood and muscle lactate and heart rate. *Med. Sci. Sports Exerc.*, *15*, 523-528.
- Noble, B. J., & Robertson, R. J. (1996). *Perceived Exertion*: Human Kinetics Publishers.
- Olney, S. J., & Richards, C. (1996). Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait and Posture*, *4*(2), 136-148.
- Pashler, H. (1994). Dual-Task Interference in Simple Tasks: Data and Theory. *Psychological Bulletin*, *116*(2), 220-244.
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *Journal of Neurophysiology*, *88*, 1097-1118.
- Pincivero, D. M., Coelho, A. J., & Campy, R. M. (2003a). Knee flexor torque and perceived exertion : A gender and reliability analysis. *Official Journal of the American College of Sports Medicine*, *3*, 1720-1726.
- Pincivero, D. M., Coelho, A. J., & Campy, R. M. (2003b). Perceived exertion and maximal quadriceps femoris muscle strength during dynamic knee extension exercise in young adult males and females. *European Journal of Applied Physiology*, *89*, 150-156.
- Pincivero, D. M., Coelho, A. J., & Campy, R. M. (2003). Perceived exertion and maximal quadriceps femoris muscle strength during dynamic knee extension exercise in

- young adult males and females. *European Journal of Applied Physiology*, 89(2), 150-156.
- Pincivero, D. M., Coelho, A. J., & Campy, R. M. (2004). Gender differences in perceived exertion during fatiguing knee extensions. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(1), 109-117.
- Pincivero, D. M., Coelho, A. J., Campy, R. M., Salfetnikov, Y., & Bright, A. (2001). The effects of voluntary contraction intensity and gender on perceived exertion during isokinetic quadriceps exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 84(3), 221-226.
- Pincivero, D. M., Coelho, A. J., & Erikson, W. H. (2000). Perceived exertion during isometric quadriceps contraction. A comparison between men and women. [Clinical Trial. *Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*, 40(4), 319-326.
- Pincivero, D. M., & Gear, W. S. (2000). Quadriceps activation and perceived exertion during a high intensity, steady state contraction to failure. *Muscle and Nerve*, 23(4), 514-520.
- Portney LG, Watkins MP (2000) Foundations of clinical research. Applications to practice. Second edn. Prentice-Hall Inc, New Jersey.
- Potteiger, J. A., & Weber, S. F. (1994). Rating of perceived exertion and heart rate as indicators of exercise intensity in different environmental temperatures. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 26(6), 791-796.
- Proske, U. (2006). Kinesthesia: the role of muscle receptors. *Muscle & Nerve*, 34, 545-558.
- Richardson, J. K. (2002). The clinical identification of peripheral neuropathy among older persons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(11), 1553-1558.
- Robertson, R., & Noble, B. (1997). *Perception of physical exertion : methods, mediators, and applications*. Baltimore: Williams and Wilkins.
- Roland, P., & Ladegaard-Pedersen, H. (1977). A quantitative analysis of sensations of tensions and of kinaesthesia in man. *Brain*, 100, 671-692.
- Rothweel, 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, 515-542.
- Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Malouin, F., McFadyen, B. J., & Pottie, F. (2006). The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during

- sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clinical Biomechanics*, 21(6), 585-593.
- Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Piotte, F., Malouin, F., & McFadyen, B. J. (2007). Side difference in the hip and knee joint moments during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clinical Biomechanics*, 22(7), 795-804.
- Saltzman, C. L., Rashid, R., Hayes, A., Fellner, C., Fitzpatrick, D., Klapach, A., et al. (2004). 4.5-Gram Monofilament Sensation Beneath Both First Metatarsal Heads Indicates Protective Foot Sensation in Diabetic Patients. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 86(4), 717-723.
- Schaefer, L., & Bohannon, R. W. (1990). Perception of unilateral weightbearing during unilateral and bilateral upright stance. *Perceptual and Motor Skills*, 71(1), 123-128.
- Sheikh, J. L., & Yesavage, J. A. (1968). Geriatric Depression Scale : Recent evidence and development of a shorter version. *Clinical Gerontologist* 5, 165-173.
- Shepherd, R. B., & Koh, H. P. (1996). Some biomechanical consequences of varying foot placement in sit-to-stand in young women. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 28(2), 79-88.
- Simon, A. M., & Ferris, D. P. (2008). Lower limb force production and bilateral force asymmetries are based on sense of effort. *Experimental Brain Research*, 187(1), 129-138.
- Simon, A. M., Kelly, B. M., & Ferris, D. P. (2009). Sense of Effort Determines Lower Limb Force Production During Dynamic Movement in Individuals with Poststroke Hemiparesis. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23, 811-818.
- Skinner, J. S., Hustler, R., Bergsteinova, V., & Buskirk, E. R. (1973). The validity and reliability of a rating scale of perceived exertion. *Med. Sci. Sports*, 5, 97-103.
- Slobounov, S., Hallett, M., & Newell, K. M. (2004). Perceived effort in force production as reflected in motor-related cortical potentials. *Clinical Neurophysiology*, 115(10), 2391-2402.
- Sperry, R. W. (1950). Neural Basis of the Spontaneous Optokinetic Response Produced by Visual Inversion. *Journal of Comparative Physiology*, 43, 482-489.
- Stevens, J. C., & Cain, W. S. (1970). Effort in isometric muscular contractions related to force level and duration. *Perception & Psychophysics*, 8, 240-244.

- Stevens, J. C., & Mack, J. D. (1959). Scales of apparent force. *Journal of Experimental Psychology*, 58, 405-413.
- Stevens, S. (1986). *Psycho-Physics : Introduction to Its Perceptual, Neural, and Social Prospects*. New Brunswick (U.S.A.) and London (U.K.): Transaction Publishers.
- Stevens, S. S. (1957). On the psychophysical law. *Psychological Review*, 64(3), 153-181.
- Taylor, N., Sanders, R., Howick, E., & Stanley, S. (1991). Static and dynamic assessment of the Biodex dynamometer. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 62(3), 180-188.
- Teasdale, N., Forget, R., Bard, C., Paillard, J., Fleury, M., & Lamarre, Y. (1993). The role of proprioceptive information for the production of isometric forces and for handwriting tasks. *Acta Psychologica*, 82, 179-191.
- Timmons, M. K., Stevens, S. M., & Pincivero, D. M. (2009). The effect of arm abduction angle and contraction intensity on perceived exertion. *European Journal of Applied Physiology*, 106(1), 79-86.
- Van der Helden, J., Boksem, M. A. S., & Blom, J. H. G. (2010). The importance of failure: feedback-related negativity predicts motor learning efficiency. *Cerebral Cortex*, 20(7), 1596-1603.
- Von Holst, E. (1954). Relations Between the Central Nervous System and the Peripheral Organs. *Br. J. Animal Behav.*, 2, 89-94.
- Warren, R. M., & Warren, R. P. (1956). Effect of the relative volume of standard and comparison-object on half-heaviness judgments. *American Journal of Psychology*, 69(4), 640-643.
- Whitney, S. L., Wrisley, D. M., Marchetti, G. F., Gee, M. A., Redfern, M. S., & Furman, J. M. (2005). Clinical measurement of sit-to-stand performance in people with balance disorders: Validity of data for the Five-Times-Sit-to-Stand Test. *Physical Therapy*, 85(10), 1034-1045.
- Wickwire, P. J., McLester, J. R., Green, J. M., & Crews, T. R. (2009). Acute heart rate, blood pressure, and RPE responses during super slow vs. traditional machine resistance training protocols using small muscle group exercises. [Comparative Study]. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(1), 72-79.

Young, A. J., Cymerman, A., & Pandolf, K. B. (1982). Differentiated ratings of perceived exertion are influenced by high altitude exposure. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *14*(3), 223-228.

Annexe 1 : Certificat d'éthique

Comité d'éthique de la recherche
des établissements du CRIR



Certificat d'éthique
(Renouvellement)

Pour fins de renouvellement, le Comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR, selon la procédure d'évaluation accélérée en vigueur, a examiné le projet de recherche **CRIR-208-0406** intitulé :

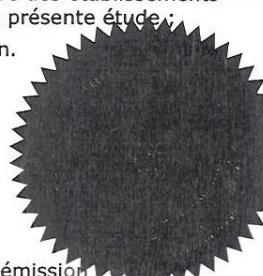
« Is the production of appropriate and symmetrical levels of effort a criterion determining motor performance in persons with stroke? Est-ce que la production d'efforts symétriques est un critère qui détermine la performance motrice chez le sujet hémiparétique? ».

Présenté par: **Sylvie Nadeau, Denis Gravel, Daniel Bourbonnais.**

Le présent projet répond aux exigences éthiques de notre CÉR. Ce projet se déroule dans le site du CRIR suivant : **Institut de réadaptation de Montréal.**

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

1. Informer, dès que possible, le CÉR de tout changement qui pourrait être apporté à la présente recherche ou aux documents qui en découlent (Formulaire M) ;
2. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout incident ou accident lié à la procédure du projet ;
3. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout nouveau renseignement susceptible d'affecter l'intégrité ou l'éthicité du projet de recherche, ou encore, d'influer sur la décision d'un sujet de recherche quant à sa participation au projet ;
4. Notifier, dès que possible, le CÉR de toute suspension ou annulation d'autorisation relative au projet qu'aura formulée un organisme de subvention ou de réglementation ;
5. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout problème constaté par un tiers au cours d'une activité de surveillance ou de vérification, interne ou externe, qui est susceptible de remettre en question l'intégrité ou l'éthicité du projet ainsi que la décision du CÉR ;
6. Notifier, dès que possible, le CÉR de l'interruption prématurée, temporaire ou définitive du projet. Cette modification doit être accompagnée d'un rapport faisant état des motifs à la base de cette interruption et des répercussions sur celles-ci sur les sujets de recherche ;
7. Fournir annuellement au CÉR un rapport d'étape l'informant de l'avancement des travaux de recherche (formulaire R) ;
8. Demander le renouvellement annuel de son certificat d'éthique ;
9. Tenir et conserver, selon la procédure prévue dans la *Politique portant sur la conservation d'une liste des sujets de recherche*, incluse dans le cadre réglementaire des établissements du CRIR, une liste des personnes qui ont accepté de prendre part à la présente étude ;
10. Envoyer au CÉR une copie de son rapport de fin de projet / publication.



Date d'émission
28 juin 2008

Annexe 2 : Formulaire de consentement

Formule de consentement pour votre participation à un projet de recherche**Sujets sains et sujets avec une hémiparésie****TITRE DU PROJET :**

Est-ce que la production d'efforts symétriques est un critère qui détermine la performance motrice chez le sujet hémiparétique? (Is the production of appropriate and symmetrical levels of effort a criterion determining motor performance in persons with stroke?)

RESPONSABLES :

Sylvie Nadeau, Ph.D.

Chercheure, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR), site Institut de réadaptation de Montréal (IRM)

Gravel Denis, Ph.D. Chercheur, CRIR, site IRM

Anabèle Brière, M.Sc. Candidate au doctorat, CRIR, site IRM

France Piotte, M.Sc. Assistante de recherche, CRIR, site IRM

OBJECTIF DU PROJET :

Certaines activités fonctionnelles, comme la capacité de se lever d'une chaise, sont modifiées chez les personnes ayant une hémiparésie suite à un accident vasculaire cérébral (AVC). Le plus souvent, la performance est caractérisée par une diminution de la vitesse et par une asymétrie des mouvements entre les deux jambes. Cependant, sur demande ces personnes peuvent habituellement effectuer la tâche à une vitesse plus élevée et de façon plus symétrique que ce qu'elles font de façon naturelle. Les résultats de nos travaux antérieurs suggèrent que la perception de l'effort produit, afin de réussir la tâche, pourrait expliquer la stratégie de mouvements choisie par les patients. L'objectif de ce projet est donc d'identifier si les efforts perçus lors de l'exécution de l'activité de se lever d'une chaise comptent parmi les facteurs explicatifs de la performance motrice mesurée en laboratoire et en clinique chez le sujet hémiparétique.

NATURE DE LA PARTICIPATION :

Vous êtes invité à participer à un projet évaluant la performance motrice lors de la tâche de se lever d'une chaise chez les personnes en santé et celles avec une hémiparésie consécutive à un AVC. Cette étude comporte trois visites. Toutes les évaluations seront réalisées au laboratoire de pathokinésiologie et d'analyse de tâches fonctionnelles du site Institut de réadaptation de Montréal (IRM).

Lors de la première visite, qui durera environ deux (2) heures, votre santé, votre condition physique ainsi que votre habilité à réaliser diverses activités fonctionnelles seront évaluées par des questionnaires et par différents tests standardisés. Ces tests évalueront vos mouvements au niveau des jambes, votre sensibilité, votre équilibre ainsi que votre capacité à réaliser quelques épreuves fonctionnelles telles que la marche et se lever d'une chaise. Il vous sera aussi demandé de coter vos efforts sur une échelle clinique lors de certains de ces tests. À la fin de cette séance, vous aurez une période d'orientation vous décrivant les tests de force musculaire et de lever d'une chaise qui seront exécutés lors de la deuxième séance. Des explications vous seront données concernant le déroulement de cette deuxième séance et vous pourrez essayer les appareils d'évaluation afin de vous familiariser avec

l'équipement et les tâches à effectuer. Il est possible que suite aux résultats de l'évaluation clinique, nous constatons que vous ne répondez pas totalement au type de participants que nous recherchons pour cette étude. S'il en est ainsi, votre participation s'arrêtera après cette première visite et on vous remettra une indemnité compensatoire couvrant vos frais de transport et de stationnement pour cette visite.

La deuxième visite, qui devra être réalisée à l'intérieur d'une semaine après la première, sera divisée en deux séances d'environ deux heures, une en avant-midi et l'autre en après-midi.

Lors de la séance en avant-midi, vous devrez vous lever d'une chaise à plusieurs reprises (entre 15 à 20 fois, avec repos) en respectant certaines consignes que nous vous donnerons. Pour cette évaluation, nous collerons à l'aide de ruban adhésif des marqueurs sur les différentes parties de votre corps (pieds, jambes, cuisses, bassin, tronc, tête, bras, avant-bras et mains). Ces marqueurs permettent l'enregistrement de vos mouvements à l'aide d'un système de caméras infrarouges. L'activité de vos muscles sera enregistrée avec des électrodes que nous collerons sur les muscles de vos jambes. Nous mesurerons simultanément les forces que vous produisez sous les pieds à l'aide de plates-formes de forces. Tous les essais seront aussi enregistrés à l'aide de trois caméras vidéo afin de nous fournir une image témoin de la manière dont vous exécutez les tâches. Lors de certaines de ces tâches, nous vous demanderons de cocher l'effort que vous percevez lorsque vous exécutez les diverses tâches de se lever d'une chaise. Après l'exécution de ces tâches, vous conserverez une certaine portion de l'équipement que vous avez sur vous. Cependant, vous aurez un repos d'au minimum une heure et un dîner vous sera offert.

Lors de la séance en après-midi, vous serez invité à réaliser différents types d'efforts avec vos jambes. Ces tests serviront à évaluer votre force musculaire avec un appareil appelé dynamomètre. Il s'agit d'un appareil qui permet de mesurer précisément la force maximale

lors de poussées avec différentes parties de vos jambes contre l'appareil. Pour cette évaluation de la force, vous serez assis ou couché et des courroies vous stabiliseront et

empêcheront les mouvements de certaines parties de votre corps. Au total, vous aurez à réaliser de 25 à 30 contractions avec vos muscles de jambes d'un côté ou des deux côtés à la fois avec des repos fréquents.

La séance de la troisième visite, qui durera environ 3 heures, ressemblera beaucoup à celle de la séance en après-midi de la deuxième visite. Vous devrez effectuer des efforts dans différentes directions à plusieurs reprises à l'exception que les efforts réalisés seront moins nombreux. De plus, seule l'activité de vos muscles et les forces produites seront enregistrées.

AVANTAGES PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION :

En tant que participant, vous ne retirerez aucun avantage personnel de votre participation à ce projet de recherche. Toutefois, votre participation aura contribué à l'avancement de la science.

RISQUES POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION :

Il est entendu que votre participation à ce projet ne vous fera courir, sur le plan médical, aucun risque que ce soit. Toutefois, dans quelques cas, une irritation cutanée pourrait survenir à l'endroit où ont été collées les électrodes et les capteurs infrarouges. Si tel est le cas, une lotion calmante sera appliquée. Si l'irritation cutanée persiste plus de 24 heures, vous devrez aviser un des responsables du projet et devrez consulter un médecin.

Il est également entendu que votre participation à cette étude n'aura aucun effet sur tout traitement médical ou de réadaptation (sujets avec une hémiparésie) auquel vous pourriez éventuellement être soumis à l'Institut de réadaptation de Montréal.

INCONVÉNIENTS PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION :

Il se peut que les efforts demandés lors des évaluations en laboratoire provoquent tout au plus une certaine fatigue mais celle-ci ne sera que temporaire. Par ailleurs, les déplacements occasionnés pour les trois séances peuvent constituer un inconvénient pour certaines personnes.

ACCÈS À VOTRE DOSSIER MÉDICAL :

Vous acceptez que les personnes responsables de ce projet aient accès à votre dossier médical (sujets hémiparétiques) pour les parties concernant l'histoire médicale liée à votre AVC (médication, traitements reçus).

AUTORISATION D'UTILISER LES RÉSULTATS :

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

CONFIDENTIALITÉ :

Il est entendu que les observations effectuées en ce qui vous concerne, dans le cadre du projet de recherche décrit ci-dessus, demeureront strictement confidentielles. À cet effet, tous les renseignements personnels recueillis à votre sujet au cours de l'étude seront codifiés et conservés sous clé dans une filière du laboratoire de pathokinésiologie et d'analyse de tâches fonctionnelles de l'IRM par la responsable de l'étude pour une période de 5 ans. Seuls les membres de l'équipe de recherche y auront accès. Après cette période de 5 ans, ces renseignements seront détruits.

INFORMATIONS CONCERNANT LE PROJET :

On devra répondre, à votre satisfaction, à toutes questions que vous poserez à propos du projet de recherche auquel vous acceptez de participer. Pour toutes informations ou questions, vous pourrez communiquer avec madame Sylvie Nadeau, Ph.D. en sciences biomédicales (réadaptation) responsable du projet.

Si vous avez des questions sur vos droits et recours ou sur votre participation à ce projet de recherche, vous pouvez communiquer avec Me Anik Nolet, coordonnatrice à l'éthique de la recherche des établissements du CRIR.

RETRAIT DE VOTRE PARTICIPATION :

Il est entendu que votre participation au projet de recherche décrit ci-dessus est tout à fait libre et volontaire; il est également entendu que vous pourrez, à tout moment, mettre un terme à votre participation sans aucun préjudice et sans que cela n'affecte les services de santé auxquels vous aurez droit à l'Institut de Réadaptation de Montréal (sujets avec une hémiparésie).

CLAUSE DE RESPONSABILITÉ :

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

INDEMNITÉ COMPENSATOIRE :

Les frais de déplacement et de stationnement et de repas seront payés par le responsable du projet.

CONSENTEMENT

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

Je, soussigné(e), accepte volontairement de participer à cette étude. Je peux me retirer en tout temps sans préjudice d'aucune sorte. Je certifie qu'on m'a laissé le temps voulu pour prendre ma décision et je sais qu'une copie de ce formulaire figurera dans mon dossier médical.

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

oui non

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

oui non

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

Nom du sujet

Signature de l'intéressé (e)

Signature d'un témoin

Fait à _____,

le _____, 20_____.

ENGAGEMENT DU CHERCHEUR

Je, soussigné (e), _____, certifie

(a) avoir expliqué au signataire les termes du présent formulaire;

(b) avoir répondu aux questions qu'il m'a posées à cet égard;

(c) lui avoir clairement indiqué qu'il reste, à tout moment, libre de mettre un terme à sa participation au projet de recherche décrit ci-dessus;

et (d) que je lui remettrai une copie signée et datée du présent formulaire.

Signature du responsable du projet
ou de son représentant

Fait à _____, le _____ 20__.

Annexe 3 : Abrégés publiés

Abrégé publié

**32^e Symposium international annuel du Groupe de recherche sur le
système nerveux central (GRSNC), Montréal, 10-11 mai 2010**

MAGNITUDE OF FORCE PERCEPTION ERRORS DURING VARIOUS STATIC CONTRACTIONS OF THE KNEE EXTENSORS IN HEALTHY INDIVIDUALS.

LAUZIÈRE, Sélène, *Université de Montréal*; **DUBOIS, Benjamin**, *Université de Montréal*; **NADEAU, Sylvie**, *Université de Montréal*;

Introduction: Bilateral matching tasks have been the subject of many studies in an aim to establish the mechanisms governing the production of symmetric or asymmetric forces between two opposite or ipsilateral muscle groups. However, the magnitude of errors between the perceived force and the force produced has not been extensively studied, in particular with different paradigms. The purpose of this study was thus to quantify the errors of force perception of healthy subjects performing under different conditions. Methodology: 15 healthy individuals, 9 women and 6 men with a mean age of 34 ± 14 years participated in the study. Four conditions were tested. Task 1: The participants had to exert different levels of maximal static force (30%, 40%, 50%, 60% and 70%) in knee extension on a Biodex dynamometer by reaching a visual signal on a screen. After each level, they were asked to rate their perception of the force produced on a visual analog scale (VAS). Task 2: They had to reproduce a muscular force according to the level verbally specified. Task 3: We tested the effect of adding a sensory-motor reference showing participants what 50% of their maximal force was and thus allowing them to rescale their perception. Task 4: The participants had to simultaneously produce a grip force and a knee extensor torque of identical and different efforts. Outcome measures: The raw errors of perception (VAS minus force produced) or the force produced after a verbal request (produced minus requested). Statistic Analysis: Intraclass correlation coefficients (ICCs), ANOVAs and t-tests were used respectively to assess the association between the force perceived and the force produced together with the effects of task conditions on the magnitude of errors. Results: A moderate association (ICC = 0.674) and a very low (ICC= 0.150) were found respectively for tasks 1 and 2. For task 1, the 60% and 70% levels of force were the most overestimated, with raw errors of 10% and 13%, respectively. For task 2, the same levels were underestimated by 17% and 18% respectively. Task 3 reduced the raw errors at the 70% level by 10%. In task 4, simultaneous contraction of the hand and knee muscles significantly reduced the errors at 70% (by 17% and 15%). Conclusion: The results show that factors such as a sensory motor reference or a combined muscle contraction increase the precision of the perception of force.

Abrégé publié

**Congrès Nord Américain de Biomécanique à Ann Arbor au Michigan,
août 2008**

PERCEPTION OF WEIGHT-BEARING DISTRIBUTION DURING SIT-TO-STAND TASKS IN HEMIPARETIC AND HEALTHY INDIVIDUALS

Anabèle Brière, Séléna Lauzière, Denis Gravel and Sylvie Nadeau
Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation, Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal, École de réadaptation, Université de Montréal, (Québec), H/C 3J7, Canada.

INTRODUCTION

Transferring from sitting to the standing position is important to maintain independence in everyday life. Following a stroke, the ability to rise from a chair is characterised by an asymmetry in the weight-bearing (WB). The hemiparetic individuals prefer to place more weight on their non-paretic foot, even though they have the capacity to perform more symmetrically on demand, with visual feedback (Engardt, 1994) or by altering the foot position (Roy et al., 2006). This asymmetrical performance has been associated with paresis and loss of postural control. It is not well known whether the hemiparetic subjects are aware about this asymmetry of WB and if they perceive it adequately. In sit-to-stand (STS), one study reported that the correlation between the strokes individuals' own estimation of WB distribution on a visual analogue scale and the actual WB distribution while rising was low (Engardt and Olsson (1992). The main purpose of this study was to compare the error between the perception of WB and the real WB distribution of hemiparetic and healthy individuals during the STS task.

METHODS AND PROCEDURES

Eleven individuals with a chronic left hemiparesis (57.0 ± 14.1 yrs), as well as 15 healthy elderly individuals (65.1 ± 3.8 yrs) participated in this study. The hemiparetic group presented a moderate level of motor impairment and except for one that had a hypoesthesia at the foot, others had good tactile and proprioceptive sensation. Their mean time to complete the Five repetition Sit-to-Stand Test was 16.6 s (± 6.6 s) whereas for the healthy participants it was 10.9 s (± 1.9 s).

The participants were required to rise at natural speed from an instrumented chair equipped with platforms. Forces under each foot were measured by two force plates. Two foot conditions were assessed: spontaneous (SP) and symmetric (S). For the latter, verbal instructions to put equal WB on each foot was given prior to executing the task. After each trial, the participants rated their perceived WB distribution on a visual analogue scale. Two trials were performed for each condition. The WB distribution on the right side (mean of two trials), expressed in percent, was computed using the vertical ground reaction forces (seat and foot), averaged from -0.5 s before the seat-off event to 0.5 s after. For each condition, four errors were computed: 1) raw error (difference between the real WB distribution and the perception); 2) normalized raw error (raw error/% of real WB distribution); 3) absolute error (absolute difference between the real WB distribution and the perception and 4) normalized absolute error (absolute error/% of real WB distribution). The results of the two groups were compared using descriptive statistics and independent Student t-tests ($p < 0.05$).

RESULTS

The mean (SD) values of WB distribution and errors of perception for each condition are presented in the table. Results revealed a more asymmetrical WB distribution in the hemiparetic group in comparison to the healthy subjects ($p < 0.001$). The patients presented significantly greater errors of perception than healthy individuals and surestimated systematically the weight under their left (affected) foot.

DISCUSSION

Since no other study evaluated the errors of perception of WB during the STS task, comparisons with other results are not possible. For upright stance, a study of Bohannon et al. (1989), in which healthy subjects had to attempt to bear 50% of their weight on one of their lower limb, the mean absolute error of WB perception was of 3.3 % (± 3.7 %). This is very close to the mean absolute error of 2.8% we obtained for the healthy individuals. In a second study (Bohannon and Tinti-Wald, 1991), they assessed stroke individuals with the same protocol. They found that, although making significantly greater errors (5.2 ± 4.0 %) in WB than healthy subjects, the stroke individuals did not systematically bore less weight on their paretic limb. In our study, the hemiparetic individuals, as a group, also made greater errors of perception than the healthy individuals but all, except for two, bore less weight on the paretic foot. The different mechanical demands required between standing and performing a STS might explain these results. Actually, we do not have results to explain the greatest errors found in the stroke group. However, it could be hypothesized that they rated their perceived effort distribution rather than their weight distribution (force) as predicted by the principle of bilateral matching effort proposed by Bertrand et al. (2004) in bilateral matching tasks performed at the upper limbs. Other clinical characteristics, such as the type and localisation of the lesion might also have an influence.

SUMMARY

The results of this study revealed greater WB asymmetry and errors of WB perception in hemiparetic compared to healthy individuals during the STS task. However, before assuming that stroke patients can not perform symmetrically, other factors, such as the sense of effort, have to be studied.

REFERENCES

Bertrand AM et al. (2004). *J Neurophysiol*, 91: 1579-85. Bohannon RW et al. (1989). *Percept Mot Skills*, Dec; 69 (3 Pt 1):

875-80. Bohannon, RW and Tinti-Wald, D (1991). *Percept Mot Skills*, Jun; 72(3 Pt 1):935-41. Engardt, M. (1994). *Scand J Rehabil Med*, 26: 65-69. Engardt, M and Olsson, E (1992). *Scand J Rehabil Med*, 24(2), 67-74. Roy G et al. (2006). *Clin Biomech*, 21(6), 585-593.

ACKNOWLEDGEMENTS

This project is financed by the OPPQ-REPAR partnership. A. Brière and S. Nadeau are supported by the Fonds de la recherche en santé du Québec.

Table 1: WB (right side) and errors of perception (%) for the healthy and hemiparetic groups.

Groups	Conditions	Mean (SD) WB (%)	Types of errors			
			Raw	Normalized raw	Absolute	Normalized absolute
Healthy	SP	50.0 (2.7)	-1.1 (3.3)	-2.5 (6.7)	2.7 (2.2)	5.5 (4.4)
	S	49.7 (3.5)	-0.5 (3.7)	-1.5 (7.6)	2.8 (2.4)	5.7 (5.0)
Hemiparetic	SP	60.1 (7.8)	6.0 (6.4)	9.3 (10.5)	7.5 (4.3)	12.2 (6.6)
	S	58.2 (7.3)	7.3 (5.0)	12.2 (8.4)	7.9 (4.0)	13.3 (6.0)