



**Propriétés métrologiques de l'évaluation de la force musculaire pour 17 groupes
musculaires des membres inférieurs et supérieurs par dynamométrie manuelle chez
les adultes sains**

Par Marika Morin

**Mémoire présentée à l'Université du Québec à Chicoutimi en vue de l'obtention du
grade de Maître ès sciences (M. Sc.) en sciences cliniques et biomédicales**

Québec, Canada

© Marika Morin, 2022

RÉSUMÉ

Introduction : La force musculaire maximale isométrique (FMMI) est une variable clé en réadaptation. L'utilisation d'un dynamomètre manuel (DM) est une méthode rapide permettant d'obtenir des valeurs de FMMI. Toutefois, l'absence de valeurs de référence chez la population adulte à partir d'un protocole d'évaluation standardisé dont les propriétés métrologiques sont bien connues pour l'ensemble des groupes musculaires limite grandement l'utilité du DM en clinique.

Objectifs : Le premier objectif de ce mémoire était de réaliser une revue exploratoire résumant les connaissances actuelles de la littérature scientifique sur les valeurs de référence de la FMMI des groupes musculaires des membres supérieurs et inférieurs chez les adultes sains ainsi que les lacunes associées. Le deuxième objectif visait à étudier les fidélités intra- et interévaluateurs, l'erreur standard de la mesure (ESM) et le changement minimal détectable (CMD) d'un protocole d'évaluation standardisé de la FMMI à l'aide du DM.

Méthodologie : Pour la réalisation du premier volet de l'étude, une revue exploratoire a été effectuée en suivant les lignes directrices PRISMA pour l'écriture d'une revue systématique. Pour la réalisation du second volet de l'étude, l'évaluation de la FMMI de 17 groupes musculaires a été réalisée chez 30 adultes en bonne santé âgés entre 18 et 70 ans selon une procédure standardisée par deux évaluateurs indépendants à trois temps de mesure différents : T1 (jour 1 : évaluateur 1), T2 (jour 5 : évaluateur 2) et T3 (jour 14 : évaluateur 1). La fidélité a été établie selon les principes énoncés par COSMIN (*COnsensus-based Standards for the selection of health Measurement Instruments*).

Résultats : La revue exploratoire a permis de démontrer qu'il n'y avait actuellement aucune valeur de référence de la FMMI valide pour l'ensemble des groupes musculaires en raison des faiblesses liées à leur protocole de mesure, telle que l'absence de la mesure des bras de levier permettant l'obtention de mesures de moment musculaire. Les résultats du second volet de ce mémoire ont permis de démontrer l'excellente fidélité intra- et interévaluateur du protocole d'évaluation standardisé développé par notre équipe.

Conclusions : Les excellents résultats de fidélité obtenus dans le second volet de l'étude pour l'ensemble des groupes musculaires évalués démontrent que l'évaluation de la FMMI à l'aide du protocole standardisé proposé avec un DM est une méthode de choix pour évaluer la FMMI en clinique et établir des valeurs de référence de force musculaire chez l'adulte. La connaissance des propriétés métrologiques de ce protocole d'évaluation standardisé vient combler les lacunes observées dans la littérature et cela permettra de favoriser une utilisation optimale des valeurs de moments de force mesurées par les cliniciens.

TABLE DES MATIÈRES

RÉSUMÉ	i
TABLE DES MATIÈRES.....	iii
LISTE DES FIGURES	vi
LISTE DES ABRÉVIATIONS	vii
REMERCIEMENTS	viii
AVANT-PROPOS	x
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 :	4
ÉVALUATION DE LA FORCE MUSCULAIRE PAR DYNAMOMÉTRIE MANUELLE	4
1.1 CONTEXTE	4
1.2 LA FORCE MUSCULAIRE.....	6
1.2.1 DÉFINITION.....	6
1.2.2 LA CONTRACTION MUSCULAIRE	8
1.2.3 FACTEURS DE VARIABILITÉ	10
1.3 FORCE MUSCULAIRE ET RÉADAPTATION.....	18
1.3.1 PRÉDICTEUR DE CAPACITÉS FONCTIONNELLES	18
1.3.2 PRÉDICTEUR DE RISQUES DE BLESSURES	20
1.3.3 UTILITÉ CLINIQUE EN RÉADAPTATION	21
1.4 LES DONNÉES MÉTROLOGIQUES EN RÉADAPTATION	23
1.4.1 VALIDITÉ	23
1.4.2 FIDÉLITÉ	24
1.5 MÉTHODES D'ÉVALUATION DE LA FORCE MUSCULAIRE.....	29
1.5.1 BILAN MUSCULAIRE MANUEL	29
1.5.2 DYNAMOMÉTRIE ISOCINÉTIQUE	31
1.5.3 DYNAMOMÉTRIE MANUELLE	32
1.6 VALEURS DE RÉFÉRENCE/NORMATIVES DE LA FMMI	39
1.6.1 DÉFINITIONS	40
1.6.2 DONNÉES ACTUELLES DANS LA LITTÉRATURE.....	41
1.7 PROPRIÉTÉS MÉTROLOGIQUES DE L'ÉVALUATION DE LA FORCE MUSCULAIRE PAR DYNAMOMÉTRIE MANUELLE.....	43
1.8 PROBLÉMATIQUE	46
1.9 OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES	47
1.9.1 OBJECTIFS	47
1.9.2 HYPOTHÈSES	47
CHAPITRE 2	49

VALEURS DE RÉFÉRENCE DE LA FORCE MUSCULAIRE MESURÉES PAR DYNAMOMÉTRIE MANUELLE CHEZ LA POPULATION ADULTE: UNE REVUE EXPLORATOIRE.....	49
ABSTRACT	51
List of abbreviations.....	52
INTRODUCTION.....	53
METHODS	56
Research question	56
Data sources and searches	57
Study selection.....	57
Data extraction.....	58
Data synthesis and analysis.....	58
RESULTS	59
Relevant literature identification	59
Study characteristics and data summary	59
Normative and/or reference values	59
Instruments and measures.....	60
Testing procedures	60
Muscle groups.....	61
Participants	61
Positioning and protocol reproducibility.....	62
DISCUSSION.....	62
Limitations.....	67
CONCLUSION	68
REFERENCES	69
CHAPITRE 3	95
DÉVELOPPEMENT DES PROPRIÉTÉS MÉTROLOGIQUES DE L'ÉVALUATION DE LA FORCE MUSCULAIRE PAR DYNAMOMÉTRIE MANUELLE CHEZ LES ADULTES	95
ABSTRACT	97
INTRODUCTION.....	99
METHODS	100
Participants	100
Instrumentation	101
Study protocol.....	101
Assessment protocol.....	102
Statistical Analysis	103
RESULTS	105
Participants	105
Intra- and inter-rater reliability	105
DISCUSSION.....	106

CONCLUSION	110
LIST OF ABBREVIATIONS.....	111
DECLARATIONS	111
ETHICS APPROVAL AND CONSENT TO PARTICIPATE	111
CONSENT FOR PUBLICATION	111
AVAILABILITY OF DATA AND MATERIALS	112
COMPETING INTEREST.....	112
FUNDING.....	112
AUTHORS' CONTRIBUTIONS	112
ACKNOWLEDGMENTS.....	112
REFERENCES	113
CHAPITRE 4	142
DISCUSSION	142
CONCLUSION.....	153
RÉFÉRENCES	154
CERTIFICATION ÉTHIQUE	167

LISTE DES FIGURES

Figure 1-1 : Rappel biomécanique du calcul des moments de force à l'articulation du coude.	8
Figure 1-2 : Exemple d'un graphique Bland et Altman (1986) et des limites de concordances.	28
Figure 1-3 : Le MEDup™ (Atlas-Médic, Canada), un dynamomètre manuel de type push-pull.	33
Figure 1-4 : Calcul des moments de force au coude	37

LISTE DES ABRÉVIATIONS

Abréviation	Définition
AVQ	Activité de la vie quotidienne
BMM	Bilan musculaire manuel
CCI	Coefficient de corrélation intraclasse
CIF	Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé
CMD	Changement minimal détectable
DM	Dynamomètre manuel
DM1	Dystrophie myotonique de type 1
ESM	Erreur standard de la mesure
FMMI	Force musculaire maximale isométrique
INSPQ	Institut National de la Santé publique du Québec
IC 95%	Intervalle de confiance à 95%
LDC	Limites de concordance
Lo	Longueur optimale
MNM	Maladies neuromusculaires
MRC	<i>Medical Research Council</i>
TMS	Trouble musculosquelettique

REMERCIEMENTS

J'aimerais d'abord remercier tous les participants qui se sont impliqués dans le projet de recherche, qui ont accepté de prêter leur corps à la science et de donner leur 100% pour produire une force maximale, non pas à une, mais à 3 reprises. Merci pour votre investissement, vos efforts et votre patience.

J'aimerais ensuite remercier ma directrice de maîtrise, Élise Duchesne, qui m'a initiée au monde de la recherche et qui m'a permis d'évoluer dans ce milieu depuis le début de mon cheminement en physiothérapie, il y a de ça maintenant 8 ans. Elle fait preuve de beaucoup de professionnalisme, de compréhension et se montre toujours disponible pour répondre à mes nombreuses interrogations et m'épauler dans mes décisions. Je lui en suis très reconnaissante.

Je voudrais ensuite remercier mon codirecteur de maîtrise, Luc J. Hébert, qui a accepté de partager son expertise dans le domaine de l'évaluation de la force musculaire, qui m'a formée et qui m'a soutenue tout au long de ce projet. J'aimerais aussi remercier toutes les personnes ayant participé de près ou de loin à la réalisation de ce projet. Daphnée Langlois, Philippe Blanchette et Jacinthe Bernier pour leur aide dans la réalisation de la revue exploratoire. Shanna-Rose Lake, pour son aide dans les évaluations de la force musculaire et sans qui le projet n'aurait pu être réalisé. Isabelle Côté pour son aide dans la réalisation des analyses statistiques et la conception des graphiques et des figures. Émilie Petitclerc, qui nous a généreusement prêté un local pour la réalisation des évaluations et qui a travaillé à la coordination du projet. J'aimerais également la remercier pour son aide en ce qui a trait au recrutement des participants. Je veux aussi remercier Hélène Simard, pour son aide au recrutement des participants, pour les nombreux appels passés et pour la planification des évaluations.

AVANT-PROPOS

Ce projet de maîtrise fait partie d'un projet de plus grande envergure visant l'établissement de valeurs de référence de la force musculaire chez l'adulte sain à l'aide d'un dynamomètre manuel. Dr Hébert et son équipe travaillent depuis plusieurs années sur le développement d'un protocole d'évaluation standardisé de la force musculaire maximale isométrique (FMMI) à l'aide du dynamomètre manuel. Ce protocole a d'ailleurs été validé auprès d'une clientèle pédiatrique (L. J. Hébert et al., 2011) et a été utilisé pour l'établissement de valeurs de référence chez cette clientèle (L. J. Hébert, Maltais, Lepage, Saulnier, & Crête, 2015). En 2020, ceux-ci ont obtenu une importante subvention de la part de Dystrophie Musculaire Canada afin de permettre le développement de valeurs de référence, un besoin grandissant principalement auprès des cliniciens et chercheurs travaillant avec des patients atteints de maladies neuromusculaires. Dre Duchesne, étant spécialisée dans le domaine des maladies neuromusculaires, et Dr Hébert m'ont donc approchée pour que je prenne part à la réalisation de ce projet en tant qu'évaluatrice et étudiante à la maîtrise. Toutefois, avant d'établir des valeurs de référence à partir de ce protocole, il fallait d'abord adapter le protocole pour une clientèle adulte et s'assurer que celui-ci présenterait de bonnes qualités métrologiques d'où la pertinence de ce projet de maîtrise.

J'ai participé de près ou de loin à la majorité des étapes de ce projet. Pour la revue exploratoire, l'élaboration de la question de recherche, la recherche des articles dans les bases de données ainsi que la présélection des articles avaient été entamées par des étudiants à la maîtrise en physiothérapie à l'Université Laval, soit Mme Daphnée Langlois, M. Philippe Blanchette et Mme Jacinthe Bernier. J'ai ensuite réalisé la sélection finale des articles, l'extraction et l'analyse des données ainsi que la rédaction de l'article. Dre Duchesne et Dr Hébert, ma directrice et mon codirecteur de maîtrise, ont par la suite travaillé sur la correction de l'article. Finalement, Mme Marianne Roos, une étudiante au doctorat à l'Université Laval, a travaillé sur la révision de l'anglais.

En ce qui a trait au second article, j'ai participé à l'élaboration de la question de recherche et la conception du protocole conjointement avec ma directrice et mon codirecteur de maîtrise. J'ai réalisé les évaluations de la force musculaire au premier et au troisième temps de mesure, comptabilisant près d'une soixantaine d'évaluations, alors que Mme Shanna-Rose Lake réalisait les évaluations au second temps de mesure. J'ai également participé au recrutement des participants conjointement avec Mme Hélène Simard. Finalement, j'ai réalisé la saisie des données, l'ensemble des analyses et la rédaction de l'article qui a par la suite été révisé par ma directrice, mon codirecteur de maîtrise ainsi que Mme Marianne Roos.

Au cours de mon projet de maîtrise, j'ai aussi travaillé comme évaluatrice pour le projet de plus grande envergure portant sur les valeurs de référence. J'étais également responsable du recrutement pour le volet Saguenay ainsi que de la saisie de données pour l'ensemble des patients évalués dans le cadre de ce projet. Jusqu'à maintenant plus de 225 participants ont été évalués et les données obtenues permettront l'établissement de valeurs de référence de la FMMI chez l'adulte pour 17 groupes musculaires des membres supérieurs et inférieurs. Ces valeurs auront une grande pertinence clinique pour le suivi des patients atteints de maladies neuromusculaires, mais également pour de nombreuses autres clientèles présentant des atteintes neuromusculosquelettiques.

INTRODUCTION

La force musculaire est une variable clé en réadaptation puisqu'elle est un facteur déterminant des capacités fonctionnelles (Al Snih, Markides, Ottenbacher et Raji (2004); (Buckinx et al., 2019; van der Vorst et al., 2016). L'évaluation de la force musculaire permet de guider le diagnostic et le pronostic cliniques des patients, de suivre l'évolution de leur condition dans le temps et d'évaluer l'efficacité des interventions proposées.

Différentes méthodes de mesure de la force musculaire sont utilisées, telles que le bilan musculaire manuel (BMM), la dynamométrie manuelle (DM) ou la dynamométrie isocinétique, mais certaines d'entre elles présentent des caractéristiques limitant leur utilisation en clinique. Les protocoles standardisés utilisant des dynamomètres manuels portables avec jauges de contraintes seraient une méthode rapide d'obtenir des mesures quantitatives de force musculaire valides, fidèles et sensibles, mais ces propriétés métrologiques n'ont été documentées que chez certaines populations et pour certains groupes musculaires (Arnold, Warkentin, Chilibeck, & Magnus, 2010; Buckinx et al., 2017; L. J. Hébert et al., 2011; Kolber & Cleland, 2005; Petitclerc, Hébert, Mathieu, Desrosiers, & Gagnon, 2017).

Actuellement, afin de déterminer si un déficit significatif de force musculaire est présent, la mesure obtenue à l'aide du DM est souvent comparée au côté contralatéral qualifié de « sain », c'est-à-dire considéré comme ne présentant aucune déficience neuromusculosquelettique ou de toute autre nature que ce soit pouvant affecter l'intégrité du système neuromusculaire. Toutefois, cette pratique peut rapidement devenir inappropriée lorsque la personne évaluée présente une atteinte bilatérale ou lorsque, pour une raison ou une autre, le côté considéré sain ou de référence n'est pas parfaitement intègre.

Dans ces circonstances, aucune des mesures prises du côté controlatéral au côté atteint ne peut servir d'élément comparatif ou de valeur de référence chez cette personne. L'alternative à cette problématique serait d'avoir accès à des valeurs de référence de la force musculaire selon l'âge et sexe.

Dans cet ordre d'idées, L. J. Hébert et al. (2015) et Beenakker, Van der Hoeven, Fock et Maurits (2001) ont établi des valeurs de référence pour certains groupes musculaires des membres supérieurs et inférieurs avec un DM de type « push-pull » chez la population pédiatrique. Toutefois, celles-ci ne peuvent être utilisées que chez des sujets dont l'âge est inférieur à 18 ans. La quantité insuffisante de données de référence de force musculaire mesurée par dynamométrie manuelle, et surtout, la documentation incomplète de ses propriétés métrologiques chez la population adulte saine pour l'ensemble des groupes musculaires, sont problématiques pour les professionnels de la santé. En effet, pour que le clinicien soit en mesure de porter un jugement juste et éclairé sur la présence ou non de faiblesse musculaire, les propriétés métrologiques de l'outil de mesure utilisé doivent être connues et validées.

Les objectifs de ce projet de recherche dans le cadre de mon mémoire consistaient donc, dans un premier temps, à recenser la littérature portant sur les valeurs de référence chez l'adulte pour l'ensemble des groupes musculaires des membres supérieurs et inférieurs et dans un second temps, à documenter les propriétés métrologiques d'un mode opératoire normalisé pour l'évaluation de la FMMI par dynamométrie destinée à l'établissement de futures valeurs de référence. Pour ce faire, la FMMI de 30 personnes adultes en bonne santé a été évaluée par deux évaluateurs à l'aide de cette procédure à trois temps différents afin de déterminer ses fidélités intra et interévaluateur, l'erreur standard de la mesure et le changement minimal détectable.

Ce mémoire comprend 4 sections, soit une introduction, 2 articles scientifiques (un publié et un soumis) ainsi qu'une discussion. Le premier chapitre nous permet d'abord de mettre de l'avant l'importance de la dynamométrie manuelle pour objectiver la force musculaire en réadaptation ainsi que l'importance de connaître les propriétés métrologiques des outils de mesures. Ce chapitre nous permet également d'introduire la problématique qui est présentée subséquemment, et ce, juste avant les objectifs et les hypothèses. Le second chapitre présente un premier article scientifique révisé par les pairs, dont je suis la première auteure, publié dans le journal *Archives of Rehabilitation Research and Clinical Translation* en 2021 qui s'intitule : *What is Known About Muscle Strength Reference Values for Adults Measured by Hand-Held Dynamometry : A Scoping Review*. Cet article est une revue exploratoire portant sur les valeurs de référence de la force musculaire obtenues par dynamométrie manuelle actuellement disponibles dans la littérature. Le troisième chapitre présente un second article scientifique qui a récemment été soumis au *Physical Therapy Journal*, s'intitulant « *Psychometric properties of a standardized protocol of muscle strength assessment by hand-held dynamometry in healthy adults: A reliability study* ». Cet article dont je suis également la première auteure, présente les résultats de mon projet de maîtrise, soit l'identification des propriétés métrologiques d'un protocole d'évaluation standardisé de la force musculaire maximale isométrique par dynamométrie manuelle. Finalement, le dernier chapitre est consacré à la discussion des résultats obtenus dans le cadre de ce projet de maîtrise.

CHAPITRE 1 : ÉVALUATION DE LA FORCE MUSCULAIRE PAR DYNAMOMÉTRIE MANUELLE

1.1 CONTEXTE

On dénombre plus de 600 muscles squelettiques dans le corps humain, ce qui représente près de 30 à 40 % du poids corporel total d'un individu. Les fibres musculaires qui composent les muscles squelettiques ont la capacité de se contracter et de produire une force musculaire permettant la production de mouvements. Les muscles sont essentiels au bon fonctionnement de notre organisme. Ils nous permettent entre autres de respirer, de parler, de manger, de voir, de nous tenir debout, de nous déplacer, etc. La capacité du muscle à produire une force musculaire dépend, entre autres, de l'intégrité de ce dernier, de la jonction neuromusculaire et des systèmes nerveux central et périphérique qui permettent l'élaboration de la commande nerveuse et la transmission des influx nerveux nécessaires à l'activation du muscle. Une atteinte à l'un ou l'autre de ces systèmes peut donc entraîner des déficiences musculaires ainsi que des incapacités plus ou moins importantes selon la sévérité de l'atteinte.

Il existe de multiples pathologies et conditions musculosquelettiques, neurologiques, génétiques pouvant affecter la force musculaire et ainsi limiter les capacités fonctionnelles des personnes atteintes. Les maladies neuromusculaires (MNM) en sont un exemple. On retrouve plus d'une centaine de types de MNM dans le monde. Cependant, la prévalence mondiale la plus élevée de certaines d'entre elles se retrouve au Québec et plus particulièrement dans la région du Saguenay-Lac-St-Jean telle que la dystrophie myotonique de type 1 où une personne sur 550 serait atteint en comparaison à 1/8000 ailleurs dans le monde (Thornton, 2014). Les MNM sont des maladies génétiques rares et dégénératives affectant directement les fonctions musculaires. Ces populations nécessitent des soins de nombreux professionnels,

incluant un suivi avec les professionnels de la réadaptation vu l'aspect évolutif de la maladie, la perte progressive de force musculaire et des fonctions physiques. L'évaluation de la force musculaire devrait donc faire partie intégrante du suivi de ces patients et les professionnels de la santé travaillant auprès de ces populations doivent donc pouvoir compter sur des outils de mesure ayant de bonnes qualités métrologiques connues. Par ailleurs, les blessures musculosquelettiques induites par le sport ou le travail peuvent également entraîner des faiblesses musculaires. Selon un rapport de l'Institut National de santé publique du Québec (INSPQ), plus d'un million de personnes blessées annuellement doivent consulter un professionnel de la santé (Hamel, Tremblay, & Nolin, 2019). Les principaux motifs de consultation selon ce même rapport sont des blessures ligamentaires (50,9 %), des fractures (12,2 %) et des claquages musculaires (12,3 %; Hamel, 2019), toutes des affections pouvant influencer de près ou de loin la force musculaire. De plus, selon statistique Québec, plus de 24,8 % des travailleurs développeraient des troubles musculosquelettiques (TMS) associés à leur travail. Les TMS constituent également une raison fréquente de consultation en réadaptation. Les faiblesses musculaires peuvent également être induites, non seulement par des maladies ou des blessures, mais également par une baisse de l'activité musculaire. Le déconditionnement chez les personnes âgées ainsi que la fonte musculaire due à une immobilisation prolongée en sont de bons exemples. Le déconditionnement fait partie des principaux motifs de référence en physiothérapie chez les personnes âgées. Selon les études, une perte de force musculaire entre 10 à 15 % serait observée à la suite d'une immobilisation prolongée d'une durée de 7 à 10 jours en cours d'hospitalisation (Dittmer & Teasell, 1993; English & Paddon-Jones, 2010; Kortebein, Ferrando, Lombeida, Wolfe, & Evans, 2007).

Bref, la force musculaire peut être affectée par de nombreuses conditions et avoir un impact significatif sur les capacités motrices des personnes touchées. Les professionnels de la santé tels que les professionnels de la physiothérapie ont donc un rôle important à jouer dans le maintien de ces capacités. L'évaluation et l'amélioration de la force musculaire

deviennent alors une priorité en réadaptation pour les patients atteints de conditions telles que celles-ci.

1.2 LA FORCE MUSCULAIRE

1.2.1 DÉFINITION

La force musculaire se définit comme la capacité d'un muscle à exercer une force contre une résistance. Plus spécifiquement, dans un contexte de réadaptation, la force musculaire se définit selon Dvir (2004) comme l'effet de rotation d'un segment produit par un vecteur force qui est généré par un muscle unique ou un groupe musculaire au niveau de l'articulation d'intérêt. Cet effet de rotation d'un segment est également appelé moment de force ou torque (Dvir, 2004). Le moment de force produit par l'action du groupe musculaire d'intérêt va dépendre de deux principaux facteurs, soit la force musculaire produite par le groupe musculaire agissant sur l'articulation en question et le bras de levier de celui-ci qui se définit comme la distance perpendiculaire entre le point d'application du vecteur force produit par l'action du/des muscle(s) agoniste(s) et le centre de l'axe de rotation de l'articulation. Le moment de force musculaire produit agira sur le système/articulation afin de produire un mouvement qui dépendra de l'interaction entre les forces agissant sur le système qui peuvent être classées en deux catégories, soit les forces externes et les forces internes. Les forces externes correspondent aux forces qui sont exercées par le milieu extérieur sur les segments du corps humain tels que les forces gravitationnelles, les forces induites par une résistance ou l'ajout d'une charge (Lepers & Martin, 2016). Les forces internes, quant à elles, font référence aux forces exercées par une partie du système sur une autre partie du système, telles que les forces musculaires, ligamentaires, interarticulaire afin de contrer les forces externes (Lepers & Martin, 2016). C'est alors la somme de toutes les forces agissant sur le système/articulation qui déterminera le moment de force total à l'articulation.

1.2.1.1 Calcul des moments de force

En biomécanique, le torque ou moment de force se décrit comme l'effet de rotation de la force soit le produit de la force et de la distance perpendiculaire entre le vecteur de force et l'axe de rotation. On peut donc mesurer le moment de force à partir de la formule suivante : $M = F * d * \sin \theta$ où M est le moment de force, F est la force en question, d est le bras de levier et θ est l'angle entre le vecteur F et d (Winter, 2009). Par exemple, dans la figure 1-1 ci-dessous, on désire mesurer le moment de force produit au coude (M_{coude}) lors du soulèvement d'une charge tenue au niveau du poignet. Dans cette situation, M_{coude} représente la somme des moments de forces agissant sur l'articulation du coude, soit M_o , le moment de force externe produit par la force de l'objet (F_o), M_p , le moment de force externe produit la force du poids du segment bras (F_p), soit la masse combinée de l'avant-bras et de la main, et M_b , le moment de force interne produit par la force des fléchisseurs du coude (F_b). Dépendamment de la force musculaire produite par les fléchisseurs du coude et de leur capacité à soulever une telle charge, on observera une extension du coude (contraction excentrique), une flexion du coude (contraction concentrique) ou celui-ci demeurera stable (contraction isométrique). Ces types de contraction seront décrits dans la prochaine section. Dans le cas où l'on désirerait maintenir le segment bras stable, M_b devrait égaler la somme des M_o et de M_p . Dans cet exemple, F_o et F_p produiront des moments de force faisant bouger le segment bras dans un sens antihoraire, alors que F_b produira un moment de force dans le sens opposé, soit dans le sens horaire. La somme des moments (ΣM) serait donc égale à :

$$\Sigma M = M_o + M_p - M_b.$$

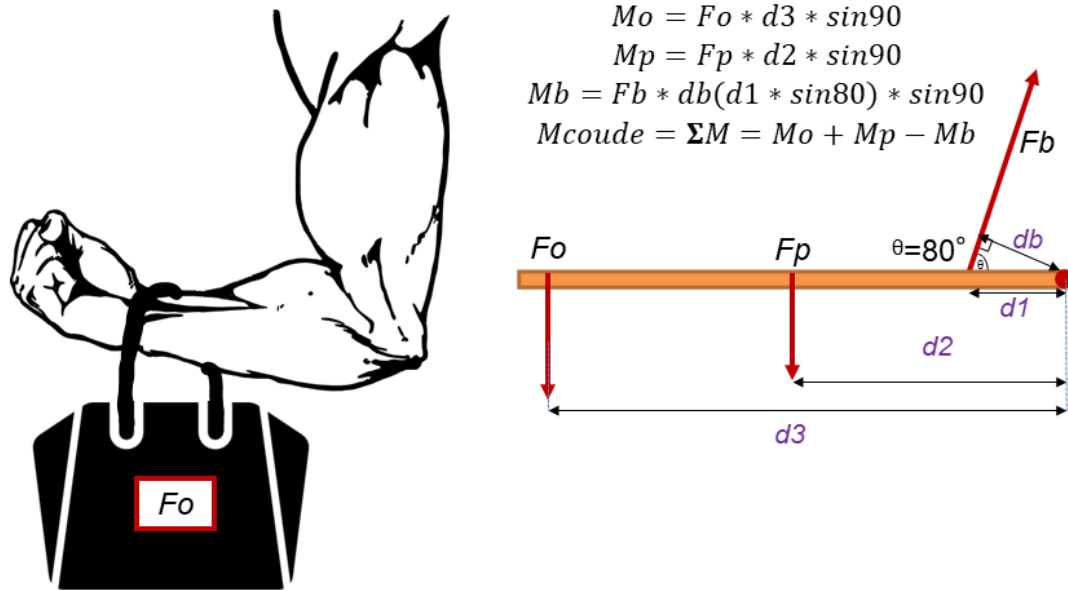


Figure 1-1 : Rappel biomécanique du calcul des moments de force à l'articulation du coude. F_o : Force produite par le poids de l'objet, M_o : Moment de force produit par F_o , F_p : Force produite par le poids du segment bras, M_p : Moment de force induit par F_p , F_b : Force produite par l'action des fléchisseurs du coude, M_b : Moment de force induit par F_b , d_1 : distance entre l'axe de rotation du coude et l'insertion musculaire du biceps brachial, db : bras de levier du vecteur F_b , soit la distance entre l'axe de rotation du coude et le point perpendiculaire au vecteur force, d_2 : bras de levier du vecteur F_p , soit la distance entre l'axe de rotation du coude et le centre de masse du segment bras, d_3 : bras de levier du vecteur F_o , soit la distance entre l'axe de rotation et le centre de masse de l'objet tenu au niveau du poignet.

1.2.2 LA CONTRACTION MUSCULAIRE

Au niveau physiologique, la contraction musculaire est possible grâce à l'activation des ponts transversaux, qui sont les sites générateurs de force dans les fibres musculaires (Widmaier, Raff, Strang, & Vander, 2013). Les ponts transversaux correspondent à la liaison des têtes de myosine aux filaments fins d'actine constituant les sarcomères, l'unité structurale de la fibre musculaire. L'action des ponts transversaux peut entraîner ou non un raccourcissement des sarcomères par le mécanisme de glissement relatif des filaments de

myosine sur les filaments d'actine. Ce phénomène se produisant simultanément pour l'ensemble des sarcomères de la cellule musculaire entraîne un raccourcissement global de la cellule musculaire dans l'axe longitudinal. Le raccourcissement de la fibre musculaire va dépendre de la force musculaire générée par le groupe musculaire en question et la charge exercée sur celui-ci. La présentation de ces éléments introduit la prochaine section détaillant les différents types de contractions musculaires.

Chez l'humain, on distingue principalement 3 types de contractions musculaires pouvant permettre de générer une force musculaire, soit la contraction isométrique, la contraction concentrique et la contraction excentrique. Celles-ci se différencient en fonction du changement de longueur dans le muscle. La **contraction isométrique** est une contraction musculaire impliquant une augmentation de la tension musculaire, sans qu'un changement de la longueur du muscle ne soit observé et donc par extension, sans aucun déplacement des segments. Dans cette condition parfaitement stable, il n'y a donc aucun raccourcissement observé au niveau de la longueur des sarcomères. On appelle également ce type de contraction, une contraction statique. Le segment est maintenu dans une position déterminée, sans production de mouvement. Pour que cela soit possible, le moment interne produit par le groupe musculaire doit être égal au moment externe généré par la charge. Dans le cas de l'évaluation de la force musculaire, par exemple, pour maintenir une contraction isométrique, la capacité de résistance de l'évaluateur doit être égale à l'effort produit par le participant. Par ailleurs, lorsque la force générée par le groupe musculaire (moment de force interne) est supérieure à la force produite par la charge (moment de force externe), on observe alors un raccourcissement des sarcomères et de la fibre musculaire. Il s'agit alors d'une contraction concentrique. À l'opposé, dans le cas où la charge (moment de force externe) excède le moment de force générée par le groupe musculaire (moment de force interne), il se produira alors un allongement des sarcomères et de la fibre musculaire. Il s'agit dans ce cas d'une contraction excentrique. Les contractions concentriques et excentriques peuvent également

être définies en fonction de la tension musculaire générée en cours de contraction et de la vitesse de contraction. Lorsque la charge exercée sur le muscle est constante sur toute l'amplitude articulaire permise, on dit que cette contraction est isotonique. Finalement, lorsqu'une contraction concentrique ou excentrique se produit à une vitesse constante, on parle alors d'une contraction isocinétique. Au cours d'une telle contraction, la résistance (charge externe) est modulée tout au long du mouvement de manière que la vitesse de contraction demeure constante, peu importe l'angle du segment. Ce type de contraction est possible avec l'utilisation d'appareils isocinétiques tels que le Biodex.

1.2.3 FACTEURS DE VARIABILITÉ

De nombreux facteurs peuvent influencer la quantité de force musculaire produite au cours d'une contraction musculaire. Ces facteurs de variabilité peuvent être séparés en trois principales catégories : les facteurs physiologiques relatifs au muscle squelettique lui-même, au système nerveux et au type de contraction musculaire, les facteurs intrinsèques à l'individu qui se rapportent aux caractéristiques de l'individu et ses habitudes de vie, ainsi que les facteurs extrinsèques qui font référence aux stimulations extérieures pouvant influencer la production d'une force maximale.

1.2.3.1 Facteurs physiologiques

Relation force-longueur et types de contraction musculaire

Le degré d'élongation du muscle agoniste et le type de contraction musculaire vont influencer de manière significative la quantité de force musculaire produite (ou moment de force) au niveau de l'articulation ciblée en modifiant le bras de levier et la tension musculaire.

Tout d'abord lors de l'évaluation de la force musculaire en contraction isométrique, la force maximale générée serait tributaire du niveau d'élongation de celui-ci (Costill & Wilmore, 2006). En effet, la force active générée par une fibre musculaire dépend, entre autres, de la longueur de celle-ci. Il existe une longueur optimale (L_0) à laquelle chaque fibre est en mesure de générer une force maximale isométrique. L_0 correspond normalement à la longueur où le chevauchement entre les filaments d'actine et de myosine est optimal permettant à un nombre maximal de ponts transversaux de se créer générant ainsi une force maximale. Un étirement du muscle supérieur à L_0 diminue le degré de chevauchement des filaments d'actine et de myosine et donc le nombre possible de fixations des têtes de myosine sur l'actine. Une moins grande force est alors générée. À l'inverse, lorsque la longueur des fibres est en deçà de L_0 , cela induit un chevauchement excessif des filaments fins d'actine limitant la création de ponts transversaux. Malgré la variabilité de la relation force-longueur entre les différents muscles, la position optimale pour produire de plus grandes forces se trouverait, de façon générale, à la mi-longueur du muscle (Costill & Wilmore, 2006).

Ensuite, le type de contraction musculaire influencerait grandement la force maximale produite. Il est reconnu que de plus grandes forces sont générées avec l'utilisation d'une contraction musculaire de type excentrique que lors d'une contraction isométrique et d'une contraction concentrique. En effet, Olson, Smidt et Johnston (1972), ont démontré qu'il existe une relation entre la force générée au niveau de l'articulation ciblée et la longueur du groupe musculaire agissant sur cette articulation. Un moment de force supérieur était observé lorsque le groupe musculaire des abducteurs de la hanche effectuait une contraction excentrique comparativement à une contraction isométrique ou concentrique. Au niveau physiologique, les mécanismes qui sous-tendent à cette augmentation importante de la force musculaire au cours d'une contraction excentrique ne sont pas encore complètement compris. Les chercheurs suggèrent différentes hypothèses telles que l'augmentation de force du nombre de ponts actine-myosine au cours de la contraction ainsi que d'autres mécanismes plus complexes

impliquant les protéines structurales présentes dans le muscle squelettique telles que la titine (Herzog, 2014; Nishikawa, 2016).

Facteurs neuronaux : Recrutement des unités motrices et fréquences des impulsions

La contraction musculaire est possible grâce à l'implication du système nerveux central et périphérique, qui par la génération et la transmission d'influx nerveux, permet l'activation des unités motrices et de leurs fibres musculaires. La quantité de force musculaire générée au cours d'une contraction va dépendre du nombre et du type d'unités motrices recrutées simultanément, ainsi que de la fréquence des influx nerveux générés. Généralement, plus le nombre d'unités motrices est important et plus la force générée est grande. De plus, le muscle est composé de différents types d'unités motrices telles les unités motrices à contraction rapide et les unités motrices à contraction lente qui se distinguent par leur structure et leurs fonctions. Des études électromyographiques ont permis de démontrer que les unités motrices sont recrutées en suivant un ordre systématique lors d'une contraction volontaire avec une augmentation graduelle de la force générée (Henneman, 1957). Les unités motrices à contraction lente seraient recrutées préalablement et permettraient le recrutement des fibres de type 1 principalement produisant des forces moins élevées, mais pouvant être maintenues sur une plus longue période. Les unités motrices à contraction rapide seraient recrutées subséquemment, quant à elles, et permettraient de générer de plus grandes forces par l'innervation des fibres de type II. Del Vecchio et al. (2019) ont démontré qu'au cours d'une contraction isométrique explosive, une unité motrice était recrutée toutes les 6.48 ms et que 80 % de la force maximale volontaire pouvait être atteinte en près de 300 ms.

Dans une situation non pathologique, une augmentation de la fréquence des impulsions nerveuses transmises des motoneurones jusqu'aux fibres musculaires qu'ils innervent influencerait également la capacité du muscle à générer une force maximale en augmentant l'ampleur de la force générée et la vitesse de développement de la force

musculaire au cours d'une contraction (Cormie, McGuigan, & Newton, 2011). Del Vecchio et al. (2019), ont démontré que l'augmentation du nombre d'impulsions nerveuses par seconde est associée à un recrutement plus rapide des unités motrices et de ce fait, à une plus grande force maximale volontaire générée. L'augmentation de la fréquence de décharges des unités motrices permet la sommation des influx nerveux. On passe alors d'un mode de secousses à un mode téтанisant (Chandler & Brown, 2008). Cela entraîne une augmentation de la force musculaire générée. Une atteinte à n'importe quelle structure du système nerveux central et périphérique impliquée dans le contrôle moteur allant de la jonction neuromusculaire au cortex aura un impact sur la génération d'une force maximale en lien avec la difficulté du système nerveux à recruter toutes les unités motrices.

Facteurs morphologiques

La capacité d'un groupe musculaire à générer une force maximale dépend également de nombreux facteurs morphologiques du muscle tels que le type de fibre, l'aire de section transverse et la longueur des fibres musculaires qui le composent, l'angle de pennation ainsi que l'unité musculo-tendineuse du muscle (Cormie et al., 2011). En effet, les fibres de type II sont connues pour produire de plus grandes forces comparativement aux fibres de type I (Hunter et al., 2015; Methenitis et al., 2019; Thorstensson, Grimby, & Karlsson, 1976; Tihanyi, Apor, & Fekete, 1982). Il a aussi été démontré que la force générée par les fibres musculaires est directement proportionnelle à l'aire transversale (Verdijk et al., 2010), ainsi qu'à la longueur de ces dernières (Cormie et al., 2011). Ensuite, une augmentation de l'angle de pennation des muscles qui représente l'angle entre les fibres musculaires et la ligne d'action du muscle serait associée à une augmentation de la force maximale générée et cela s'expliquerait par une relation longueur-tension plus optimale (Muhl, 1982). Finalement, la compliance des tendons pourrait affecter la puissance musculaire maximale, c'est-à-dire la quantité maximale de force produite par unité de temps. Toutefois, selon Cormie et al. (2011), des recherches

supplémentaires sont nécessaires sur le sujet comme les études démontrent des résultats contradictoires.

1.2.3.2 Facteurs intrinsèques à la personne

La force musculaire est également influencée par plusieurs facteurs intrinsèques à la personne tels que les caractéristiques physiques et génétiques comme l'âge, le sexe, le poids, la grandeur, l'ethnicité ou encore par les habitudes de vie.

Plusieurs études ont déjà démontré le profil de la force musculaire au fil du temps chez l'homme et chez la femme (Al-Abdulwahab, 1999; Andrews, Thomas, & Bohannon, 1996; Bohannon, 1997; Haynes et al., 2020; McKay et al., 2017). La littérature démontre que la FMMI augmente au cours de l'enfance et de l'adolescence de manière proportionnelle jusqu'à l'âge adulte pour atteindre des valeurs maximales entre 20 et 40 ans en fonction des différents groupes musculaires. Cette dernière commencerait ensuite à décroître progressivement vers la 5^e décennie et un déclin plus marqué serait observé à la fin de la 6^e décennie selon Haynes et al. (2020), et ce, chez les hommes et les femmes. Des corrélations entre la force musculaire et le sexe ont également été démontrées dans plusieurs études (Andrews et al., 1996; Bohannon, 1997; De Oliveira et al., 2018; L. J. Hébert et al., 2015; McKay et al., 2017). En effet, une différence significative de la FMMI serait observée entre les deux sexes pour l'ensemble des groupes musculaires, et ce, dès l'âge de 9-10 ans (L. J. Hébert et al., 2015; McKay et al., 2017) avec des valeurs de FMMI significativement plus importantes chez l'homme que chez la femme. Le poids et la grandeur seraient également de bons prédictors de la force musculaire. Hébert et al. (2015) ont rapporté de fortes corrélations chez une population pédiatrique entre le moment de force et le poids et la grandeur pour les 10 groupes musculaires évalués et le même genre de résultats ont été démontrés chez l'adulte dans d'autres études (Andrews et al., 1996; Bohannon, 1997; McKay et al., 2017). Finalement, la force musculaire serait aussi associée au

niveau d'activité physique (De Oliveira et al., 2018; Ramsey et al., 2021). Les effets de l'entraînement en résistance et de l'entraînement aérobie sur l'adaptation du muscle squelettique et les gains de force musculaire associés ont déjà été démontrés dans la littérature (American College of Sports and Medicine, 2009; Feigenbaum & Pollock, 1999; Kraemer, Deschenes, & Fleck, 1988; Lopez et al., 2021; Sarsan, Ardiç, Özgen, Topuz, & Sermez, 2006). Il n'est donc pas surprenant qu'un plus grand niveau d'activité physique soit associé à des forces musculaires plus élevées (De Oliveira et al., 2018; Ramsey et al., 2021).

Par ailleurs, certains facteurs psychologiques tels que la présence de phénomènes douloureux ou la motivation intrinsèque des individus peuvent également expliquer la variabilité de la force musculaire. Plusieurs études ont démontré une association significative entre la présence de douleurs et une diminution de la force musculaire générée par certains groupes musculaires (de Sousa et al., 2019; Henriksen, Rosager, Aaboe, Graven-Nielsen, & Bliddal, 2011; M. J. Kim et al., 2020; Rice, Mannion, Lewis, McNair, & Fort, 2019; Ruhdorfer, Wirth, & Eckstein, 2017). Les mécanismes physiologiques qui sous-tendent ces changements moteurs ne sont pas encore complètement élucidés. La douleur aurait un pouvoir d'action direct sur le système moteur en inhibant les voies corticospinales, et de ce fait, les réponses musculaires volontaires (Dubé, 2011; Graven-Nielsen, Lund, Arendt-Nielsen, Danneskiold-Samsøe, & Bliddal, 2002; Hodges & Tucker, 2011; M. J. Kim et al., 2020; Ruhdorfer et al., 2017; Ruhdorfer, Wirth, Hitzl, Nevitt, & Eckstein, 2014). En ce qui concerne la motivation intrinsèque, certaines études ont démontré des corrélations positives significatives entre l'efficacité personnelle des individus pratiquant un sport et leurs performances sportives ainsi que les efforts déployés (Fransen, Boen, Vansteenkiste, Mertens, & Vande Broek, 2018; Ian & Stephen, 2011; Moritz, Feltz, Fahrbach, & Mack, 2000).

1.2.3.3 Facteurs extrinsèques

La capacité à générer un effort maximal peut également être influencée par des facteurs extrinsèques/environnementaux, tels que les instructions, les bruits ambiants, les encouragements verbaux ainsi que les rétroactions visuelles. En effet, d'après les études, la motivation externe par une tierce personne aurait un impact important sur la production de la force maximale. De nombreuses études se sont intéressées à l'influence que pouvait avoir l'ajout d'encouragements verbaux sur les performances lors de la réalisation de test à l'effort maximal (Andreacci et al., 2002; Anzak, Tan, Pogosyan, & Brown, 2011; Argus, Gill, Keogh, & Hopkins, 2011; Belkhiria, De Marco, & Driss, 2018; Engel, Faude, Kölling, Kellmann, & Donath, 2019; Johansson, Kent, & Shepard, 1983; Jung & Hallbeck, 2004; McNair, Depledge, Brett Kelly, & Stanley, 1996; Obmiński & Mroczkowska, 2015; Rendos et al., 2019; Silva et al., 2013; Weakley et al., 2020). Plusieurs auteurs ont démontré une production de force maximale significativement plus élevée avec l'ajout d'encouragements verbaux lors de la réalisation de tests de force maximale isométrique et isocinétique ainsi que lors de tests à l'effort en endurance (Andreacci et al., 2002; Anzak et al., 2011; Belkhiria et al., 2018; Jung & Hallbeck, 2004; McNair et al., 1996; Rendos et al., 2019; Silva et al., 2013). En effet, Anzak et al. (2011) et Belkhiria et al. (2018) ont rapporté une augmentation de la force maximale volontaire de 7,2 et 11,7 % respectivement au test de préhension avec stimulation verbale pendant l'effort. McNair et al. (1996) ont également démontré une augmentation de la force maximale isométrique des fléchisseurs du coude de 5 % lorsque des encouragements verbaux étaient donnés. En plus d'une augmentation de la force musculaire, une augmentation de l'activité électromyographique et de la vitesse de production de la force maximale seraient également observées (Anzak et al., 2011; Belkhiria et al., 2018). De plus, les encouragements verbaux permettraient d'obtenir une meilleure fidélité lors d'évaluations répétées (Engel et al., 2019).

Andreacci et al. (2002) ont quant à eux évalué l'effet de la stimulation verbale et de la fréquence de celles-ci lors de la réalisation d'un test à l'effort cardiovasculaire sur tapis roulant. Les résultats ont démontré une augmentation significative de la consommation maximale en oxygène de près de 13,3 % et 8,6 % dans les groupes ayant reçu des encouragements verbaux plus fréquents, soit toutes les 20 et 60 secondes respectivement. Une augmentation significative de la durée de l'effort (+8,1 %) aurait également été observée chez le groupe ayant reçu les encouragements à une fréquence plus élevée. Cette étude démontre donc que la fréquence des stimulations a un rôle considérable à jouer sur les performances des personnes lors d'un test à l'effort en endurance. D'autres facteurs pourraient également influencer l'efficacité des stimulations verbales sur les performances tels que le volume des stimulations, ainsi que les mots choisis. En effet, une augmentation du volume des stimulations auditives est corrélée avec une augmentation de la force maximale déployée lors d'un test de préhension (Johansson et al., 1983). Plusieurs auteurs ont également évalué l'impact du type d'instructions données sur la production d'une force maximale isométrique et/ou isocinétique. Par exemple, l'utilisation des indices verbaux « aussi vite que possible » et « aussi vite et aussi fort que possible » améliorerait les performances de force musculaire comparativement à l'utilisation des indices verbaux « aussi fort que possible » ou aucune instruction (Jung & Hallbeck, 2004; Rendos et al., 2019; Sahaly, Vandewalle, Driss, & Monod, 2001). Seulement deux études ont démontré peu ou pas d'effet de la stimulation verbale sur les performances lors de tests à effort maximal en force et en endurance (Engel et al., 2019; Obmiński & Mroczkowska, 2015). Les auteurs expliquent les résultats par le haut niveau de motivation intrinsèque des athlètes inclus dans les études.

Bref, la force musculaire peut être influencée par de multiples facteurs physiologiques, intrinsèques et extrinsèques à l'individu. En tant que professionnel de la santé, il est important de connaître et de prendre en compte ces facteurs puisqu'ils peuvent influencer de manière considérable la force musculaire maximale obtenue lors des évaluations. Cette section

démontre l'importance de comparer les données de force musculaire obtenues entre des individus du même groupe d'âge et du même sexe et de considérer le niveau et le type d'entraînement physique pratiqué. Il est également important de considérer et documenter la douleur et la dimension psychologique des patients lors des évaluations puisque celles-ci peuvent affecter la force musculaire. Finalement, il est pertinent de donner des encouragements verbaux lors de test à l'effort maximal que ce soit en force ou en endurance.

1.3 FORCE MUSCULAIRE ET RÉADAPTATION

Tel que mentionné précédemment, la force musculaire est un biomarqueur crucial en réadaptation puisqu'il s'agit d'un élément essentiel à l'accomplissement des activités de la vie courante telles que se déplacer, se lever d'une chaise, courir, monter et descendre les escaliers, s'habiller, se laver, etc. L'évaluation de la force musculaire est un élément important dans le coffre à outils des physiothérapeutes et fait partie intégrante de la classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé (CIF). Elle permet d'identifier et d'objectiver la présence de déficiences au niveau du système musculaire (Fonctions des muscles b730-b749), qui peuvent entraîner des limitations importantes dans la réalisation de certaines activités et ainsi restreindre la participation aux activités de la vie courante. Les prochains paragraphes décriront plus en profondeur l'impact qu'une perte de force musculaire peut occasionner sur différents aspects des capacités fonctionnelles ainsi que la pertinence de son évaluation en réadaptation.

1.3.1 PRÉDICTEUR DE CAPACITÉS FONCTIONNELLES

Plusieurs études ont démontré la présence d'association ou même de lien causal entre la force musculaire et les capacités fonctionnelles des personnes. Chez les personnes âgées,

la perte de force musculaire serait un prédicteur d'incapacités à la réalisation des activités de la vie quotidienne (AVQ) et un facteur déterminant des capacités fonctionnelles et du niveau d'autonomie (Al Snih et al., 2004; Buckinx et al., 2019; Rantanen et al., 1999; Turusheva, Frolova, & Degryse, 2017; van der Vorst et al., 2016; Wang, Yao, Zirek, Reijnierse, & Maier, 2020). Plus spécifiquement, une force musculaire limitée au niveau des groupes musculaires des fléchisseurs du coude, des extenseurs du genou et des fléchisseurs du tronc augmenteraient de manière significative le risque de développer des limitations aux AVQ (van der Vorst et al., 2016). La perte de force musculaire au niveau des extenseurs du genou chez les personnes âgées serait également associée à une plus grande difficulté à se lever d'une chaise (Landers, Hunter, Wetzstein, Bamman, & Weinsier, 2001). Par ailleurs, la force musculaire serait un facteur limitant de la vitesse de marche (S. Nadeau, Arsenault, Gravel, & Bourbonnais, 1999; S. Nadeau, Gravel, & Arsenault, 1997; S. Nadeau, Gravel, Arsenault, & Bourbonnais, 1996). En effet, selon Mangione et al. (2007), la force musculaire combinée des abducteurs et extenseurs de la hanche, des extenseurs du genou et des fléchisseurs plantaires de la cheville expliqueraient à eux seuls 72 % de la variabilité de la vitesse de marche d'une personne.

Plusieurs études ont démontré qu'une diminution de la force musculaire et des capacités fonctionnelles chez les personnes âgées serait un facteur de risque déterminant de chutes (Ding & Yang, 2016; Moreland, Richardson, Goldsmith, & Clase, 2004). Plus précisément, une moins grande force musculaire des muscles extenseurs et fléchisseurs du genou est observée chez les chuteurs comparativement aux non-chuteurs (Ding & Yang, 2016). Une faiblesse des extenseurs du genou et des fléchisseurs dorsaux de la cheville augmenteraient les risques de chuter de 7,5 et 5,1 fois par rapport aux personnes plus fortes (Takazawa, Arisawa, Honda, Shibata, & Saito, 2003). La force musculaire des fléchisseurs dorsaux de la cheville serait d'ailleurs le meilleur prédicteur de chutes au niveau des groupes

musculaires du membre inférieur (Daubney & Culham, 1999; MacRae, Lacourse, & Moldavon, 1992).

L'équilibre est une autre variable clé en réadaptation tributaire de la force musculaire et un autre facteur de risque important de chutes chez les personnes âgées ainsi que pour nombreuses autres clientèles telles que les patients atteints d'une maladie neuromusculaire. Des associations entre la force musculaire des groupes musculaires de la hanche, l'équilibre dynamique et les capacités fonctionnelles chez les personnes âgées ont été démontrées (Vieira et al., 2021). Porto et al. (2019) ont observé une association significative entre le moment de force maximal des abducteurs de la hanche et la performance aux épreuves d'équilibre statique et dynamique. La force musculaire des abducteurs de la hanche influencerait l'efficacité des réactions d'équilibre et de protection (Addison et al., 2017).

Bref, la perte de force musculaire de certains groupes musculaires spécifiques serait un bon prédicteur des capacités à la marche, d'une diminution de l'équilibre, d'une augmentation des risques de chutes et du niveau d'autonomie des personnes.

1.3.2 PRÉDICTEUR DE RISQUES DE BLESSURES

La faiblesse musculaire serait un facteur de risque pour plusieurs blessures musculosquelettiques telles que des entorses et des tendinopathies (Acevedo, Rivera-Vega, Miranda, & Micheo, 2014; Ferri-Caruana, Prades-Insa, & Serra-AÑÓ, 2020; van der Worp et al., 2011). L'évaluation de la force musculaire peut être utilisée comme critère de retour au sport après une blessure comme c'est le cas à la suite d'une reconstruction du ligament croisé antérieur par exemple (Kaplan & Witvrouw, 2019). Dans certains contextes, la force musculaire maximale peut même être utilisée afin d'évaluer les risques de blessures associées à l'exécution de tâches fonctionnelles telles que le soulèvement de charges ou encore l'utilisation

des escaliers, par exemple (Dahlqvist, Nordander, Granqvist, Forsman, & Hansson, 2018; Li, Chu, & Chen, 2019; Miedema, Douwes, & Dul, 1997; Rohmert, 1973; van Dieën & Oude Vrielink, 1994). Il est alors possible de déterminer l'exigence de cette tâche en termes d'effort relatif (taux d'utilisation musculaire). En effet, l'effort nécessaire pour la réalisation d'une tâche va dépendre de la force maximale disponible, c'est-à-dire la force maximale pouvant être déployée par l'individu en question, ainsi que les contraintes extérieures telles que le transport d'une charge supplémentaire lors de la réalisation de cette tâche. Plus l'effort exigé par la tâche se rapprochera de l'effort maximal pouvant être déployé par l'individu, plus le taux d'utilisation musculaire est élevé et donc plus le risque de développer des blessures est grand (L. Hébert, Gravel, & Arsenault, 1995). Il est donc pertinent de documenter cet effort afin de prévenir l'apparition de blessures et de connaître la force musculaire maximale afin de vérifier si cette force est celle attendue pour une personne de cet âge et de ce sexe.

1.3.3 UTILITÉ CLINIQUE EN RÉADAPTATION

En plus d'être un bon prédicteur d'une perte de capacités fonctionnelles et de risques de blessures, la mesure de la force musculaire aurait de nombreuses utilités cliniques, tant au niveau du diagnostic que du suivi des patients.

En effet, tel que mentionné précédemment la perte de force musculaire est un symptôme clinique commun à de nombreuses conditions neuromusculosquelettiques. Entre autres, la faiblesse musculaire est un symptôme rapporté dans la majorité des maladies neuromusculaires (Finsterer & Zarrouk-Mahjoub, 2016; Mary, Servais, & Vialle, 2018) et de certaines maladies auto-immunes telles que la maladie de Graves, la myasthénie gravis ou le syndrome de Guillain-Barré (Fokke et al., 2014). Elle peut également être observée dans le cas de hernies discales avec compression des racines nerveuses, lors d'un accident cérébral vasculaire, d'une neuropathie périphérique. Tout dépendant de la localisation et de la sévérité

de la perte de force musculaire, celle-ci permet de guider l'équipe médicale dans l'établissement d'un bon diagnostic clinique. La perte de force musculaire est d'ailleurs utilisée comme un critère diagnostique pour de nombreuses conditions telles que la cachexie, la sarcopénie et le syndrome de Guillain Barré (Dhillon & Hasni, 2017; Fokke et al., 2014; Strasser, 2008). Elle est aussi utilisée afin de déterminer le niveau lésionnel et le niveau de sévérité de la condition dans le cas d'atteintes lésionnelles à la moelle épinière (Kirshblum et al., 2011).

De plus, en milieux cliniques comme en recherche, la force musculaire est l'une des principales variables qui permettent de suivre et documenter l'évolution de la condition des patients au fil du temps. Dans le domaine des maladies neuromusculaires, par exemple, où les maladies sont dégénératives, l'évaluation périodique et régulière de la force musculaire permet de déterminer la vitesse d'évolution de la maladie, de percevoir la détérioration de la condition des patients et de cette façon de mieux orienter le pronostic clinique et les interventions (Roussel et al., 2021). La force musculaire peut également être utilisée afin d'évaluer l'efficacité des interventions en réadaptation telles qu'un programme de renforcement. Certaines études ont utilisé la force musculaire maximale comme variable clé pour confirmer l'efficacité de programmes d'entraînement spécifiques (Helgerud et al., 2020; Roussel, Hebert, & Duchesne, 2020; Voet, van der Kooi, van Engelen, & Geurts, 2019). L'évaluation de la force musculaire peut également être un outil de planification. Effectivement, afin d'établir un plan de traitement optimal de la fonction musculaire et établir des objectifs réalistes, il faut à prime à bord l'évaluer (White, Delitto, Manal, & Miller, 2015).

En résumé, la force musculaire est une composante centrale de la fonction et du mouvement. Elle assure le maintien d'un bon niveau d'autonomie. La mesure de cette variable clinique est un élément-clé dans le travail du physiothérapeute en réadaptation. Il est donc essentiel de pouvoir quantifier objectivement la force musculaire et de pouvoir l'évaluer de

façon précise et en pouvant apprécier la grandeur des mesures obtenues par rapport aux erreurs de la mesure. C'est pour cette raison que les cliniciens doivent porter une attention particulière aux méthodes d'évaluation de la force musculaire proposées et faire un choix éclairé.

1.4 LES DONNÉES MÉTROLOGIQUES EN RÉADAPTATION

En réadaptation, afin de pouvoir évaluer de manière objective la condition d'un patient, de juger de leur progrès ou encore d'identifier la présence de déficits, les professionnels doivent utiliser des outils d'évaluation dont les qualités métrologiques sont connues et qui ont été démontrées valides, fidèles et sensibles.

1.4.1 VALIDITÉ

La validité d'un outil d'évaluation se réfère à la capacité de celui-ci à mesurer ce qu'il est censé mesurer, soit la FMMI en ce qui a trait au DM. On distingue différents types de validité, soit la validité de contenu, la validité de critère et la validité de construit. La validité de contenu fait référence au degré avec lequel les valeurs obtenues sont en parfaite adéquation avec le construit que l'on désire mesurer (Henrica CW de Vet, Terwee, Mokkink, & Knol, 2011). Par exemple, si l'on désire évaluer la FMMI des fléchisseurs du coude à l'aide d'un dynamomètre manuel, on doit s'assurer que la position du patient demeure stable tout au long de l'évaluation afin que la contraction soit bel et bien isométrique. Dans le cas contraire, la validité de contenu ne serait pas respectée. La validité de critère, quant à elle, se définit selon le *Consensus based Standards for the selection of health measurement instruments (COSMIN)* comme « le degré avec lequel les valeurs obtenues avec l'instrument de mesure sont la réflexion exacte des valeurs étalons (Gold standard) disponibles » (Henrica CW de Vet et al., 2011). Dans le cas de

la FMMI, les valeurs étalons pour l'ensemble des groupes musculaires sont celles obtenues à l'aide de la dynamométrie isocinétique, tel que mentionné précédemment dans la section 1.2. Pour évaluer la validité de critère du DM, on doit donc comparer les valeurs de FMMI obtenues à partir du DM avec celles obtenues à l'aide d'un dynamomètre isocinétique pour chacun des groupes musculaires d'intérêts. Finalement, la validité de construit, utilisée seulement en l'absence de valeurs étalons se définit comme le degré avec lequel les valeurs obtenues par l'instrument de mesure sont cohérentes avec les hypothèses établies (Henrica CW de Vet et al., 2011). Bien que l'analyse de la validité d'un outil d'évaluation soit primordiale, cette variable ne sera pas abordée davantage dans ce mémoire puisqu'elle ne fait pas partie des objectifs de ce présent projet.

1.4.2 FIDÉLITÉ

Selon Koo et Li (2015), la fidélité se définit par le degré avec lequel les mesures peuvent être reproduites. La fidélité se rapporte donc à la constance avec laquelle l'outil d'évaluation mesure un résultat à différents moments (intersessions) pour un même évaluateur (intraévaluateur) et entre différents évaluateurs (interévaluateurs). D'un aspect mathématique, la fidélité représente le ratio de la variance réelle sur la variance réelle additionnée à l'erreur de la variance. Dans la littérature, plusieurs termes sont actuellement utilisés comme synonymes afin de désigner la fidélité tels que la reproductibilité, la répétabilité de la mesure, la consistance ou la concordance. Toutefois, certains auteurs font une distinction claire entre le concept de fidélité « *reliability* » et de concordance entre les mesures « *agreement* » (Bartlett & Frost, 2008; H. C. de Vet, Terwee, Knol, & Bouter, 2006; Kottner et al., 2011). Selon ces auteurs, la fidélité se définit comme la capacité à distinguer deux individus l'un de l'autre, malgré l'erreur de mesure et la concordance se définit par la capacité à mesurer deux fois la même valeur chez un même individu lors de mesures répétées, sans tenir compte des valeurs

des autres individus de l'échantillon (Bartlett & Frost, 2008; H. C. de Vet et al., 2006; Kottner et al., 2011).

Mokkink et al. (2010), quant à eux, définissent la fidélité comme « le degré avec lequel la mesure est exempte d'erreur de mesure ». Tout instrument de mesure, toute méthode d'évaluation présentent un certain degré d'erreur/variations et il est important de documenter cette variation afin de faciliter l'interprétation des valeurs obtenues. Les variations dans les scores obtenus lors de mesures répétées peuvent provenir de différentes sources, telles que l'instrument de mesure lui-même, les évaluateurs, les patients évalués ou encore, les circonstances d'évaluation qui peuvent varier entre les différentes mesures. On distingue deux types d'erreurs de mesure, soit l'erreur aléatoire et l'erreur systématique. Les erreurs aléatoires sont les erreurs sur lesquelles nous n'avons aucun impact et qui ne peuvent être corrigées. Ce sont par exemple les erreurs causées par le patient qui entraînent un changement dans la mesure comme son état et son niveau de fatigue le jour de l'évaluation, sa motivation, etc. L'erreur systématique, quant à elle, est l'erreur liée au processus de mesure lui-même, soit à l'appareil de mesure, au protocole d'évaluation ou encore, à l'évaluateur, par exemple. Une valeur élevée de l'erreur systématique est le signe d'une moins grande précision dans les mesures. Heureusement, cette erreur peut être modifiable (Henrica CW de Vet et al., 2011).

Différentes procédures et différents indicateurs sont utilisés dans la littérature afin d'évaluer la fidélité et la concordance des instruments de mesure et/ou méthodes d'évaluation. Dans le cadre de cette étude, les coefficients de corrélation intraclasse (CCI), l'erreur standard de la mesure (ESM), le changement minimal détectable (CMD) ainsi que les limites de concordances (LDC) présentées par Bland et Altman (1986) ont été utilisées.

1.4.2.1 Coefficient de corrélation intraclasse

Le CCI permet d'évaluer la fidélité des évaluations en effectuant un ratio de la variabilité des différentes évaluations d'un même individu sur la variation totale de l'ensemble des évaluations et de tous les individus. Il permet donc de déterminer si l'outil utilisé permet de discriminer les individus de l'échantillon les uns des autres. Il existe différentes formes de CCI qui peuvent conduire à différentes interprétations. McGraw et Wong (1996) ont défini 10 formes distinctes de CCI qui varient en fonction du modèle sélectionné (un facteur à effets aléatoires, deux facteurs à effets aléatoires et deux facteurs à effets mixtes), du type (évaluateur et mesure unique ou la moyenne de multiples évaluateurs et de plusieurs mesures) et de la définition de relation considérée comme importante (cohérence ou accord absolu). Koo et Li (2016) ont développé un outil pour faciliter la sélection de la forme d'ICC à privilégier selon les différents devis d'études. Dans le cadre d'une évaluation de la fidélité intraévaluateur, l'utilisation d'un modèle à effets mixtes à deux facteurs en accord absolu est recommandée. Dans le cas d'une étude de fidélité interévaluateurs, le choix est cependant beaucoup plus complexe et varie en fonction des caractéristiques des évaluateurs (deux/multiples, sélection aléatoire/spécifique) et de l'intérêt des chercheurs (cohérence ou accord absolu).

Le calcul du CCI permet d'obtenir un score entre 0 et 1. Plus le coefficient se rapproche de 1 et plus la fidélité est bonne. À l'inverse, un CCI qui se rapproche de 0 indique une moins bonne fidélité. Il existe différentes échelles de classification afin de permettre une meilleure interprétation des résultats telle que celle proposée par Koo et Li (2016) qui suggère qu'un $CCI < 0,5$ indique une faible fidélité, qu'une valeur entre 0,5 et 0,75 indique une fidélité modérée, qu'une valeur entre 0,75 et 0,9 indique une bonne fidélité et qu'une valeur $> 0,9$ indique une excellente fidélité. C'est d'ailleurs cette échelle de classification qui a été utilisée dans cette étude.

1.4.2.2 Erreur standard de la mesure

Tel que mentionné précédemment, une mesure est rarement parfaite. Selon De Vet et al. (2011), chaque score obtenu peut être séparé en un vrai score et l'erreur associée. L'ESM est un indicateur permettant de quantifier cette erreur. Contrairement au CCI qui est une mesure relative de la fidélité, l'ESM est un indicateur de la fidélité absolue (Atkinson & Nevill, 1998; Weir, 2005). Elle représente l'écart entre les valeurs obtenues lors de mesures répétées. Il s'agit de l'écart-type autour d'une seule mesure. Elle est exprimée dans les mêmes unités de mesure que les variables d'intérêt et aucune ligne directrice ni aucune échelle de classification ne permettent l'interprétation des résultats obtenus par le calcul de l'ESM. Seul le jugement du clinicien peut servir de référence et permettre de déterminer s'il s'agit d'une erreur jugée comme acceptable ou non.

Il existe différentes méthodes pour calculer l'ESM. La formule la plus fréquemment utilisée dans la littérature est la suivante : $ESM = SD \sqrt{1 - CCI}$, où SD représente l'écart-type des scores obtenus par l'ensemble des participants de l'échantillon. Il faut toutefois être prudent avec l'utilisation de cette formule puisque l'écart-type utilisé dans la formule diffère selon les auteurs (Atkinson & Nevill, 1998; Henrica CW de Vet et al., 2011; Weir, 2005).

1.4.2.3 Le changement minimal détectable

Le CMD, quant à lui, se définit comme la plus petite différence au-delà de l'erreur de la mesure qui peut être considérée comme un réel changement et non seulement associé à l'erreur de la mesure. Il s'agit d'un indicateur avec une haute importance clinique puisqu'il nous permet de déterminer à partir de quel niveau de changement on peut conclure à un changement statistiquement significatif de la force musculaire. Le CMD est directement lié à l'ESM et se calcule à partir de la formule suivante : $CMD = 1.96 * \sqrt{2} * ESM$.

1.4.2.4 Limites de concordance, Bland and Altman

Bland et Altman (1986) ont proposé une méthode graphique afin de mieux visualiser la concordance entre deux séries de mesures, telles que la FMMI à deux différents temps de mesure par exemple. Cette méthode permet la détection de biais systématiques et une meilleure interprétation clinique des résultats en permettant de confirmer le niveau de concordance quantifié par les méthodes numériques, tels que les CCI. Tel qu'illustré sur la Figure 4 ci-dessous, le graphique nous permet de visualiser la différence entre les deux temps de mesures sur l'axe des Y en fonction de la force moyenne enregistrée pour chaque individu de l'échantillon sur l'axe des X. La droite en rouge représente le biais systématique entre les deux temps de mesure et les droites pointillées en vert représentent les LDC décrites par Bland et Altman. Il s'agit de l'intervalle de confiance à 95 % de la différence entre les deux temps de mesures, donc 95 % des points devraient se trouver à l'intérieur de ces deux droites.

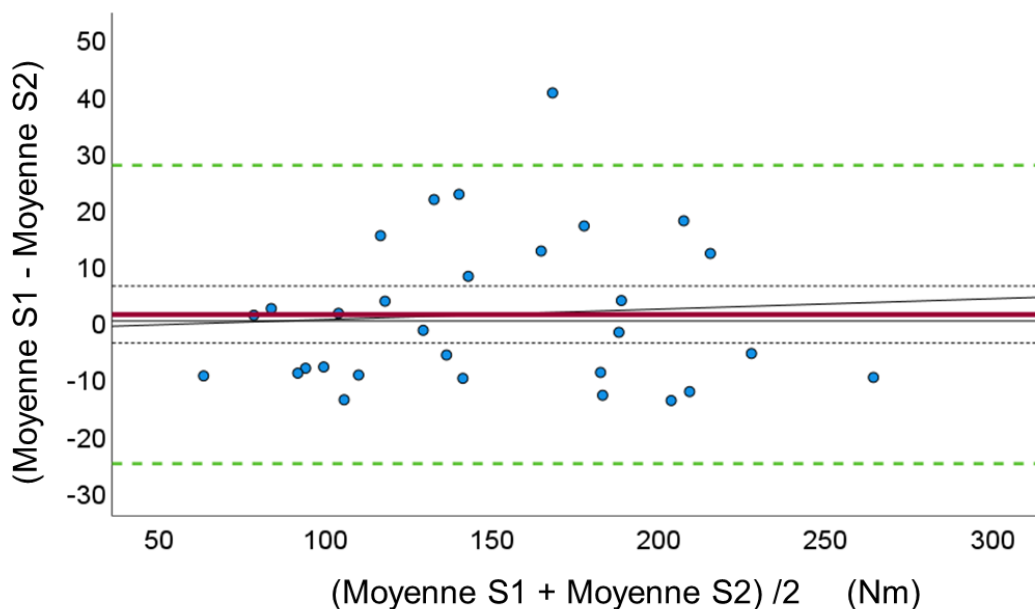


Figure 1-2 : Exemple d'un graphique Bland et Altman (1986) et des limites de concordances.

La répartition des points sur le graphique, l'importance du biais systématique ainsi que l'écart entre les LDC nous permettent d'apprécier les résultats. Un biais systématique significatif, un écart important entre les LDC et une distribution non homogène des points sur

le graphique sont indicateurs d'une moins bonne concordance entre les données. Par exemple, un biais systématique peut indiquer une différence systématique de cotation entre les 2 évaluateurs. Aussi, si l'écart entre les points augmente à mesure que les forces déployées augmentent, cela nous indique que la concordance des données est moins bonne lorsque les individus sont plus forts. Cela nous permet donc d'obtenir des informations pertinentes cliniquement parlant.

1.5 MÉTHODES D'ÉVALUATION DE LA FORCE MUSCULAIRE

Plusieurs outils ont été développés afin d'obtenir des valeurs objectives de la force musculaire chez l'humain tels que le bilan musculaire manuel (BMM), la dynamométrie isocinétique et la dynamométrie manuelle. Chacune de ces méthodes présente des caractéristiques bien distinctes avec des forces et des faiblesses qui seront décrites dans les sections suivantes. Il est à noter que la section sur la dynamométrie manuelle (1.4.3) est davantage élaborée puisqu'il s'agit de la méthode d'évaluation de la force musculaire d'intérêt dans ce mémoire.

1.5.1 BILAN MUSCULAIRE MANUEL

1.5.1.1 Caractéristiques de bilan musculaire manuel

L'évaluation de la force musculaire à l'aide du BMM consiste à effectuer une cotation de la force musculaire selon une échelle numérique ordinale développée par le *Medical Research Council* (MRC). Pour ce faire, la capacité du patient à réaliser un mouvement de pleine amplitude contre l'effet de la gravité est d'abord évaluée. Lorsque le patient ne parvient pas à effectuer un mouvement de pleine amplitude contre la gravité, l'évaluateur évalue alors l'amplitude du mouvement en l'absence de gravité et la présence d'une contraction

musculaire. À l'opposé, si celui-ci réussit à effectuer un mouvement de pleine amplitude contre gravité, l'évaluateur réalise alors une évaluation isométrique de la force musculaire en appliquant une résistance manuelle d'égale amplitude contre le mouvement exercé par le patient, et ce, contre la gravité. L'échelle de cotation MRC comprend 6 grades (grades 0 à 5) :

- Grade 5 : Contraction musculaire normale, contre une pleine résistance
- Grade 4 : Contraction permettant de contrer partiellement la résistance
- Grade 3 : Contraction permettant un mouvement de pleine amplitude contre la gravité
- Grade 2 : Contraction permettant un mouvement de pleine amplitude en absence de gravité
- Grade 1 : Contraction visible n'entraînant aucun mouvement
- Grade 0 : Aucune contraction visible

Il existe également une version modifiée de l'échelle numérique MRC permettant la gradation sur 11 grades : 5, 5-, 4+, 4, 4-, 3+, 3, 3-, 2, 1, 0. Par ailleurs, des protocoles de mesure standardisés ont été développés pour l'évaluation de la force musculaire par BMM pour l'ensemble des groupes musculaires importants du corps humain.

1.5.1.2 Forces et limites du BMM

Bien que le BMM soit simple et rapide d'exécution, cette méthode d'évaluation présente de nombreux inconvénients liés à ses faibles qualités métrologiques, ainsi qu'à la subjectivité de l'échelle de cotation, principalement dans les derniers grades, soit les grades impliquant l'application d'une résistance manuelle. Selon Bittmann, Dech, Aehle et Schaefer (2020), la subjectivité de cet outil de mesure dépend de deux principaux facteurs, soit l'évolution temporelle de la force appliquée par l'évaluateur et le jugement que celui-ci fait de la capacité du patient à résister cette force. Selon les résultats de cette étude, une grande hétérogénéité est observée quant au profil de force appliquée par les évaluateurs en fonction

de l'expérience de ceux-ci et de l'individu, pouvant ainsi altérer le jugement porté par l'évaluateur (Bittmann et al., 2020).

De plus, le BMM ne permet pas d'identifier des changements de la force musculaire dans le temps, même lorsque ces changements sont relativement importants. En effet, un bilan musculaire quantifié par dynamométrie manuelle a démontré une perte de force musculaire de 20.4 % chez des patients atteints du phénotype tardif de dystrophie myotonique de type 1, alors qu'aucun déficit de force musculaire n'avait été dénoté à la suite d'une évaluation par BMM (Petitclerc, Hébert, Mathieu, Desrosiers, & Gagnon, 2018). Le même phénomène a été observé dans l'étude de Hayes et Falconer (1992) dans laquelle une faiblesse des extenseurs du genou avait été démontrée par le bilan musculaire quantifié alors que les résultats obtenus par BMM démontraient une force adéquate. De plus, L. J. Hébert, Remec, Saulnier, Vial et Puymirat (2010) ont démontré que même lorsque les cliniciens ont plusieurs années d'expérience et qu'ils utilisent une échelle de cotation plus sensible comme une échelle numérique de 10 points, les résultats ne permettent pas de classer les patients précisément et de discriminer ceux avec des atteintes légères de ceux qui présentent des atteintes sévères. L'évaluation de la force musculaire par BMM serait un outil fidèle pour détecter une faiblesse musculaire généralisée, mais ne le serait pas pour évaluer des groupes musculaires isolés (Baschung Pfister et al., 2018).

1.5.2 DYNAMOMÉTRIE ISOCINÉTIQUE

1.5.2.1 Caractéristiques

La dynamométrie isocinétique permet l'évaluation de la force musculaire en maintenant une vitesse constante sur toute la durée et l'amplitude du mouvement. L'évaluation de la force musculaire par cette méthode nécessite l'utilisation d'appareils spécialisés pouvant appliquer une résistance variable s'opposant au mouvement en fonction de la force exercée

par le patient afin de maintenir une vitesse constante. De nombreux dispositifs existent sur le marché tels que le Biodex, le Cybex ou nouvellement appelé l'Humac Norm, le Con-Trex. La dynamométrie isocinétique est considérée comme l'outil étalon, la référence absolue en ce qui concerne les mesures de force musculaire.

1.5.2.2 Forces et limites de la dynamométrie isocinétique

L'évaluation de la force musculaire maximale avec ce type d'appareil présente de nombreux avantages. Tout d'abord, l'appareil permet de contrôler l'effet de la gravité sur le segment du corps évalué en tenant compte du poids du segment dans le calcul du moment de force produit. L'utilisation de ce type d'appareil permet également de contrôler les compensations possibles. Ensuite, l'appareil permet de mesurer la force musculaire maximale à différents angles et à différentes vitesses de mouvement. Finalement, l'évaluation de la force musculaire avec la dynamométrie isocinétique a également démontré de bonnes fidélités intra et interévaluateurs, ainsi qu'une bonne validité pour l'évaluation de la force musculaire maximale (Adsuar, Olivares, del Pozo-Cruz, Parraca, & Gusi, 2011; de Araujo Ribeiro Alvares et al., 2015; Drouin, Valovich-mcLeod, Shultz, Gansneder, & Perrin, 2004; Dvir, 2004).

Toutefois, bien que cet outil démontre d'excellentes propriétés métrologiques, plusieurs obstacles liés à son utilisation limitent son intégration en milieu clinique tels que le prix extrêmement dispendieux de ce type d'appareil, l'espace nécessaire pour l'entreposer, et la formation des professionnels plus exhaustive nécessaire à son utilisation.

1.5.3 DYNAMOMÉTRIE MANUELLE

1.5.3.1 Caractéristiques

La dynamométrie manuelle consiste à évaluer la force musculaire à l'aide d'un appareil portatif muni d'un capteur de force avec jauge de contrainte, soit le dynamomètre manuel (DM)

permettant la réalisation d'un bilan musculaire quantifié. En fonction du groupe musculaire que l'on désire évaluer, une force externe est appliquée par le membre testé sur le dynamomètre manuel maintenu en place par l'évaluateur et il en résulte une contrainte de traction ou de compression produisant une tension électrique proportionnelle à la force appliquée. Cette force est ensuite exprimée en unités de force telles qu'en Newtons, en livres ou en kilogrammes.

Différents modèles de DM existent : Accuforce, MicroFET, Chatillon, Citec dynamometer CT, Lafayette, Hand-Held Baseline 250 hydraulic, etc. Ceux-ci se distinguent principalement par leur ergonomie (forme, poignées latérales, poignée-pistolet, embouts, etc.), leur capacité maximale d'enregistrement et le mode de mesure disponible, soit traction et/ou compression. La capacité maximale des DM varie considérablement entre les modèles, allant de 100 N à près de 5000 N pour certains. Un des modèles de DM de plus en plus utilisé en clinique est celui de type « push-pull » (tel que le MEDup™, Atlas-Médecin, Canada ou le Chatillon, Ametek, New York, États-Unis) qui permet de mesurer la force en mode compression ou traction, permettant ainsi d'augmenter la capacité à résister de l'évaluateur. Le MEDup™, illustré sur la Figure 2-1, est actuellement le seul dynamomètre manuel à être homologué ici au pays par Santé Canada.



Figure 1-3 : Le MEDup™ (Atlas-Médecin, Canada), un dynamomètre manuel de type push-pull.

1.5.3.2 Make test vs break test

Pour mesurer la force musculaire maximale, on distingue deux techniques d'évaluation avec l'utilisation du dynamomètre manuel communément appelées « *Make test* » et « *Break test* ». Dans la première technique, le participant exerce une force maximale contre le dynamomètre, alors que celui-ci est maintenu en position statique par l'évaluateur, permettant ainsi une contraction isométrique. Dans la seconde technique, l'évaluateur applique une force contre le membre testé en augmentant progressivement jusqu'à ce que le participant cède. Cette seconde technique induirait une contraction musculaire de type excentrique générant des forces musculaires plus élevées (Bohannon, 1988; Holt, Raper, Boettcher, Waddington, & Drew, 2016; Schmidt, Iverson, Brown, & Thompson, 2013; Shah et al., 2020; Stratford & Balsor, 1994). En effet, Shah et al. (2020) ont démontré une force maximale enregistrée de 46,9 % à 63 % supérieure pour les rotateurs externes et élévateurs de l'épaule respectivement avec l'utilisation de la technique *break test*. Holt et al. (2016) ont également démontré des valeurs 25 à 48 % plus élevées avec une technique *break test* pour l'évaluation des groupes musculaires de l'épaule comparativement à la technique *make test*. Le même genre de résultats a été observé pour l'évaluation des abducteurs de la hanche dans l'étude de Schmidt et al. (2013), avec une augmentation de 60 % de la force maximale dans la phase de *break test*. Finalement, Bohannon (1988) et Stratford et Balsor (1994) ont démontré le même phénomène en ce qui concerne les muscles fléchisseurs du coude.

Malgré les écarts significatifs constatés entre les deux techniques d'évaluation, les chercheurs ne semblent pas favoriser l'utilisation d'une technique plus qu'une autre comme les deux techniques ont démontré une bonne fidélité intra et interévaluateur (Bohannon, 1988; Burns, Breuninger, Kaplan, & Marin, 2005; S. G. Kim, Lim, & Cho, 2016; Schmidt et al., 2013). Seuls Stratford et Balsor (1994) ont démontré de meilleurs coefficients de corrélation intraclasse avec l'utilisation de la technique *make test* (ICC= 0.95) comparativement à la technique *break test* (ICC= 0.87) avec l'utilisation du DM. Toutefois, les auteurs mentionnent

l'importance de réaliser les évaluations répétées dans le temps chez un même sujet dans les mêmes conditions pour permettre des comparaisons valides que ce soit en intra ou interévaluateurs (Shah et al., 2020).

Bien sûr, chacune des techniques présente des forces et des faiblesses, dont il faut tenir compte lorsque l'on désire évaluer la force musculaire à l'aide d'un DM. Tout d'abord, avec l'utilisation de la technique *break test*, en plus d'une augmentation des risques de blessures associées à la contraction excentrique induite en cours d'évaluation, il est parfois impossible de briser la contraction en raison de la grande force musculaire de certains groupes musculaires tels que les extenseurs du genou, les fléchisseurs et extenseurs de la hanche limitant ainsi l'obtention de données valides (Bohannon, 2011). Selon Schmidt et al. (2013), les caractéristiques de l'évaluateur telles que la taille, la force et l'expérience, auraient un rôle considérable à jouer sur la validité des valeurs obtenues avec l'utilisation de la technique *break test*. À l'opposé, avec la technique d'évaluation *make-test*, il peut être difficile de demeurer complètement stable et principalement pour les groupes musculaires plus forts tels que ceux cités plus haut. Un changement mineur au niveau de l'angle du segment évalué pourrait entraîner un changement significatif de la force maximale enregistrée (Shah et al., 2020). L'utilisation de sangle de stabilisation permet de réduire ces risques pour l'évaluation de certains groupes musculaires, mais ne peut malheureusement pas s'appliquer pour tous les groupes musculaires (L. J. Hébert et al., 2015). Certaines techniques d'évaluation en mode distraction ont également été développées afin d'augmenter la capacité de résistance des évaluateurs et de ce fait la stabilité du DM.

1.5.3.3 Principes directeurs de l'évaluation de la FMMI

Pour obtenir des valeurs de force musculaire considérées comme valides, certains principes directeurs basés sur des principes de base en biomécanique doivent être pris en

considération lors de l'évaluation de la force des différents groupes musculaires à l'aide d'un DM :

1. Tenir compte de l'effet de la gravité (Keating & Matyas, 1996) : L'évaluation de la force musculaire des segments dans une position contre gravité oblige les évaluateurs à prendre en considération le poids des segments qui peuvent influencer les mesures de force enregistrées. En effet, tel que démontré à la figure 1-1, le poids du segment évalué génère une force externe (F_p) qui entraîne un moment de force dans le sens opposé à celui généré par la force musculaire. Donc, en effectuant le mouvement contre gravité, la force musculaire produite par le groupe musculaire doit fournir un effort supplémentaire pour maintenir le système stable. Cela peut donc avoir comme effet, une diminution de la valeur de force enregistrée par le dynamomètre. Il est donc préférable de favoriser des positions permettant l'élimination de l'effet de la gravité lors des évaluations.
2. Maintenir l'alignement du corps du DM dans le plan du mouvement et perpendiculaire au segment (L. J. Hébert, 2019; Keating & Matyas, 1996): L'alignement du DM dans le plan du mouvement et perpendiculaire au segment est crucial afin d'enregistrer 100 % du vecteur de force produit par le groupe musculaire évalué.
3. Maintenir la stabilité du segment évalué tout au long du mouvement (L. J. Hébert, 2019; Keating & Matyas, 1996) : Tel que mentionné précédemment à la section 1.2.2, afin d'évaluer une force isométrique, le groupe musculaire doit maintenir une longueur identique tout au long du mouvement. De plus, la FMMI générée dépend grandement de la relation force-longueur du groupe musculaire évalué telle que décrite à la section 1.2.3 (Widmaier et al., 2013). Cela signifie qu'un changement au niveau de l'angle du segment évalué, et de ce fait, la longueur des fibres musculaires, pourrait réduire la validité des valeurs obtenues et limiter la comparaison. Pour ce faire, la capacité de résistance de l'évaluateur doit être égale à l'effort produit par le patient. On doit s'assurer que la position de l'évaluateur et du sujet demeure parfaitement stable. L'évaluation de la FMMI est

spécifique à l'angle de mesure. Les valeurs obtenues dans un angle précis ne peuvent donc pas être comparées aux valeurs obtenues dans un angle différent.

- Mesurer le bras de levier (L. J. Hébert, 2019; Keating & Matyas, 1996; Winter, 2009) : Tel qu'illustré dans la Figure 1-1 dans la section 1.2, afin de maintenir une contraction isométrique, le moment de force au coude doit équaler zéro. Le moment de force produit par l'action des fléchisseurs du coude doit être inversement proportionnel à la résistance de l'évaluateur avec le DM, soit $M_{Fm} = M_{Re}$. De plus, il est important de se rappeler que le moment de force dépend de la force et de la longueur du bras de levier. Celui-ci doit donc être mesuré. Un changement au niveau de la longueur du bras de levier, soit la position du DM sur le segment, influence de manière considérable le moment de force enregistré par le DM. Tel que démontré dans la figure 3, pour un même moment de force produit par la force du muscle biceps brachial dans les panneaux A et B, une diminution de la distance entre l'axe de rotation du coude et l'appui du DM dans le panneau B (indiqué par la flèche jaune), entraîne une augmentation de la force enregistrée par le DM et de ce fait, nécessite une plus grande résistance de l'évaluateur pour maintenir le système stable.

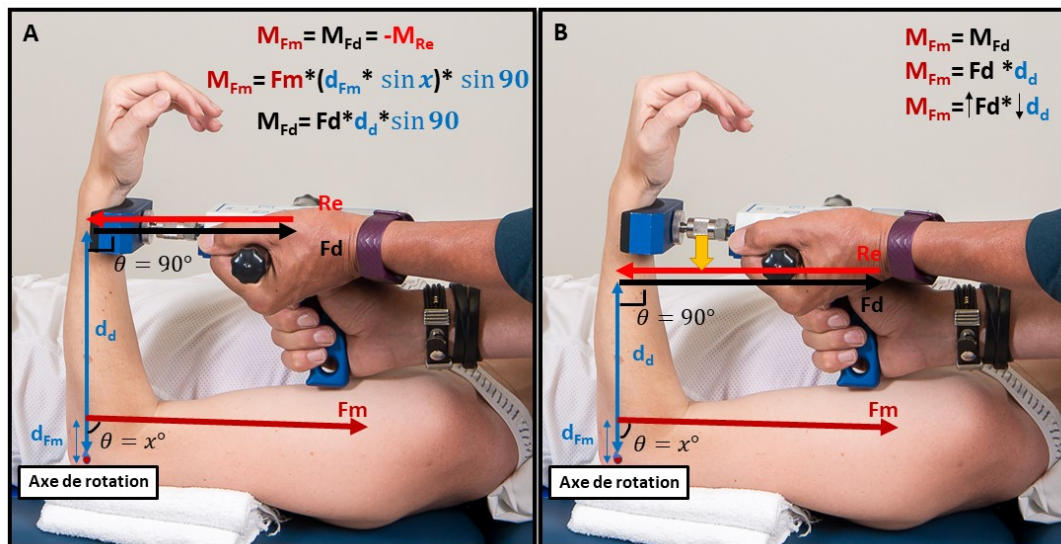


Figure 1-4: Calcul des moments de force au coude: M_{Fm} représente le moment de force produit par l'action du muscle biceps brachial mesuré à partir de la force musculaire déployée (Fm) et du bras de

levier (d_{Fm}) indiquant la distance entre l'axe de rotation du coude et l'insertion du muscle biceps brachial; M_{Fd} est le moment de force calculé à l'aide de la force enregistrée par le dynamomètre (F_d) et du bras de levier (d_d) indiquant la distance entre l'axe de rotation du coude et le point d'appui du DM; M_{Re} est le moment de force produit par la résistance de l'évaluateur (Re) et la distance entre l'axe de rotation du coude et le point d'appui du DM (d_d) permettant de maintenir une contraction isométrique.

1.5.3.4 Forces et limites du DM

L'utilisation du DM pour la réalisation d'un bilan musculaire quantifié serait un excellent compromis entre le BMM et la dynamométrie isocinétique. Le DM est un outil accessible pour tous les cliniciens, facile d'utilisation, abordable, et qui présente de bonnes à d'excellentes propriétés métrologiques (Arnold et al., 2010; Buckinx et al., 2017; L. J. Hébert et al., 2011; Kolber & Cleland, 2005; Roussel, Hébert, & Duchesne, 2019; Stark, Walker, Phillips, Fejer, & Beck, 2011). De plus, de meilleures fidélités intra et interévaluateurs ont été démontrés avec l'utilisation du DM comparativement au BMM (Baschung Pfister et al., 2018; Mahony, Hunt, Daley, Sims, & Adams, 2009). Il permettrait même la détection de changements au niveau de la force musculaire qui sont difficilement perceptibles à l'aide des autres méthodes d'évaluation de la force musculaire et des tests fonctionnels fréquemment utilisés en recherche et en clinique à l'exception de la dynamométrie isocinétique (Roussel et al., 2021). Il s'agit donc d'un outil de choix pour l'évaluation de la force et des déficiences musculaires. Les valeurs de force musculaire maximale isométrique (FMMI) obtenues par dynamométrie manuelle pour certains groupes musculaires sont modérément à fortement corrélées avec les valeurs obtenues par dynamométrie isocinétique, indiquant une bonne validité concomitante entre ces deux méthodes d'évaluation (Kolber & Cleland, 2005; Roussel et al., 2019). De nombreuses études ont également démontré des fidélités intra et interévaluateurs de bonnes à excellentes pour la majorité des groupes musculaires évalués à quelques exceptions près (Awatani et al., 2016; Buckinx et al., 2015; Cools et al., 2014; González-Rosalén et al., 2021; S. G. Kim & Lee, 2015; Mentiplay et al., 2015). Ce point sera abordé plus en détail dans la section 1.7.

Cependant, comme le BMM, l'utilisation du DM présente certaines limites liées aux caractéristiques de l'évaluateur et au type d'appareil utilisé. En effet, certaines études ont rapporté de moins bonnes fidélités interévaluateurs pour les groupes musculaires plus forts des membres inférieurs tels que les extenseurs du genou et les muscles de la hanche avec la présence de biais systématiques significatifs entre les évaluateurs (Bohannon, 1999; Kelln, McKeon, Gontkof, & Hertel, 2008; Thorborg, Bandholm, Schick, Jensen, & Hölmich, 2013). Selon Thorborg et al. (2013), le sexe et la force musculaire des membres supérieurs des évaluateurs auraient un impact significatif sur les résultats de force musculaire obtenus pour l'évaluation des groupes musculaires de la hanche en induisant un biais systématique entre les deux évaluateurs et réduisant ainsi la fidélité interévaluateur. Certaines méthodes ont été développées afin de réduire l'effet de la capacité à résister de l'évaluateur telles que des systèmes de fixation et des sangles de stabilisation. Ces méthodes sont cependant moins adaptées à la pratique clinique limitant souvent leur utilisation. De nouveaux DM ont également été développés afin de pouvoir évaluer la force en mode traction plutôt qu'en compression, facilitant ainsi la capacité de résistance des évaluateurs. Toutefois, peu de protocoles ont été développés à partir de ces appareils jusqu'à maintenant.

1.6 VALEURS DE RÉFÉRENCE/NORMATIVES DE LA FMMI

Actuellement, afin de déterminer si un déficit significatif de force musculaire est présent, la mesure obtenue à l'aide du DM est comparée au côté qualifié de sain, c'est-à-dire considéré comme ne présentant aucune atteinte neuromusculosquelettique ou de toute autre nature pouvant affecter l'intégrité du système neuromusculaire. Cependant, cette pratique peut rapidement devenir contraignante lorsque la personne présente une atteinte bilatérale ou lorsque le côté sain n'est pas parfaitement intègre. Dans ces circonstances, aucune des mesures prises du côté controlatéral ou atteint ne peut servir d'élément de comparaison ou de valeur de référence chez cette personne. L'alternative à cette problématique serait d'avoir

accès à des valeurs de référence/valeurs normatives de la force musculaire établies précisément selon l'âge et le sexe. En effet, afin de déterminer si la force musculaire d'un individu est considérée comme « normale » pour son âge et son sexe, il faut être en mesure de comparer les valeurs de force musculaire obtenues à des valeurs qui sont considérées comme étant la norme. Dans la littérature actuelle, les termes « valeurs de référence » et « valeurs normatives » sont souvent utilisés comme synonymes pour désigner ce concept. Toutefois, ces termes représentent des concepts bien distincts.

1.6.1 DÉFINITIONS

Les valeurs normatives se définissent comme des valeurs relatives à, ou déterminantes de normes ou de standards, qui sont définies comme un standard de développement ou de réalisation habituellement dérivé de la moyenne ou de la médiane d'un grand groupe ("Norm.," 2022). De telles valeurs devraient être obtenues à partir d'une très grande population. Cela pose un certain problème dans le cas de la force musculaire, considérant la grande variabilité de celle-ci selon les différentes populations étudiées. Les études qui prétendent actuellement à l'établissement de valeurs normatives de la force musculaire évaluent la FMMI de populations bien spécifiques et très homogènes qui présentent des caractéristiques bien à elles. Il est donc prétentieux de prétendre établir de telles valeurs, qui seraient universelles, à partir de ces échantillons.

Le terme « valeur de référence », quant à lui, se définit comme la valeur d'une propriété obtenue par l'observation ou la mesure à partir d'individus qui présentent des conditions similaires, bien décrites et bien contrôlées, similaires aux sujets évalués, permettant une comparaison et une interprétation adéquate des valeurs obtenues lors de l'évaluation (Geffré et al., 2009). Les valeurs, mesurées à plusieurs reprises chez un même individu doivent être obtenues dans des conditions bien décrites et doivent représenter les valeurs de force

musculaire que nous attendrions d'un adulte en bonne santé pour une population, un sexe et un groupe d'âge donné. Par exemple, dans le cas des valeurs de références de la force musculaire isométrique, celles-ci devraient correspondre à des données de FMMI quantifiables obtenues à partir d'un échantillon représentatif de la population pour laquelle on cherche à établir des valeurs de référence. D'après cette définition, il serait certainement plus approprié d'identifier les valeurs obtenues lors de l'évaluation de la FMMI comme des valeurs de référence pouvant servir de comparaison avec des individus démontrant des caractéristiques similaires plutôt que comme des valeurs normatives.

1.6.2 DONNÉES ACTUELLES DANS LA LITTÉRATURE

Actuellement, seulement quelques auteurs ont établi des valeurs de référence/normatives de la force musculaire chez une population en santé. Hogrel et al. (2007) et Danneskiold-Samsoe et al. (2009) ont développé des valeurs normatives de la force musculaire pour de nombreux groupes musculaires du tronc, des membres supérieurs et inférieurs à l'aide d'un dynamomètre isocinétique et d'une jauge de force fixée à une structure externe (Danneskiold-Samsøe et al., 2009; Hogrel et al., 2007). Cependant, les outils d'évaluation utilisés dans ces études sont des outils utilisés principalement dans le cadre de travaux de recherche et diffèrent grandement du DM plus couramment utilisé par les cliniciens. Les données obtenues sont donc difficilement comparables à celles qui seraient obtenues en clinique et ne peuvent être utilisées comme valeurs de référence. Hébert et al. (2015) et Beenakker et al. (2001) ont établi des valeurs de référence pour certains groupes musculaires des membres supérieurs et inférieurs avec un DM de type « push-pull » (Beenakker et al., 2001; L. J. Hébert et al., 2015). Toutefois, celles-ci concernent uniquement la population pédiatrique et donc, ces valeurs de référence ne peuvent être utilisées chez des sujets dont l'âge est supérieur à 18 ans.

La réalisation d'une revue exploratoire, dont je suis la première auteure et qui sera présentée dans le chapitre 2, a permis d'identifier 9 études ayant établi des valeurs de référence/normatives de la force musculaire avec l'utilisation d'un dynamomètre manuel en utilisant la technique « *make-test* ». Les résultats de cette revue exploratoire démontrent qu'il y a très peu d'articles sur le sujet dans la littérature et que ceux qui sont disponibles présentent de nombreuses lacunes limitant leur utilisation en clinique. Parmi celles-ci figure le non-respect des principes directeurs énoncés dans la section 1.4.3 tels que la mesure du bras de levier et le contrôle de l'effet de la gravité. L'absence de la mesure du bras de levier n'est pas nécessairement problématique lorsque l'on désire comparer la force musculaire chez une même personne au fil du temps dans des conditions identiques. Toutefois, celle-ci devient problématique lorsque l'on désire effectuer des comparaisons entre différentes personnes, ce qui est le cas lorsque l'on développe des valeurs de référence. De plus, la description des protocoles d'évaluation est souvent incomplète rendant la reproductibilité de ceux-ci difficile, voire impossible. Afin de pouvoir utiliser les valeurs de référence développées dans les études en clinique, les valeurs de forces mesurées doivent avoir été obtenues à partir d'un protocole de mesure identique. Dans le cas contraire, la comparaison devient impossible. Une description insuffisante du protocole de mesure est donc un obstacle important à l'utilisation des valeurs de référence en clinique. Cette revue démontre donc le besoin criant de développer des valeurs de référence de la force musculaire par dynamométrie manuelle à partir d'un protocole d'évaluation respectant les principes directeurs et dont les propriétés métrologiques seront connues et validées.

1.7 PROPRIÉTÉS MÉTROLOGIQUES DE L'ÉVALUATION DE LA FORCE MUSCULAIRE PAR DYNAMOMÉTRIE MANUELLE

De nombreuses études ont évalué les propriétés métrologiques de l'évaluation de la force musculaire par dynamométrie manuelle, telles que la validité et la fidélité intra et interévaluateurs.

En effet, plusieurs revues systématiques ont été réalisées afin de déterminer la validité de critère entre la dynamométrie manuelle avec la dynamométrie isocinétique considérée comme le « gold standard » pour l'évaluation de la force musculaire, dont l'une dénombrant près d'une vingtaine d'articles s'intéressant à l'ensemble des groupes musculaire des membres supérieurs et inférieurs (Chamorro, Arancibia, Trigo, Arias-Poblete, & Jerez-Mayorga, 2021; Chamorro, Armijo-Olivo, De la Fuente, Fuentes, & Javier Chiroso, 2017; Stark et al., 2011). Les résultats de ces études ont démontré des mesures de validité excellentes à modérées en général pour l'ensemble des groupes musculaires évalués. Plus spécifiquement, Chamorro et al. (2021) ont démontré d'excellentes corrélations entre le DM et la dynamométrie isocinétique pour les adducteurs et les fléchisseurs de la hanche, de bonnes corrélations pour les abducteurs et les extenseurs de la hanche et des corrélations modérées pour les fléchisseurs et extenseurs du genou ainsi que les fléchisseurs plantaires et dorsaux de la cheville. Cependant, comme pour les valeurs de référence, les résultats rapportés dans ces études démontrent de faibles qualités méthodologiques et de nombreuses lacunes au niveau des protocoles de mesures qui encore une fois ne respectent pas les principes directeurs essentiels à l'évaluation de la force musculaire par DM.

En ce qui concerne l'étude de la fidélité intra et interévaluateurs, la littérature sur le sujet est très abondante. De nombreuses études ont démontré des fidélités intra et interévaluateurs de bonnes à excellentes pour la majorité des groupes musculaires évalués

(Awatani et al., 2016; Buckinx et al., 2015; Cools et al., 2014; González-Rosalén et al., 2021; S. G. Kim & Lee, 2015; Mentiplay et al., 2015). Certaines études ont rapporté des coefficients de corrélations intraclasse (CCI) inférieurs principalement pour les groupes musculaires de la cheville, soit les fléchisseurs dorsaux, fléchisseurs plantaires, éverseurs et inverseurs de la cheville (Alfuth & Hahm, 2016; Arnold et al., 2010; Baschung Pfister et al., 2018; Buckinx et al., 2017; Kilmer et al., 1997; Mentiplay et al., 2018), toutefois les auteurs ne semblent pas fournir d'explications pouvant expliquer une moins bonne fidélité intra et interévaluateurs pour ces groupes musculaires. Certaines études ont également rapporté de moins bonnes fidélités interévaluateurs pour les groupes musculaires plus forts des membres inférieurs tels que les extenseurs du genou et les muscles de la hanche avec la présence de biais systématiques significatifs entre les évaluateurs (Bohannon, 1999; Kelln et al., 2008; Thorborg et al., 2013). Ces derniers expliquent ces biais par les différentes capacités de résister des évaluateurs.

Encore une fois, la majorité des études présentent de nombreuses limitations liées à leur protocole d'évaluation et le respect des principes directeurs pour l'évaluation de la force musculaire, rendant l'utilisation des outils développés dans ces articles non recommandables. D'ailleurs, seulement quelques études ont publié des valeurs de force musculaire en torque (Alfuth & Hahm, 2016; Bazett-Jones & Squier, 2020; Hansen, McCartney, Sweeney, Palimenio, & Grindstaff, 2015; Kilmer et al., 1997; Krause et al., 2014; Stockton et al., 2011).

L. J. Hébert et al. (2011) ont développé un protocole d'évaluation standardisé respectant les principes directeurs avec l'utilisation d'un dynamomètre Lafayette et du Chatillon ayant été validé chez une clientèle pédiatrique pour 11 groupes musculaires des membres supérieurs et inférieurs et chez une clientèle atteinte de DM1 pour les extenseurs du genou (L. J. Hébert et al., 2011; Roussel et al., 2019). L'étude de L. J. Hébert et al. (2011) a démontré des validités concomitantes passables à excellentes pour l'ensemble des groupes musculaires évalués à l'exception des fléchisseurs plantaires de la cheville et des abducteurs de la hanche

qui avaient une faible validité avec le dynamomètre isocinétique Cybex (CYBEX Norm Testing and Rehabilitation System Manual, CYBEX Norm, New York). L'étude a également rapporté des fidélités intra et interévaluateurs de passables à excellentes pour l'ensemble des groupes testés à l'exception des fléchisseurs dorsaux de la cheville, qui a démontré une faible fidélité. Cependant, ce même protocole n'a pas été validé chez une population adulte en santé pour l'ensemble des groupes musculaires des membres supérieurs et inférieurs, qui présente habituellement des forces musculaires beaucoup plus élevées. Cela représente donc un défi supplémentaire pour les évaluateurs. Seuls Roussel et al. (2019) ont évalué et démontré une excellente validité concomitante et fidélité intraévaluateur pour les extenseurs du genou avec l'utilisation du MEDup™ chez une population adulte DM1 avec l'utilisation de ce protocole. Malheureusement, ces données visent un seul groupe musculaire et ciblent une clientèle bien spécifique.

Bref, il y a actuellement très peu de protocoles d'évaluation standardisés respectant les principes directeurs pour l'évaluation de la FMMI disponible dont les propriétés métrologiques ont été démontrées et validées chez l'adulte sain pour l'ensemble des groupes musculaires principaux des membres supérieurs et inférieurs.

1.8 PROBLÉMATIQUE

En résumé, la FMMI est une variable clé en réadaptation puisqu'elle est un déterminant important des capacités fonctionnelles. La dynamométrie manuelle semble être une méthode prometteuse pour l'évaluation de la FMMI vu les bonnes qualités métrologiques démontrées dans la littérature pour certains groupes musculaires et pour certaines populations, telles que la pédiatrie, dépendamment des protocoles de mesure utilisés. De plus, tel que démontré par Petitclerc et al. (2018) celle-ci permet la détection de changements au niveau de la force musculaire qui sont difficilement perceptibles à l'aide des autres méthodes d'évaluation de la force musculaire et des tests fonctionnels fréquemment utilisés en recherche et en clinique, ce qui démontre la pertinence et l'importance d'intégrer la dynamométrie manuelle dans les pratiques en réadaptation. Cependant, la littérature actuelle ne permet pas d'identifier des protocoles d'évaluations standardisés de la force musculaire pour l'ensemble des groupes musculaires qui démontrent de bonnes propriétés métrologiques chez l'adulte et qui respectent les principes directeurs essentiels à l'obtention de valeurs de FMMI utilisables à des fins de comparaison. De plus, l'absence de valeurs de référence de la FMMI chez l'adulte sain pour l'ensemble des groupes musculaires des membres supérieurs et inférieurs restreint une utilisation optimale de la dynamométrie manuelle en clinique.

1.9 OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES

Les objectifs et hypothèses de ce projet étaient séparés en deux volets distincts.

1.9.1 OBJECTIFS

Volet 1

Dans un premier temps, ce mémoire visait à : 1) recenser la littérature existante portant sur les valeurs de référence de la FMMI des groupes musculaires des membres supérieurs et inférieurs chez les adultes sains; 2) identifier les lacunes dans la littérature afin d'orienter les recherches futures dans le domaine.

Volet 2

Dans un second temps, afin d'établir des valeurs de référence de la FMMI chez la population adulte, il était avant tout essentiel d'avoir une mesure clinique de la FMMI dont les qualités métrologiques sont bien connues pour la majorité des groupes musculaires importants des membres supérieurs et inférieurs, ce qui n'a jamais été réalisé à ce jour. Les objectifs du second volet étaient donc, chez 30 adultes en santé, âgés entre 18 et 70 ans : 1) de documenter les propriétés métrologiques d'un protocole de mesure standardisé de l'évaluation de la force musculaire par dynamométrie manuelle de 17 groupes musculaires, plus précisément les fidélités intra- et interévaluateurs, l'ESM et le CMD.

1.9.2 HYPOTHÈSES

Volet 1

Nos hypothèses étaient que la littérature actuelle est incomplète et qu'il n'y a aucune valeur de référence de la force musculaire obtenue par dynamométrie manuelle disponible pour de nombreux groupes musculaires chez l'adulte.

Volet 2

Nos hypothèses étaient que les fidélités intra et interévaluateurs seraient de bonnes à excellentes pour l'ensemble des groupes musculaires évalués par un protocole standardisé d'évaluation de la FMMI tenant compte de principes directeurs clés.

CHAPITRE 2

VALEURS DE RÉFÉRENCE DE LA FORCE MUSCULAIRE MESURÉES PAR DYNAMOMÉTRIE MANUELLE CHEZ LA POPULATION ADULTE: UNE REVUE EXPLORATOIRE

Morin, M., Duchesne, E., Bernier, J., Blanchette, P., Langlois, D., & Hebert, L. J. (2022). What is Known About Muscle Strength Reference Values for Adults Measured by Hand-Held Dynamometry: A Scoping Review. *Arch Rehabil Res Clin Transl*, 4(1), 100172. doi: 10.1016/j.arrct.2021.100172

HHD Muscle strength reference values

What is Known about Muscle Strength Reference Values for Adults Measured by Hand-Held dynamometry: A scoping Review

Marika Morin, MPT, MSc(c)^{1,2}, Elise Duchesne, PT, PhD^{1,2}, Jacinthe Bernier, PT³, Philippe Blanchette, PT³, Daphnée Langlois, PT³ and Luc J. Hébert, PT, PhD, CD^{2,3,4,5}

¹ Department of Health Sciences and Centre intersectoriel en santé durable, Université du Québec à Chicoutimi (UQAC), Saguenay, Québec, Canada.

² Interdisciplinary Research Group on Neuromuscular Disorders, Centre intégré universitaire de santé et de services sociaux du Saguenay-Lac-St-Jean, Jonquière, Canada.

³ Department of Rehabilitation, Université Laval, Quebec City, Québec Canada.

⁴ Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation and Social Integration, Centre intégré universitaire de santé et de services sociaux de la Capitale-Nationale, Quebec City, Québec, Canada.

⁵ Department of Radiology-Nuclear Medicine, Université Laval, Quebec City, Québec Canada.

Funding: This work was supported by Muscular Dystrophy Canada [grant numbers # 688883] and Mitacs [grant number # IT20954].

Conflict of interest: The authors declare that they have no conflict of interest.

Acknowledgments: The authors are pleased to acknowledge Marie-Claude Lafrenière and Janie Gauthier-Boudreau, health sciences information specialists, who revised the database search strategy and offered guidance for completion of the PRISMA checklist (Supplementary Table 1).

Corresponding author:

Name: Luc J. Hébert, PT, PhD, CD

Address: Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation and Social Integration

Rm H-1410, 525, Blvd Wilfrid-Hamel, Quebec, QC G1M 2S8, Canada

E-mail address: lucj.hebert@fmed.ulaval.ca

ABSTRACT

Objective: To map the body of existing literature regarding reference values of maximal isometric muscle strength (MIMS) of upper and lower limbs obtained with hand-held dynamometers (HHD) in healthy adults, in order to identify potential gaps in the literature and specify future research needs. **Data Sources:** A scoping review in which PubMed, EMBASE, CINAHL plus, PEDRO and Cochrane databases were searched before May 1st, 2020. **Study Selection:** All studies using standardized HHD protocols for the purpose of establishing reference values in healthy adult population were included. Two independent reviewers completed an initial screening of article titles and abstracts, and the remaining articles were read in their entirety and screened according to the inclusion and exclusion criteria. Disagreements were discussed, with recourse to a third reviewer when needed. **Data Extraction:** Data of the selected studies were extracted and charted by two independent reviewers using a tested data extraction grid to ensure method standardization. Data were subsequently merged to produce the complete final extracted data. **Data Synthesis:** Titles and abstracts of 4015 studies were screened, 46 articles were fully reviewed, and nine manuscripts were selected for the final analysis. A large variability exists between protocols used for muscle testing in terms of type of device, measurement units, subject positioning and muscle groups tested. **Conclusion:** The existing literature regarding HHD reference values of MIMS is scarce and presents gaps notably relating to strength units and well-described protocols with known psychometric properties, despite the development and increased availability of high quality HHD. This observation emphasizes the critical need to develop reference values in manual dynamometry in adults to optimize the use of manual dynamometry for diagnostic and prognostic decisions.

Key words: Handheld dynamometer, adults, muscle strength, reference values, scoping

List of abbreviations

1RM, One repetition maximum; HHD, Hand-held dynamometer; Kg, kilograms; MIMS, Maximal isometric muscle strength; MMT, Manual muscle testing; N, Newton; Nm, Newton-meter; Lbs, pounds; PPC, Population, context and concept;

INTRODUCTION

Muscle strength is a central component of function and movement. As such, it is essential to accomplishing daily living tasks and maintaining autonomy.¹⁻³ While muscle strength is known to be a good predictor of functional capacity among the general adult population, strength deficits are associated with physical limitations.^{3, 4} For these reasons, evaluating this variable is a key component of physiotherapists' work; muscle strength reference values obtained from healthy adults allow clinicians to detect muscle weakness, quantify and identify the presence of neuromuscular impairment by comparing the values obtained to those of a healthy individual of the same age group and sex, to objectify patients' progress and to determine treatment effectiveness.¹⁻⁵

Many tools have been developed to obtain objective measurements of muscle strength, a component of muscle power, which is an important function of the neuromusculoskeletal system and movement according to the International Classification of Functioning, Disability and Health (B730 Muscle power functions ICF, <https://apps.who.int/classifications/icfbrowser/>). Manual muscle testing (MMT) is the most accessible and commonly used method. While clinically feasible and quick to perform, this subjective method has poor psychometric properties and demonstrates significant limitations in detecting changes of strength over time.⁶⁻¹⁰ For example, Hébert et al.⁶ showed that even when MMT is used by clinicians who have several years of experience and are utilizing a more sensitive tool such as a 10-point scale, it cannot accurately classify patients and discriminate between patients with mild and severe impairments. Moreover, in patients with muscular dystrophy type 1 presenting with the late-onset phenotype, quantified muscle testing using a hand-held dynamometer (HHD) revealed a strength loss of as much as 20.4%, while MMT testing suggested normal strength.⁹ At the other end of the spectrum, isokinetic dynamometry is a method with sound psychometric properties and is considered the gold standard

measurement of muscle strength. However, the equipment is costly and requires considerable space to accommodate, and extensive training of users is required.¹¹ An interesting compromise between MMT and isokinetic dynamometry is quantified muscle testing using an HHD. The HHD is accessible, user-friendly, affordable, and has excellent psychometric properties, rendering it a top choice for the assessment of muscle strength impairments.¹¹⁻¹⁶ Maximal isometric muscle strength (MIMS) values obtained in some muscle groups with HHD are highly correlated with values obtained with isokinetic dynamometry, indicating good to excellent validity of both methods.¹⁵ However, it should be understood that the use of HHD is inevitably linked to different sources of error measurement depending on the muscle group assessed, the experience and training of the evaluators, and the standardization of the protocols.¹⁷⁻¹⁹ The most recent generation of HHD that can measure in both compression (push) and distraction (pull) modes, such as the Medup[®] (Atlas-Médic, Quebec city, Quebec, Canada) or the Chatillon, Ametek (New York, USA), are frequently used in clinical settings.²⁰ "Make" and "break" tests are commonly used to measure muscle strength with HHD. Performing a "make" test implies that the evaluator holds the HHD stationary, whereas the participant exerts a maximal force against it while for a "break" test, the evaluator has to exert enough force to break the isometric contraction produced by the person. In this study, we were only interested to look at "make" test protocols since "break" tests have questionable reliability according to our clinical experience and the literature and this type of test exposes participants to a higher risk of injuries.^{21, 22}

Currently, in order to draw conclusions on the presence or absence of significant muscle impairments, MIMS values obtained from the affected muscle group are compared to those of the same muscle group on the contra-lateral side, assuming that the latter is healthy and suffers no neuromuscular impairment. However, this practice becomes problematic when individuals present bilateral strength deficits, or when the supposed healthy side is not perfectly free of impairments. In these circumstances, the values obtained from the contra-lateral side

cannot provide a valid comparator and therefore, an "external" comparison according to muscle group may be necessary to identify muscle weakness. Moreover, even in the presumed absence of impairments, it remains difficult to determine if the muscle strength of the healthy side is appropriate and considered normal for a given individual of a given age and sex. Few studies have reported normative values of muscle strength in healthy populations for some muscle groups, making it difficult to address this important question. For example, Hogrel et al.²³ and Danneskiold-Samsøe et al.²⁴ established normative strength values of several upper and lower limb muscle groups and the trunk with an isokinetic dynamometer and a force gauge fixed to an external structure. Unfortunately, as these devices are quite different from HHD used by physiotherapists and are mainly used as research tools in conditions inaccessible to clinicians, these values cannot be used as a reference. Moreover, the protocols used in both studies differ from the one developed with push-pull HHD, which considerably limits the clinical applicability of the reference values established by these authors. Hebert et al.²⁰ and Beenakker et al.²⁵ established reference values for several muscle groups of upper and lower limbs using push-pull HHD in the pediatric population, limiting the use of these values in subjects younger than 18 years old. It would therefore be relevant to know if similar clinically applicable data exist in the literature for adults. As a first-view approach to examine the research activity in this field, we conducted a scoping review avoiding the methodological shortcomings often found in rehabilitation scoping reviews.²⁶

The main purpose of this scoping review was to map the existing literature regarding reference values of MIMS of upper and lower limb muscle groups obtained with HHD in healthy adults. The review will also serve to identify potential gaps in the literature and guide future research. Our principal hypothesis was that the current literature is incomplete, as it lacks reference values of MIMS for several muscle groups in adults using push-pull HHD.

METHODS

This scoping review was performed following the framework methodology presented in Khalil et al.'s *An Evidence-Based Approach to Scoping Reviews 2016*, which is based on the works of Arksey and O'Malley 2005 and the Levac, Colquhoun and O'Brien 2010, as well as the Joanna Briggs Institute Manual for Evidence Synthesis.²⁷ Our review complies with reporting guidance for the conduct of scoping reviews (i.e. Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses [PRISMA] extension for Scoping Reviews). In the literature on muscle strength assessment, the terms "reference values" and "normative values" are often considered synonymous. These values are referred to as to the data set for muscle strength measurements, which are expected in a group of functional and healthy people. These values allow comparisons to be made with measurements taken in the clinic so that the results obtained can be interpreted objectively. Therefore, in order to include all of the literature relevant to our scoping review, our research focused at both normative and reference values. However, for the purpose of this scoping review, the term reference values was defined as the value of a property obtained by observation or measurement on a reference individual and not in the context of randomized clinical trials or studies comparing healthy people to people with impairments and disabilities. In this scoping review, the studies considered were the ones using the following concept for reference values: Isometric muscle strength reference values correspond to quantifiable data of isometric muscle strength gathered from a large sample of the population representative of the general population. These values, measured several times in the same subject, must be obtained under carefully described conditions, allowing interpretation within the limits of their known metrological properties, and they represent what we would expect as muscle strength data in healthy adults.

Research question

This scoping review aimed to improve our knowledge regarding the existence of reference values of quantified MIMS in healthy adults. The following questions were addressed in the review: 1) Is there a consensus and consistency in the use of the terms "reference

values" versus "normative values"? 2) What is known in quantified MIMS obtained with HHD in healthy adults? 3) Is there consensus concerning the protocols and methodology used for muscle testing with HHD to obtain reference values? These questions were built using the PCC model (population, context, and concept) where healthy adults were the population, reference values of muscle strength the concept, and the evaluation of muscle strength with HHD the context.

Data sources and searches

To identify the relevant literature, PubMed, EMBASE, CINAHL plus, PEDRO and Cochrane databases were searched. The search strings were "reference values/normative values", "isometric muscle strength" and "handheld dynamometry" (see Supplementary Figure 1 for complete list of terms). After consulting and extracting articles from the databases, grey literature was searched in the RehabData and Proquest Dissertations databases, using the same search terms. The search strategy was reviewed and validated by a health sciences information specialist. After the initial search, duplicates were removed. The systematic literature search of databases was undertaken before January 13th, 2020 and the search in the grey literature before May 1st, 2020.

Study selection

Two independent reviewers (DL and PB, master's students in physiotherapy) completed an initial screening of article titles and abstracts according to the inclusion and exclusion criteria. The selected articles were kept for further analysis. To be included in the study, the articles had to concern testing protocol using HHD for the purpose of establishing reference values in healthy adult populations aged 18 and over (i.e. without any history of medical, neurological, and musculoskeletal impairments or any condition that could affect torque measurements), be written in French or English and be available in full text. Studies addressing the following themes and/or populations were excluded: 1) animals, high level athletes, adults with pathologies or any other condition affecting muscle integrity, 2)

measurements of spine force, non-isometric strength (isokinetic or isotonic methods) or hand grip strength, 3) studies where a "break test" approach was used, 4) case studies, 5) studies using a device other than a HHD, and 6) studies in which strength values of healthy participants were obtained in the context of randomized clinical trials or when comparing healthy people to people with impairments and disabilities. After the initial screening, the remaining articles were read in their entirety and screened twice by the same independent reviewers (DL and PB) to ensure their eligibility. Disagreements regarding eligibility were discussed by both reviewers and resolved by consensus, with recourse to a third reviewer (JB) when needed. References of selected articles were checked to identify other eligible articles not retained following the initial database search. Since scoping reviews do not entail the appraisal and exclusion of articles based on the quality of research methodology, no risk of bias assessment was undertaken.²⁷

Data extraction

Data of the selected studies were extracted and charted by two independent reviewers (MM and LJH, physiotherapists) using a data extraction grid to ensure method standardization (Table 1). A beta version of the extraction grid was tested on two articles before the final grid was produced. The data from the extraction grids completed by the two independent reviewers were subsequently merged to produce the complete final extracted data.

Data synthesis and analysis

The results were summarized in table format under two main themes: Protocol Variables and Positioning Descriptions for muscle testing. The protocol variables were subdivided into five items: HHD, units of measurement, testing procedure, muscle groups assessed and positioning. The positioning item was subdivided in 5 categories: subject position (during the test), tested limb position, anatomical landmark for HHD placement, stabilisation and whether or not gravity was eliminated (limb placed in a neutral position in regard to gravity to eliminate the effect of segment weight) for each muscle group tested. Extracted data were

analyzed, classified, and interpreted to map the breadth of the current existing knowledge regarding the research questions and to specify future research needs.

RESULTS

Relevant literature identification

As shown in Figure 1, a total of 5,021 studies were identified following the initial search in scientific literature databases and 336 papers were found in the grey literature by searching the Proquest Dissertations and Theses website. As 1342 duplicates were identified and excluded, 4,015 studies were screened. Of these, 43 studies were selected based on titles and abstracts. Three articles were added after verification of references. During full-text screening of the remaining 46 articles, 35 papers were excluded by the two reviewers in accordance with the inclusion and exclusion criteria (see Figure 1 for reasons for exclusion). Eleven papers were selected for the final data extraction. Two studies, Bohannon²⁸ and Bohannon,²⁹ were excluded as they are a systematic review and a meta-analysis, respectively. These two studies include articles that were either already included in our scoping review or excluded according to our eligibility criteria. Finally, the data from nine papers were extracted, analyzed, and discussed.

Study characteristics and data summary

Information regarding the selected studies is presented in Table 2. The data regarding the protocol variables are summarized in Table 3 and the positioning for muscle testing are summarized in Table 4 (upper limb muscle groups) and 5 (lower limb muscle groups), respectively.

Normative and/or reference values

Different terms were used to identify the maximal muscle strength data obtained from groups of individuals presenting with similar characteristics. Two studies used the term "normative values",^{30, 31} one study used the term "reference values" only³² and three studies

used both terms as synonyms.³³⁻³⁵ Two studies used the terms "preliminary baseline databases" or "preliminary information" to describe the obtained strength values^{36, 37} and one study reported them as data.³⁸ No study provided a definition of the terms "normative" and "reference" values.

Instruments and measures

In the included studies, measures of MIMS were collected using 8 different HHD devices: Accuforce II, MICROFET 2, Chatillon CSD400C, Citec dynamometer CT 3001, Lafayette, Hand-Held Baseline 250 hydraulic push-pull dynamometer, Spark Instrument and Academics, INC. and Nicholas Hand-Held Dynamometer. Results were most frequently expressed in Newtons (N) (55,6 % of studies) and/or in percentage of bodyweight (55,6 % of studies), while other studies expressed strength results in kilograms (kg) (22,2 % of studies) or in pounds (lbs) (22,2 % of studies). No study reported results in Newton-meters (Nm). The maximal capacity of the HHD used ranged from 250 to 1959 N.

Testing procedures

Protocols varied greatly between studies. All protocols used isometric "make" tests in compression mode. For most protocols, muscle strength evaluations were performed in gravity-neutralized positions for all muscle groups tested, with the exception of three studies in which some or all muscle groups were tested against gravity.³⁰⁻³² The duration of the maximal isometric voluntary contraction for each trial varied across studies from 3 to 7 seconds, while the resting time varied from 10 seconds to 2 minutes. The number of repeated trials per muscle group ranged between one and five maximal isometric voluntary contractions. Verbal encouragements and stimuli were given during measurements in only three studies.^{30, 32, 35} The strength measures were performed by only one evaluator in four studies,^{34, 36-38} two evaluators in four studies,^{30-32, 35} and three evaluators in one study.³³ The experience of the evaluators was not specified in half of the studies and for those who reported it, experience level differed greatly (three to ten years of experience using HHD).

Muscle groups

There is considerable variability in muscle groups tested in the nine papers analyzed. Two studies reported strength measurements of upper limb muscle groups only,^{31, 37} three reported for lower limbs only^{30, 32, 36} and four studies recorded data for both upper and lower limbs.^{33-35, 38} Muscle groups tested in upper limbs included flexors/extensors, abductors/adductors and internal/external rotators of the shoulder, and elbow and wrist flexors and extensors. Regarding lower limbs, tested muscle groups were the flexors/extensors, abductors/adductors and internal/external rotators of the hip, the flexors/extensors of the knee and the dorsi/plantar flexors of the ankle. In the nine studies retained, strength data were available for both sexes in all muscle groups at least once, except for the wrist flexors which were only available for women. Plantar flexors, shoulder and hip adductors and wrist flexors are the muscle groups for which strength data is poorly documented.

Participants

Convenience samples of subjects were recruited for all studies included in the scoping review. In most of them, ethnicity was not specified. In the study by Al-Abdulwahab,³⁶ participants were all Saudi Arabian males, while McKay et al.³⁵ included participants of diverse ancestry of whom the majority were European/British, American, Asian, African or Aboriginal/Insular of Torres Strait. Sample size ranged from 31 to 1000 participants and the number of participants per decade of age was highly variable. Two papers did not specify the age categories of their participants^{31, 37} and six separated the number of participants into decades such as 20-29, 30-39, 40-49, 50-59, 60-69 and 70-79.^{30, 33-36, 38} De Oliveira et al.³² separated the participants into two groups: younger (18-40 years old) and older adults (41-65 years old). In all studies, the number of participants in each decade ranged from 13 to 100. Participants included in the studies were aged between 18 and 101 years old and only two papers included participants aged 80 and over.^{35, 36} Regarding the sex of the participants, three studies were only interested in strength measurements of certain muscle groups in females,^{30,}

^{37, 38} one reported strength values only in males³⁶ and the other studies reported reference values of muscle strength for both sexes.³¹⁻³⁵

Positioning and protocol reproducibility

Seven of the included studies provided sufficient information to reproduce the protocol used, particularly: the position of the subject for muscle testing, the limb and joint positions during the measurement process, the anatomical landmarks used for the placement of the dynamometer and the stabilisation of the segments. Additionally, McKay et al.³⁵ described the evaluator's position. Only four studies included pictures.^{31-33, 37} Four studies referred to other published article protocols of the same research group where all the information needed to reproduce the protocol is available.^{34, 35, 37, 38} Most studies provided sufficient details to reproduce the protocol used, which allows us to see that there does not seem to be a consensus on standard protocols to measure maximal muscle strength. Tables 4 and 5 present the positioning for each muscle group in each study.

DISCUSSION

The aim of this scoping review was to identify and map the existing body of literature regarding MIMS reference values of upper and lower limb muscle groups obtained with HHD in healthy adults. Only nine papers met the inclusion and exclusion criteria and were retained for the scoping review and further analysis. In light of the results of these studies, certain MIMS reference values were established in male and female healthy adults aged between 18 and 101 years old using a HHD protocol for a variety of muscle groups of the upper and lower limbs. Unfortunately, these studies present several shortcomings that significantly restrict their use as valid reference values.

The first research question of this study was to identify whether consensus or consistency exists in the use of the terms "reference value" versus "normative value". This scoping review suggests that there is indeed no consensus in this regard in the literature. To

determine if muscle strength is considered “normal” for a given individual of a given age and sex, the measured value must be compared to a value considered to be the norm. This reflects an unfounded assumption that there is a certain universality to the construct of muscular strength. In addition, it is to be noted that the terms "reference values" and "normative values", which are often used as synonyms in the literature, are two distinct concepts that are worthy of discussion. Normative values are defined as values "of, relating to, or determining norms or standards", which in turn are defined as "a set standard of development or achievement usually derived from the average or median achievement of a large group".³⁹ Such values should be obtained from a very large cohort. Most of the studies included in this scoping review involved specific and fairly homogeneous samples of the population, with distinct characteristics. The term "reference values" is defined as the values obtained from individuals presenting conditions that are similar to that of the tested subject and well described, in circumstances that are well controlled, thus allowing adequate comparison and interpretation of the values obtained from the test ⁴⁰. It may therefore be more appropriate to identify the values obtained from MIMS testing as reference values to be used for comparisons with individuals showing similar characteristics.

Regarding the second research question of this study, while one would expect muscle strength in adults to be well documented, this does not appear to be the case in manual dynamometry; there are many gaps in the studies published on the subject. Several limitations are related to the type of devices used to collect strength measurements as well as the procedures surrounding their use. As mentioned above, the type of device used was highly diverse. Eight different HHD devices were used in the included studies, all with different characteristics (units of measurement, upper force limit, device design [attachments, handles], compression or distraction mode) restricting comparison of the values obtained with each of them. Consequently, it is impossible to claim that the reference values with one or another device would be equivalent without knowledge of the concomitant validity between tools. This

severely limits the clinical use of the existing reference values presented in these studies. The upper force measuring limit of the devices, also highly variable (250-1959 N), compromises the accuracy of measures in muscle groups with capacity that exceeds the measurement ceiling, as is the case for the knee extensors. Some studies included subjects that generated forces above the dynamometer's upper limit of measurement, creating a ceiling effect which invalidates the mean values obtained for the muscle group involved.^{33, 34, 37} Therefore, these values cannot be taken into consideration for comparison.

Another major limitation in the current literature on HHD strength values is that these values are reported in units of force (kg or N) rather than torque (Nm), making it impossible to use these values for comparison purposes, which is the main reason for establishing reference values. Indeed, no included study considered the anthropometric characteristics of the participants, which have an important influence on the torque that could be generated. The length of the lever arm, ie. the perpendicular distance between the placement of the HHD and the axis of rotation of the tested segment, is an important parameter as it takes individual differences in body segment length into account in the determination of the tensile force generated. For example, Alvarenga et al.³⁰ showed stronger hip flexors than hip extensors, which is unlikely considering that when controlling for lever arm and muscle length, the hip extensors are almost twice as strong as the hip flexors in isometric or in low velocity testing conditions.^{20, 23, 24} This observed difference could be explained by the more proximal placement of the dynamometer for the hip flexors than the hip extensors, resulting in a shorter lever arm for the flexors and therefore a greater force measurement in Newtons on the dynamometer. Had torque been calculated, results could have been quite different. This example demonstrates the importance of measuring the lever arm and of expressing results in torque rather than in units of force. Also, and surprisingly, some studies report strength data as a percentage of bodyweight. The rationale for doing so is not explained, and the clinical meaning

of using such a ratio or percentage should be clearly described to make this percentage a significant biomarker of muscle impairments.

From this scoping review, it appears that reference values are not available for both sexes for muscle groups such as the radial and ulnar deviators of the wrist, the ankle evertors/invertors and the flexors/extensors and abductors/adductors of the fingers. This highlights the lack of muscle strength reference values for distal muscle groups in the literature. In addition, no MIMS reference values were found for the wrist flexors in men. Although these muscle groups are less often evaluated in clinical settings, they can be a good indicator of weakness and diagnostic criteria for several neuromuscular diseases or musculoskeletal disorders. This supports the importance of paying closer attention to these muscle groups.

One of the research questions of this scoping review was to determine whether consensus exists regarding the protocols and methodology used for muscle testing with HHD to obtain reference values. Although most of the studies provided a description of the protocols, some of the muscle testing positions present measurement biases, such as evaluation of MIMS of certain muscle groups in positions against gravity or with insufficient joint stabilisation. In addition to increasing the evaluator's role in achieving stability of the subject and the presence of co-contractions, testing muscle strength against gravity leads to an underestimation of the strength values obtained. In such a case, the weight of the limb or segment evaluated should be subtracted from the force exerted to obtain a valid result, which is clinically impractical. Alvarenga et al.³⁰ and De Oliveira et al.³², who tested hip muscle groups against gravity, as well as Riemann et al.³¹, who tested the external rotators of the shoulder in prone position, did not take the weight of the segment into account. Such methods render the reference values obtained invalid for between subject comparisons, especially for comparisons to other studies where gravity was eliminated.

Stabilisation of the subject and the HHD is essential to ensuring good content validity of maximal values obtained in an isometric condition. When stabilisation is insufficient, certain compensatory movements that influence the amount of force generated by the person can be observed. In addition, the balance between the force exerted by the subject and/or the rater's ability to properly resist is not respected, inducing a subtle movement of the joint and the segment. Therefore, the muscle length and consequently the strength values are modified. Some muscle groups like the knee extensors or the hip flexors, extensors and abductors are very strong, and it is unlikely that a clinician would have the capacity to resist the force generated by these muscle groups in compression mode without any additional stabilisation.^{20, 23} Indeed, in some studies, e.g. in Al-Abdulwahab et al.³⁶, the evaluator used straps to stabilize the segment and minimize unwanted hip, pelvic girdle and trunk movements during knee extension testing. For the same muscle group, Andrews et al.³³ and Bohannon³⁴ had an assistant to help stabilize the trunk for the same reasons. Yet, these procedures do not increase the ability of the evaluator to resist the force exerted by the person.³³⁻³⁶ Only De Oliveira et al.³² used a belt strap made from inelastic material for better positioning of the HHD and minimization of the evaluator's effort during strength measurement of the hip flexors, extensors and abductors.³² However, the landmark for the positioning of the strap was not described in the paper, limiting the reproducibility of the protocol.

Other characteristics of the strength measurement protocols could also lead to measurement biases, such as the absence of verbal stimulation/motivation during the measurements, the duration of rest periods between each trial and the contraction time. Many studies included in the review did not use verbal stimulation during the strength measurement or do not mention it; yet motivation can affect the force generated by the participant, increasing maximal strength values. Indeed, Jung et al.⁴¹ showed that static grip strength was significantly higher with the use of verbal encouragement. Furthermore, there is no consensus among studies concerning optimal rest time between trials. De Salles et al.⁴² showed that when

executing repeated maximal strength assessments, 1 minute rest intervals are sufficient to then complete a second attempt of a one repetition maximum (1RM) bench press or back squat. However, these concentric exercises require a high level of neuromuscular coordination and cannot be compared to maximal isometric contractions. No evidence has been found in the literature about repeated maximal isometric voluntary contractions. In this scoping review, some studies used an inter-trial rest time of less than 1 minute; this may have impacted recovery, but more research on the subject is needed.^{30, 32, 35}

Regarding the characteristics of the participants, although the study samples included participants aged between 18 and 101 years old, some studies did not report the values according to decade,³⁷ while others stratified the values into large age groups.³² This latter approach represents a way of reporting reference values that may tend to underestimate strength values of the younger participants and overestimate the values of the older, reducing the external validity of the data collected. Some studies did not specify the activity level of the participants, which is another limitation considering that the training volume and types of activity practiced can significantly impact muscle strength capacity.

Limitations

The most important limitation of this study is that this scoping review focuses on muscle strength reference values obtained with HHD excluding grip strength; therefore, the results of this study cannot be generalized to reference values obtained with other types of dynamometers including isokinetic or pinch/grip test devices. Being a scoping review, the methodological quality of the studies retained has not been assessed and the assessment of methodological limitations or risk of bias of the evidence was not performed.

CONCLUSION

This scoping review, conducted with existing methodological standards for the conduct reporting, and appraisal of scoping reviews, showed that the existing literature regarding reference values of MIMS obtained with HHD in adults is scarce and that there are many gaps with respect to methodology, particularly no use of moments of force. This gap related to reporting force values instead of moment of force is a major concern, as it does not allow the force values reported in the literature to be considered valid reference values that can be used in the clinic in their current form. Future research on the establishment of a comprehensive set of HHD reference values using a well described standard protocol with known psychometric properties is needed to render the HHD a useful clinical tool.

REFERENCES

1. Gillett JG, Lichtwark GA, Boyd RN, Barber LA. Functional capacity in adults with cerebral palsy: lower limb muscle strength matters. *Arch Phys Med Rehabil* 2018;99(5):900-6. e1.
2. Lima TR, Guimarães FS, Carvalho MN, Sousa TL, Menezes SL, Lopes AJ. Lower limb muscle strength is associated with functional performance and quality of life in patients with systemic sclerosis. *Braz J Phys Ther* 2015;19(2):129-36.
3. Stevens P, Syddall H, Patel H, Martin H, Cooper C, Sayer AA. Is grip strength a good marker of physical performance among community-dwelling older people? *J Nutr Health Aging* 2012;16(9):769-74.
4. Kjølhede T, Vissing K, Langeskov-Christensen D, Stenager E, Petersen T, Dalgas U. Relationship between muscle strength parameters and functional capacity in persons with mild to moderate degree multiple sclerosis. *Mult Scler Relat Disord* 2015;4(2):151-8.
5. Hislop H, Avers D, Brown M. Daniels and Worthingham's muscle Testing-E-Book: Techniques of manual examination and performance testing. Elsevier Health Sciences; 2013.
6. Hébert LJ, Remec J-F, Saulnier J, Vial C, Puymirat J. The use of muscle strength assessed with handheld dynamometers as a non-invasive biological marker in myotonic dystrophy type 1 patients: a multicenter study. *BMC Musculoskelet Disord* 2010;11(1):72.
7. Knepler C, Bohannon RW. Subjectivity of forces associated with manual-muscle test grades of 3+, 4-, and 4. *Percept Mot Skills* 1998;87(3 Pt 2):1123-8.
8. Noreau L, Vachon J. Comparison of three methods to assess muscular strength in individuals with spinal cord injury. *Spinal cord* 1998;36(10):716-23.
9. Petitclerc É, Hébert LJ, Mathieu J, Desrosiers J, Gagnon C. Lower limb muscle strength impairment in late-onset and adult myotonic dystrophy type 1 phenotypes. *Muscle Nerve* 2017;56(1):57-63.
10. Whittaker RG, Ferenczi E, Hilton-Jones D. Myotonic dystrophy: practical issues relating to assessment of strength. *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry* 2006;77(11):1282-3.
11. Stark T, Walker B, Phillips JK, Fejer R, Beck R. Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: a systematic review. *PM&R* 2011;3(5):472-9.
12. Arnold CM, Warkentin KD, Chilibeck PD, Magnus CR. The reliability and validity of handheld dynamometry for the measurement of lower-extremity muscle strength in older adults. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 2010;24(3):815-24.
13. Buckinx F, Croisier JL, Reginster JY, Dardenne N, Beaudart C, Slomian J et al. Reliability of muscle strength measures obtained with a hand-held dynamometer in an elderly population. *Clin Physiol Funct Imaging* 2017;37(3):332-40.
14. Hébert L. Évaluation de la force musculaire et dynamomètres manuels: Concepts de base et applications pratiques. 3e éd. INVENTUM, Bibliothèque nationale du Québec et Bibliothèque et Archives Canada 2012.
15. Kolber MJ, Cleland JA. Strength testing using hand-held dynamometry. *Phys Ther Rev* 2005;10(2):99-112.
16. Mentiplay BF, Perraton LG, Bower KJ, Adair B, Pua Y-H, Williams GP et al. Assessment of lower limb muscle strength and power using hand-held and fixed dynamometry: a reliability and validity study. *PloS one* 2015;10(10):e0140822.
17. Awatani T, Morikita I, Shinohara J, Mori S, Nariai M, Tatsumi Y et al. Intra- and inter-rater reliability of isometric shoulder extensor and internal rotator strength measurements performed using a hand-held dynamometer. *J Phys Ther Sci* 2016;28(11):3054-9.

18. Cools AM, De Wilde L, Van Tongel A, Ceyskens C, Ryckewaert R, Cambier DC. Measuring shoulder external and internal rotation strength and range of motion: comprehensive intra-rater and inter-rater reliability study of several testing protocols. *J Shoulder Elbow Surg* 2014;23(10):1454-61.
19. Kelln BM, McKeon PO, Gontkof LM, Hertel J. Hand-held dynamometry: reliability of lower extremity muscle testing in healthy, physically active, young adults. *J Sport Rehabil* 2008;17(2):160-70.
20. Hébert LJ, Maltais DB, Lepage C, Saulnier J, Crête M. Hand-held dynamometry isometric torque reference values for children and adolescents. *Pediatr Phys Ther* 2015;27(4):414.
21. Bohannon RW. Intertester reliability of hand-held dynamometry: a concise summary of published research. *Percept Mot Skills* 1999;88(3 Pt 1):899-902.
22. Seagraves FE, Horvat M. Comparison of Isometric Test Procedures to Assess Muscular Strength in Elementary School Girls. *Pediatric Exercise Science* 1995;7(1):61-8.
23. Hogrel JY, Payan CA, Ollivier G, Tanant V, Attarian S, Couillandre A et al. Development of a French isometric strength normative database for adults using quantitative muscle testing. *Arch Phys Med Rehabil* 2007;88(10):1289-97.
24. Danneskiold-Samsøe B, Bartels E, Bülow P, Lund H, Stockmarr A, Holm C et al. Isokinetic and isometric muscle strength in a healthy population with special reference to age and gender. *Acta Physiol* 2009;197:1-68.
25. Beenakker E, Van der Hoeven J, Fock J, Maurits N. Reference values of maximum isometric muscle force obtained in 270 children aged 4–16 years by hand-held dynamometry. *Neuromuscul Disord* 2001;11(5):441-6.
26. Colquhoun HL, Jesus TS, O'Brien KK, Tricco AC, Chui A, Zarin W et al. Scoping Review on Rehabilitation Scoping Reviews. *Arch Phys Med Rehabil* 2020;101(8):1462-9.
27. Khalil H, Peters M, Godfrey CM, McInerney P, Soares CB, Parker D. An Evidence-Based Approach to Scoping Reviews. *Worldviews Evid Based Nurs* 2016;13(2):118-23.
28. Bohannon RW. Literature reporting normative data for muscle strength measured by hand-held dynamometry: A systematic review. *Isokinetics and Exercise Science* 2011;19(3):143-7.
29. Bohannon RW. Reference Values for Knee Extension Strength Obtained by Hand-Held Dynamometry from Apparently Healthy Older Adults: A Meta-Analysis. *J Frailty Aging* 2017;6(4):199-201.
30. Alvarenga G, Kiyomoto HD, Martinez EC, Polesello G, Alves VLdS. Normative Isometric Hip Muscle Force Values Assessed by a Manual Dynamometer. *Acta Ortop Bras* 2019;27:124-8.
31. Riemann BL, Davies GJ, Ludwig L, Gardenhour H. Hand-held dynamometer testing of the internal and external rotator musculature based on selected positions to establish normative data and unilateral ratios. *J Shoulder Elb Surg* 2010;19(8):1175-83.
32. De Oliveira IO, Pilz B, Junior RLS, Vasconcelos RA, Mello W, Grossi DB. Reference values and reliability for lumbopelvic strength and endurance in asymptomatic subjects. *Braz J Phys Ther* 2018;22(1):33-41.
33. Andrews AW, Thomas MW, Bohannon RW. Normative values for isometric muscle force measurements obtained with hand-held dynamometers. *Phys Ther* 1996;76(3):248-59.
34. Bohannon RW. Reference Values for Extremity Muscle Strength Obtained by Hand-Held Dynamometry From Adults Aged 20 to 79 Years. *Arch Phys Med Rehabil* 1997;78(1):26-32.
35. McKay MJ, Baldwin JN, Ferreira P, Simic M, Vanicek N, Burns J. Normative reference values for strength and flexibility of 1,000 children and adults. *Neurology* 2017;88(1):36-43.

36. Al-Abdulwahab SS. The effects of aging on muscle strength and functional ability of healthy Saudi Arabian males. *Ann Saudi Med* 1999;19(3):211-5.
37. Bohannon RW. Upper extremity strength and strength relationships among young women. *J Orthop Sports Phys Ther* 1986;8(3):128-33.
38. Bohannon RW. Nature of age-related changes in muscle strength of the extremities of women. *Percept Mot Skills* 1996;83(3 Pt 2):1155-60.
39. dictionary. M-WIM-Wc. Norm. (n.d.). Available from: URL: <https://www.merriam-webster.com/dictionary/norm>.
40. Geffré A, Friedrichs K, Harr K, Concordet D, Trumel C, Braun JP. Reference values: a review. *Vet Clin Pathol* 2009;38(3):288-98.
41. Jung M-C, Hallbeck MS. Quantification of the effects of instruction type, verbal encouragement, and visual feedback on static and peak handgrip strength. *International Journal of Industrial Ergonomics* 2004;34(5):367-74.
42. De Salles BF, Simao R, Miranda F, Da Silva Novaes J, Lemos A, Willardson JM. Rest interval between sets in strength training. *Sports Med* 2009;39(9):766-77.

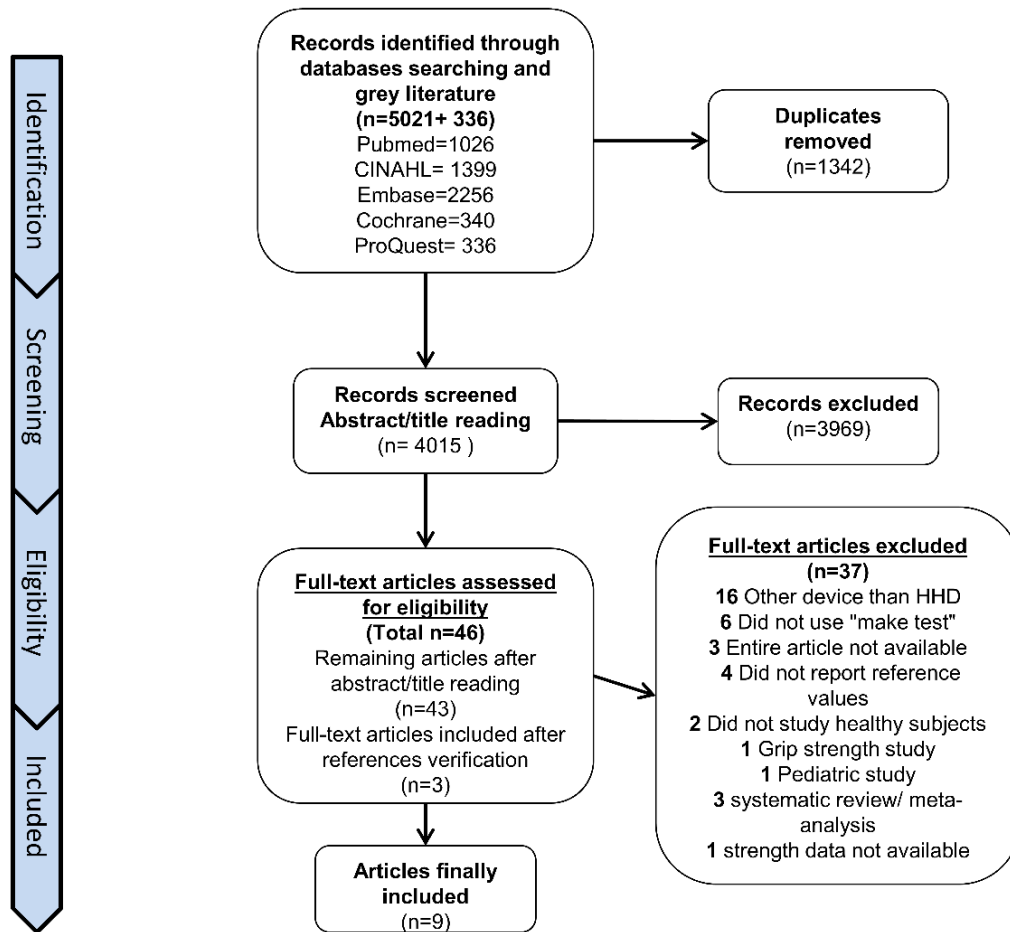


Figure 1: Flowchart of the systematic literature search according to the PRISMA statement.

TABLE 1. DATA EXTRACTION GRID

Authors
Year
Country
Study Eligibility
Aims/ Objective
Sample (type)
Level of Activity
Age
Sex
Number of Subjects (total and per decade)
HHD Model
Measurement Units
HHD Maximal Capacity (N, lb, kg)
Mode (Compression/Traction)
Contraction Type
Instructions
Protocol Reproducibility (Positioning for measurement)
Muscle Groups Tested
Results
Limits Reported
Other

HHD: Hand-held dynamometer

Table 2 : STUDY CHARACTERISTICS

Authors	Year	Normative values (N) / Reference values (R)	Instruments and measures	Testing procedures	Muscle groups tested	Participants	Positioning and protocol reproducibility
1. Al-Abdulwahab, S.	1999	∞ (Preliminary baseline)	Model: Nicholas HHD Unit: N Maximal capacity: 1959 N (199.9 kg)	Contraction type: Make test Mode: Compression Gravity: Neutralized (sitting position knee and hip flexed 90°) Measures: 3 MIVC Contraction time: Build force to a maximum over a 2 sec period and maintain the MIVC for 5 sec. Rest time: 2 min Verbal Stimuli: No Evaluator: One evaluator	LE: <i>Knee:</i> Extension	Sample: Convenience Ethnicity: Saudi Arabian Males Activity level: Less than 2 hours\ week Gender: Males Age: 20-89 years Number: 160 Number per decade: 20s: 30, 30s: 20. 40s: 29, 50s: 26, 60s: 19, 70s: 20, 80s: 16	Reproducible Anatomical landmarks: yes Subject position: yes Joint/limb position: yes Stabilisation: yes Pictures: No

Authors	Year	Normative values (N) / Reference values (R)	Instruments and measures	Testing procedures	Muscle groups tested	Participants	Positioning and protocol reproducibility
2. Alvarenga and al.	2019	N	<p>Model: MICROFET 2, Draper, USA</p> <p>Unit: kg Results expressed as %, normalized to bodyweight</p> <p>Maximal capacity: not specified (1334 N)</p>	<p>Contraction type: Make test</p> <p>Mode: Compression</p> <p>Gravity: Not specified</p> <p>Measures: 5 MIVC</p> <p>Contraction time: 5 sec</p> <p>Rest time: 15 sec</p> <p>Verbal Stimuli: Yes</p> <p>Evaluator: Two evaluators</p> <p>Particularities: Device fixed to the limb with a rigid belt secured to the wall with a suction cup</p>	<p>LE : <i>Hip:</i> Flexion/extension, RE/RI, ABD/ADD</p>	<p>Sample: Convenience</p> <p>Ethnicity: NS</p> <p>Activity level: sedentary or sporadically active</p> <p>Gender: Women</p> <p>Age: 20-29 years old</p> <p>Number: 52</p> <p>Number per decade: 52 (one decade only)</p>	<p>No reproducible</p> <p>Anatomical landmarks: yes</p> <p>Subject position: yes</p> <p>Joint/limb position: no</p> <p>Stabilisation: No</p> <p>Pictures: No</p> <p>* reference to Thoborg et al.</p>
3. Andrews W., Thomas, M. and Bohannon, R.	1996	N and R	<p>Model: Chatillon CSD400C</p> <p>Unit: lb Results expressed as %, normalized to bodyweight</p> <p>Maximal capacity: 512 N (115 lb) min of rest</p>	<p>Contraction type: Make test</p> <p>Mode: Compression</p> <p>Gravity: Neutralized</p> <p>Measures: 2 MIVC</p> <p>Contraction time: 7 sec (2 sec progressive)</p> <p>Rest time: 1-2 min</p> <p>Verbal Stimuli: No</p> <p>Evaluator: 3 evaluators (at least 8 years of experience)</p>	<p>UE: <i>Shoulder:</i> flexion/extension, ABD and RE/RI</p> <p><i>Elbow:</i> flexion/extension</p> <p><i>Wrist:</i> extension</p> <p>LE: <i>hip:</i> Flexion, ABD</p> <p><i>Knee:</i> flexion/extension</p>	<p>Sample: Convenience</p> <p>Ethnicity: Not specified</p> <p>Activity level: II on four-point ordinal activity scale</p> <p>Gender: M and W</p> <p>Age: 50-79 years old</p> <p>Number: 156</p> <p>Number per decade: 50-59: 50 (25 M and 25 W) 60-69: 55 (26 M and 29 W) 70-79: 51 (26 M and 25 W)</p>	<p>Reproducible</p> <p>Anatomical landmarks: yes</p> <p>Subject position: yes</p> <p>Joint/limb position: yes</p> <p>Stabilisation: yes</p> <p>Pictures: Only one picture</p>

Authors	Year	Normative values (N) / Reference values (R)	Instruments and measures	Testing procedures	Muscle groups tested	Participants	Positioning and protocol reproducibility
				Particularities: Help for subject stabilisation during knee flexion and extension	<i>Ankle:</i> dorsal flexion		
4. Bohannon, R.	1986	⊗ (Preliminary information)	Model: HHD Spark instruments and Academics, INC Unit: Lb and kg Maximal capacity: 60 lb (27.3 kg) (265 N)	Contraction type: Make test Mode: Compression Gravity: Neutralized Measures: one contraction Contraction time: NS Rest time: NS Verbal Stimuli: No Evaluator: One evaluator	UE: <i>Shoulder:</i> flexion/extension, ABD/ADD and RE/RI <i>Elbow:</i> flexion/extension <i>Wrist:</i> flexion/extension	Sample: NS Ethnicity: NS Activity level: 3 sedentary, 23 active and 6 very active Gender: Women Age: 20-40 years old Number: 31 Number per decade: NA	Reproducible Anatomical landmarks: yes Subject position: yes Joint/limb position: yes Stabilisation: yes Pictures: yes * Reference to another article Bohannon,1986
5. Bohannon, R.	1996	⊗ (Data)	Model: Accuforce II Unit: N Results expressed in % of the mean actual force of subjects 20-29 years	Contraction type: Make test Mode: Compression Gravity: Neutralized Measures: one contraction Contraction time: Build contraction 1-2 sec and	UE: <i>Shoulder:</i> ABD <i>Elbow:</i> flexion <i>Wrist:</i> extension LE: <i>hip:</i> Flexion <i>Knee:</i> extension	Sample: NS Ethnicity: NS Activity level: NS Gender: Women Age: 20-79 years Number: 123 Number per decade: >18 for each decade	Reproducible Anatomical landmarks: No Subject position: No Joint/limb position: No Stabilisation: No

Authors	Year	Normative values (N) / Reference values (R)	Instruments and measures	Testing procedures	Muscle groups tested	Participants	Positioning and protocol reproducibility
			Maximal capacity: 650 N	maximal contraction 4-5 sec Rest time: NS Verbal Stimuli: No Evaluator: One evaluator	<i>Ankle:</i> dorsiflexion		Pictures: No *Reference to another article, Bohannon 1996
6. Bohannon and al.	1997	N and R	Model: Accuforce II (Amatek) Unit: N Results expressed in N and as %, normalized to bodyweight Maximal capacity: 650 N	Contraction type: Make test Mode: Compression Gravity: Neutralized Measures: 2 MIVC Contraction time: Build contraction 1-2 sec and maximal contraction 4-5 sec Rest time: 1-2 min Verbal Stimuli: No Evaluator: One evaluator (more than 10 years of experience with HHD)	UE: <i>Shoulder:</i> extension, ABD and RE <i>Elbow:</i> flexion/extension <i>Wrist:</i> extension LE: <i>hip:</i> Flexion, ABD <i>Knee:</i> extension <i>Ankle:</i> dorsiflexion	Sample: Convenience Ethnicity: NS Activity level: 2 on ordinal scale of Saltin and Grimby Gender: M and W Age: 20-79 years old Number: 231 (106 M and 125 W) Number per decade: 20-29: 38 (16 H et 22 F) 30-39: 36 (13 H et 23 F) 40-49: 36 (15 H et 21 F) 50-59: 43 (22 H et 21 F) 60-69: 36 (18 H et 18 F) 70-79: 42 (22 H et 20 F)	Reproducible Anatomical landmarks: yes Subject position: yes Joint/limb position: yes Stabilisation: yes Pictures: No *Reference to other articles, including the article of Andrews and al.
7. McKay and al.	2017	N and R	Model: Citec dynamometer CT 3001; CIT Technics, Groningen, Netherlands	Contraction type: Make test Mode: Compression Gravity: Neutralized Measures: 3 MIVC Contraction time: 3-5 sec	UE: <i>Shoulder:</i> RI and RE <i>Elbow:</i> flexion/extension LE:	Sample: Convenience Ethnicity: Multi-ethnicity (British/European/ Asian/ American/ African and Aboriginal/Torres strait Islander) Activity level: NS	Reproducible Anatomical landmarks: yes Subject position: yes Joint/limb position: yes

Authors	Year	Normative values (N) / Reference values (R)	Instruments and measures	Testing procedures	Muscle groups tested	Participants	Positioning and protocol reproducibility
			Unit: N Maximal capacity: 500 N	Rest time: 10 sec Verbal Stimuli: Yes (standardized) Evaluator: Two experienced evaluators	<i>hip:</i> ABD, RI and RE <i>Ankle:</i> dorsiflexion/ plantarflexion	Gender: Men and Women Age: Between 3 and 101 years Number: 1000 (700 adults) Number per decade: 100 people per decade (20s,30s,40s,50s,60s, 70s et 80s and more)	Stabilisation: yes Pictures: No *Reference to supplementary data of the article 1000 Norms Project: protocol of a cross-sectional study cataloging human variation
8. Oliveira and al.	2018	R	Model: Lafayette Instrument Company HHD Unit: Kg Results expressed in % Maximal capacity: NS (1335 N)	Contraction type: Make test Mode: Compression Gravity: Against gravity Measures: 3-repeated MIVC Contraction Time: NS Time rest: 20 sec Verbal Stimuli: yes Evaluator: Two trained evaluators (3 years of clinical practice; 30h of training procedures and devices)	LE: <i>Hip:</i> ABD, extension and flexion	Sample: Convenience (local university setting and the community) Ethnicity: NS Activity level: Active and inactive Gender: Male and female Age: 18-65 years old Number: 152 (79 males, 73 females) Number per decade: Young adult (18-40 years): Male: 24 A, 20 IA Female: 20 A, 19 IA Older adults (41-65 years):	Reproducible Anatomical landmarks: yes Subject position: yes Joint/limb position: yes Stabilisation: yes Pictures: yes

Authors	Year	Normative values (N) / Reference values (R)	Instruments and measures	Testing procedures	Muscle groups tested	Participants	Positioning and protocol reproducibility
						Male: 17 A, 18 IA Female: 17 A, 17 IA	
9. Riemann and al.	2010	N	Model: Hand-held Baseline 250 hydraulic push-pull dynamometer Unit: kg Results expressed in % of bodyweight Maximal capacity: NS (112 N)	Contraction type: Make test Mode: Compression Gravity: Neutralized for 2 positions (one against gravity for the external rotation) Measures: one trial of each muscle test Contraction Time: Build their force 2 sec period and maintain MIVC for 5 sec Time rest: NS Verbal Stimuli: No Evaluator: Two evaluators	UE: <i>Shoulder:</i> RI and RE	Sample: Convenience Ethnicity: NS Activity level: NS Gender: Male and Female Age: 20-40 years old Number: 181 (90 males, 91 females) Number per decade: NS	Reproducible Anatomical landmarks: yes Subject position: yes Joint/limb position: yes Stabilisation: No Pictures: yes

UE and LE represent the upper and lower-limbs, NS: Not specified, HHD: Hand-held dynamometer, MIVC: Maximal isometric voluntary contraction, N: Newtons, kg: kilograms, lb: pounds, ABD; abduction, ADD: adduction, RI/RE: internal and external rotation.

TABLE 3 : PROTOCOL VARIABLES

Variables		Authors (year)								
		Alveranga et al. (2010)	Al-Abdulwahab (1999)	Andrews et al. (1996)	Bohannon, R. (1996)	Bohannon, R. (1997)	Bohannon, R. (1986)	De Oliveira et al. (2018)	McKay et al. (2019)	Riemann et al. (2010)
HHD	Maximal Capacity (N)	1334	1959	512	650	650	265	1335	500	112
	Model	√	√	√	√	√	√	√	√	√
	Mode (Compression/Distracton)	C	C	C	C	C	C	C	C	C
Units of Measure	Kg						√	√		
	Lb			√			√			
	Newton		√	√	√	√			√	
	% of bodyweight	√		√		√		√		√
	Newton-meter									
Testing procedures	Verbal stimulation	√						√	√	
	Gravity eliminated		√	√	√	√	√		√	
	Rest time between trials (sec)	15	120	≥60		≥60		20	10	
	Number of trial(s)	5	3	2		2	1	3	3	1
	Contraction time (sec) (R: ramped)	5	7R	7R	7R	7R			3-5	7R
	Strength value used for final analysis (Mean or Maximum)	Max	Mean	Mean		First	NA			NA
	Number of evaluator(s)	2	1	3	1	1	1	2	2	2

Muscle groups	Upper limbs	Shoulder	Flexion		√			√		
			Extension		√		√	√		
		Abduction	√	√	√	√				
			Adduction				√			
		External Rotation		√		√	√	√	√	
		Internal Rotation		√		√	√	√	√	
	Elbow	Flexion		√	√	√	√	√	√	
		Extension		√		√	√	√	√	
	Wrist	Flexion					√			
		Extension		√	√	√	√			
	Lower limbs	Hip	Flexion	√	√	√	√	√		
			Extension	√				√		
			Abduction	√	√		√	√	√	
				Adduction	√					
External Rotation			√				√	√		
Internal rotation			√				√	√		
Knee		Flexion		√						
		Extension	√	√	√	√				
Ankle		Dorsiflexion		√	√	√		√		
		Plantarflexion						√		
Positioning	Subject position	√	√	√	√	√	√	√		
	Rater position						√			
	Joint/limb position		√	√	√	√	√	√		
	Anatomical landmarks	√	√	√	√	√	√	√		
	Stabilisation		√	√	√	√	√	√		
	Pictures			1		√	√	√		

TABLE 4 : POSITIONING FOR MUSCLE TESTING (UPPER LIMBS MUSCLE GROUPS)

Muscle Groups		Studies					
		Andrews et al. (1996)	Bohannon,R. (1996)	Bohannon, R. (1997)	Bohannon R. (1986)	McKay et al. (2017)	Riemann et al. (2010)
Shoulder	Gravity eliminated	√			√		
	Shoulder and elbow position	90° flexed 0°			90° flexed		
	Flexion Subject position	S			S		
	Stabilisation	Axillary region			Shoulder		
	Anatomical landmark	Proximal to epicondyle			Proximal to elbow on flexor surface of arm		
Ext.	Gravity eliminated	√		√	√		
	Shoulder and elbow position	90° flexed Flexed		90° flexed Flexed	90° flexed		
	Subject position	S		S	S		
	Stabilisation	Superior aspect of shoulder		Superior aspect of shoulder	Shoulder		

Muscle Groups		Studies					
		Andrews et al. (1996)	Bohannon,R. (1996)	Bohannon, R. (1997)	Bohannon R. (1986)	McKay et al. (2017)	Riemann et al. (2010)
Shoulder	Anatomical landmark	Proximal to epicondyle		Proximal to epicondyle	Proximal to elbow on extensor surface of arm		
	Gravity eliminated	√		√	√		
	Shoulder and elbow position	45° abd 0°		45° abd 0°	45° abd 0°		
	Abd. Subject position	S		S	S		
	Stabilisation	Superior aspect of shoulder		Superior aspect of shoulder	Trunk		
	Anatomical landmark	Proximal to lateral epicondyle		Proximal to lateral epicondyle	Proximal to elbow; lateral surface of arm		
	Gravity eliminated	NA			√		
	Shoulder and elbow position				45° abd 0°		
	Subject position				S		
	Stabilisation				Trunk		

Muscle Groups		Studies					
		Andrews et al. (1996)	Bohannon,R. (1996)	Bohannon, R. (1997)	Bohannon R. (1986)	McKay et al. (2017)	Riemann et al. (2010)
	Anatomical landmark				Proximal to elbow; medial surface of arm		
Shoulder	Gravity eliminated	√		√	√	√	√ or not
	Shoulder and Elbow position Forearm position	45° abd 90° flexed		45° abd 90° flexed	Beside trunk 90°flexed Neutral supination	Neutral 90° flexed	P: 90° abd SU: 30° abd/ scaption/ diag. SU: 0° abd 90° flexed Pronated (90°) or neutral P or SU
	Subject position	S		S	S	SU	
	Stabilisation	Elbow		Elbow	Arm	None	Arm
	Anatomical landmark	Proximal to styloid process		Proximal to styloid process	Proximal o wrist joint on extensors surface of arm	Proximal to wrist crease, e of extensors surface	1.3 cm proximal to ulnar styloid process
Internal rotation	Gravity eliminated	√			√	√	√ or not
	Shoulder and elbow position	45° abd 90° flexed			Beside trunk 90°flexed Neutral supination	Neutral 90° flexed	P: 90° abd SU: 30° abd/ scaption/ diag. SU: 0° abd

Muscle Groups		Studies					
		Andrews et al. (1996)	Bohannon,R. (1996)	Bohannon, R. (1997)	Bohannon R. (1986)	McKay et al. (2017)	Riemann et al. (2010)
	Subject position	S			S	SU	90° flexed Pronated (90°) or neutral
	Stabilisation	Elbow			Arm	None	Arm
	Anatomical landmark	Proximal to styloid process			Proximal o wrist joint on flexor surface of arm	Proximal to wrist crease, flexors surface	1.3 cm proximal to ulnar styloid process
Elbow	Gravity eliminated	√		√	√	√	
	Shoulder and elbow position	Neutral		Neutral	Beside trunk	90° flexed	
	Forearm and wrist position	90° flexed Supinated		90° flexed Supinat.	90°flexed Neutral supination Neutral wrist		
	Subject position	S		S	S	S	
	Stabilisation	Superior aspect of shoulder or arm		Superior aspect of shoulder or arm	Arm	Subject holds bed with contralateral hands	
	Anatomical landmark	Proximal to styloid process		Proximal to styloid process	Proximal to wrist joint on radial surface of forearm	Flexor surface of forearm, proximal to wrist crease	

Muscle Groups		Studies					
		Andrews et al. (1996)	Bohannon,R. (1996)	Bohannon, R. (1997)	Bohannon R. (1986)	McKay et al. (2017)	Riemann et al. (2010)
Ext.	Gravity eliminated	√		√	√	√	
	Shoulder, elbow and forearm position	Neutral 90° flexed Neutral		Neutral 90° flexed Neutral	Beside trunk 90°flexed Neutral supination Neutral wrist	90° flexed	
	Subject position	S		S	S	S	
	Stabilisation	Anterior aspect of shoulder or arm		Anterior aspect of shoulder or arm	Arm	Subject holds bed with contralateral hands	
	Anatomical landmark	Proximal to lat. styloid process		Proximal to lat. styloid process	Proximal to wrist joint on ulnar surface of forearm	Extensor surface of forearm, proximal to wrist crease	
Wrist Flexion	Gravity eliminated				√		
	Shoulder and elbow position Forearm and wrist position				Beside trunk 90°flexed Neutral supination Neutral wrist		
	Subject position				S		
	Stabilisation				Arm and forearm		

Muscle Groups	Studies					
	Andrews et al. (1996)	Bohannon,R. (1996)	Bohannon, R. (1997)	Bohannon R. (1986)	McKay et al. (2017)	Riemann et al. (2010)
Anatomic landmark				Proximal to MCP joints on extensor surface of hand		
Gravity eliminated	√		√	√		
Shoulder and elbow position	Neutral		Neutral	Beside trunk		
Wrist position	90° flexed		90° flex	90°flexed		
Fingers position	Neutral		Neutral	Neutral supination		
	Relaxed			Neutral wrist		
Ext. Subject position	S		S	S		
Stabilisation	Distal Forearm		Distal Forearm	Arm and forearm		
Anatomic landmark	Proximal to MCP joints		Proximal to MCP joints	Proximal to MCP joints on flexor surface of hand		

S: Supine, SU: Sitting upright, P: Prone, NA: Not applicable, MCP: metacarpophalangeal, Ext: extension, Abd: abduction, Add: adduction

TABLE 5: POSITIONING FOR MUSCLE TESTING (lower limbs muscle groups)

Muscle Groups		Studies						
		Alveranga et al. (2019)	Al-Abdhwahab S. (1999)	Andrews et al. (1996)	Bohannon, R. (1996)	Bohannon, R. (1997)	De Oliveira et al. (2018)	McKay et al. (2017)
Hip	Gravity eliminated			√		√		
	Flexion			90° flex. Relaxed Neutral		90° flex. Relaxed Neutral	Neutral Bending over its edge; CLL knee flexed, foot on the table	
	Subject position	SU		S		S	S	
	Stabilisation			Pelvis		Pelvis	Hands holding table; Waist strap	
	Anatomical landmark	5 cm above upper border patella		Femoral condyles		Femoral condyles	Superior to the patella on ant. thigh region	
Ext.	Gravity Eliminated						Slight ER; 90° flexed	
	Hip and knee position CLL							

Muscle Groups		Studies						
		Alveranga et al. (2019)	Al-Abdhwahab S. (1999)	Andrews et al. (1996)	Bohannon, R. (1996)	Bohannon, R. (1997)	De Oliveira et al. (2018)	McKay et al. (2017)
Hip Abd.	Subject position	P			P			
	Stabilisation				Waist Strap			
	Anatomical landmark	5 cm above medial malleoli			Distal posterior thigh region			
	Gravity eliminated				√			√
	Hip and knee position				Neutral	20° abd, 10° ext. and hip neutral rotation		10° abd
	CLL				Neutral	SL		Knee extended
	Subject position	S			S			
	Stabilisation				CLL help in neutral	Waist strap		Subject holds edge of bed with both hands
Anatomical landmark	5 cm above proximal border lateral malleoli			Lateral femoral condyles			Superior to the lateral malleoli	5 cm proximal to the lateral malleoli

Muscle Groups		Studies					
		Alveranga et al. (2019)	Al-Abdhulwahab S. (1999)	Andrews et al. (1996)	Bohannon, R. (1996)	Bohannon, R. (1997)	De Oliveira et al. (2018)
Add	Gravity eliminated						
	Hip and knee position CLL						
	Subject position	S					
	Stabilisation						
	Anatomical landmark	5 cm above proximal border medial malleoli					
Hip External rotation	Gravity eliminated						√
	Hip and knee position						90° flexed 90° flexed
	Subject position	SU					SU

Muscle Groups	Studies						
	Alveranga et al. (2019)	Al-Abdhulwaha b S. (1999)	Andrews et al. (1996)	Bohannon, R. (1996)	Bohannon, R. (1997)	De Oliveira et al. (2018)	McKay et al. (2017)
Stabilisation							Subject holds bed with hands; stabilizes knee
Anatomical landmark	5 cm above proximal border medial malleoli						5 cm proximal to the medial malleoli
Gravity eliminated							√
Hip and knee position							90° flexed 90° flexed
Subject position	SU						SU
Internal Rotation	Stabilisation						Subject holds edge of bed with both hands; stabilizes knee
Anatomical landmark	5 cm above proximal border lateral malleoli						5 cm proximal to the lateral malleoli

Muscle Groups		Studies						
		Alveranga et al. (2019)	Al-Abdhulwaha b S. (1999)	Andrews et al. (1996)	Bohannon, R. (1996)	Bohannon, R. (1997)	De Oliveira et al. (2018)	McKay et al. (2017)
Knee	Gravity eliminated			√				√
	Hip and knee position			90° flexed 90° flexed				90° flexed 60° flexed
	Subject position			SU Hands resting in laps				SU
	Stabilisation			Shoulder by assistant				Subject holds edge of bed with both hands
	Anatomical landmark			Proximal to malleoli				10 cm proximal to the heel
Ext.	Gravity eliminated		√	√		√		√
	Hip and knee position		90° flex. 90° flex.	90° flex. 90° flex.		90° flex. 90° flex.		90° flexed 60° flexed
	Subject position		SU Hands across the chest	SU Hands resting in laps		SU Hands resting in laps		SU

Muscle Groups		Studies						
		Alveranga et al. (2019)	Al-Abdhwahab S. (1999)	Andrews et al. (1996)	Bohannon, R. (1996)	Bohannon, R. (1997)	De Oliveira et al. (2018)	McKay et al. (2017)
Ankle	Dorsi-flexion							
	Stabilisation		Belt across the waist	shoulder by assistant		shoulder by assistant		Subject holds edge of bed with both hands;
	Anatomical landmark		Proximal to malleoli	Proximal to malleoli		Proximal to malleoli		5 cm proximal to the ankle joint
	Gravity eliminated			√		√		√
	Hip, knee and ankle position			0° 0° 0°		0° 0° 0°		0° 0° Plantar flexion mid-range LS
	Subject position			S; foot off table		S; foot off table		
	Stabilisation			Knee maintained in full ext.		Knee maintained in full ext.		Lower limb proximal to ankle joint
	Anatomical landmark			Proximal to MTP		Proximal to MTP		Dorsal surface of the foot proximal to the MT head

Muscle Groups		Studies					
		Alveranga et al. (2019)	Al-Abdhwahab S. (1999)	Andrews et al. (1996)	Bohannon, R. (1996)	Bohannon, R. (1997)	De Oliveira et al. (2018)
Plantar flexion	Gravity eliminated						√
	Hip, knee and ankle position						0° 0° Plantar flexion
	Subject position						LS
	Stabilisation						Lower limb proximal to ankle joint
	Anatomical landmark						Plantar surface of the foot proximal to the MT head

CHAPITRE 3

DÉVELOPPEMENT DES PROPRIÉTÉS MÉTROLOGIQUES DE L'ÉVALUATION DE LA FORCE MUSCULAIRE PAR DYNAMOMÉTRIE MANUELLE CHEZ LES ADULTES

Soumis à : BMC Musculoskeletal Disorders, en date du 2022-12-05.

Révisions demandées : 2023-02-06

Title: Psychometric properties of a standardized protocol of muscle strength assessment by hand-held dynamometry in healthy adults: A reliability study

Authors:

Marika Morin, MSA, MSc (c)¹

Luc J. Hébert, fellow PT, PhD, CD^{2, 3, 4}

Marc Perron, PT, MSc²

Émilie Petitclerc, PT, MSc⁴

Shanna-Rose Lake, Tpt⁴

Elise Duchesne, PT, PhD^{1,3,5,6}

¹Department of Health Sciences, Université du Québec à Chicoutimi (UQAC), Chicoutimi, Quebec, Canada

²Department of Rehabilitation, and Department of Radiology and Nuclear Medicine, Faculty of Medicine, Université Laval, Quebec City, Quebec, Canada

³Interdisciplinary Research group on Neuromuscular Diseases, Integrated University Center of health and social services of Saguenay–Lac-St-Jean, Jonquiere, Canada.

⁴Interdisciplinary Research Centre for Rehabilitation and Social Integration (Cirris), Integrated University Center of health and social services of the Capitale-Nationale, Quebec City, Quebec, Canada.

⁵Intersectoral center for sustainable health, Université du Québec à Chicoutimi, Chicoutimi, Quebec, Canada

⁶Research center of Charles-Le Moyne (CRCLM), Sherbrooke, Quebec, Canada

Corresponding Author:

Elise Duchesne, PT, PhD, Department of Health Sciences, Université du Québec à Chicoutimi, 555 Bd de l'Université, Chicoutimi, Quebec, G7H 2B1, Canada. Address all correspondence to Dr. Duchesne at: Elise1_duchesne@uqac.ca

ABSTRACT

Background: Maximal isometric muscle strength (MIMS) assessment is a key component of physiotherapists' work. Hand-held dynamometry (HHD) is a simple and quick method to obtain quantified MIMS values that have been shown to be valid, reliable, and more responsive than manual muscle testing. However, the lack of MIMS reference values for several muscle groups in healthy adults with well-known psychometric properties limits the use and the interpretation of these measures obtained with HHD in clinic.

Objective: To determine the intra- and inter-rater reliability, standard error of measurement (SEM) and minimal detectable change (MDC) of MIMS torque values obtained with HHD.

Methods: Intra and Inter-rater Reliability Study. The MIMS torque of 17 muscle groups was assessed by two independent raters at three different times in 30 healthy adults using a standardized HHD protocol using the MEDup™ (Atlas Medic, Québec, Canada). Participants were excluded if they presented any of the following criteria: 1) participation in sport at a competitive level; 2) degenerative or neuromusculoskeletal disease that could affect torque measurements; 3) traumatic experience or disease in the previous years that could affect their muscle function; and 4) use of medication that could impact muscle strength (e.g., muscle relaxants, analgesics, opioids) at the time of the evaluation. Intra- and inter-rater reliability were determined using two-way mixed (intra) and random effects (inter) absolute agreement intraclass correlation coefficients (ICC: 95% confidence interval). SEM and MDC were calculated from these data.

Results: Intra- and inter-rater reliability were excellent with ICC (95% confidence interval) varying from 0.90 to 0.99 (0.85-0.99) and 0.89 to 0.99 (0.55-0.995), respectively. Absolute SEM and MDC for intra-rater reliability ranged from 0.14 to 3.20 Nm and 0.38 to 8.87 Nm, respectively, and from 0.17 to 5.80 Nm and 0.47 to 16.06 Nm for inter-rater reliability, respectively.

Conclusions: The excellent reliability obtained in this study suggest that the use of such a standardized HHD protocol is a method of choice for MIMS torque measurements in both clinical and research settings. And the identification of the now known metrological qualities of such a protocol should encourage and promote the optimal use of manual dynamometry.

Key words: hand-held dynamometry, muscle strength, psychometric properties, quantitative evaluation, reliability, standard error of measurement, minimal detectable change.

Manuscript word count: 4004

INTRODUCTION

Muscle strength is a central component of function (1-4). Deterioration in muscle strength below critical thresholds can have a significant impact on an individual's ability to accomplish activities of daily living (2, 3) and locomotion (5-7). Physiotherapists need to adequately measure the magnitude of muscle weaknesses, as they will guide the clinical management of a given condition (8).

Different methods exist to measure maximal isometric muscle strength (MIMS), but present characteristics limiting their usefulness in clinical decision-making. The isokinetic dynamometer, for example, is the gold standard for measuring muscle strength (9), but it is costly and requires a large space and considerable user training, limiting its clinical accessibility. Manual muscle testing (MMT) is easy and quick to perform, and does not require any equipment (10), but presents poor psychometric properties (10). Indeed, MMT lacks sensitivity to identify changes in muscle strength over time (11, 12). Quantitative muscle testing (QMT) using a handheld dynamometer (HHD) is a promising alternative for muscle strength assessment. HHD is simple, affordable, accessible for clinicians, and more accurately detects muscle weakness than MMT (11-13). QMT has good to excellent psychometric properties for different muscle groups evaluated in various populations (9, 14-16). Indeed, MIMS values obtained with HHD show good concurrent validity with isokinetic dynamometry (9, 17, 18) and good to excellent reliability for most muscle groups (14, 19-24). To be confident that muscle strength changes are true changes rather than the result of measurement error, clinicians should ensure that the measurement error of the chosen outcome measure is small (25). This can be assessed using measurement error parameters such as the standard error of measurement (SEM), limits of agreement (LOA), and minimal detectable change (MDC) (25).

Previous studies have showed good to excellent intra- and inter-rater reliability of HHD muscle strength measurements for different numbers of muscle groups, except for the ankle

muscle groups which showed moderate intra- and inter-rater reliability (14-16, 19-21, 26, 27). However, none has assessed the intra and inter-rater reliability of a standardized HHD protocol for the assessment of muscle torque for multiple key muscle groups of the upper and lower limbs essential to achieving daily activities. Moreover, the protocols and the types of devices used in these studies have several limitations that discourage their use in research and clinical settings including overlooking the effect of gravity, not measuring the lever arm, a lack of joint stabilization especially for strong muscle groups, and a lack of device stability due to the poor ergonomics of the HHD used (28).

The objectives of this study were to determine the intra- and inter-rater reliability, agreement, SEM, and MDC of the muscle strength torque values of 17 muscle groups of the upper and lower extremities in healthy adults, obtained with a standardized protocol using a push-pull HHD. Based on the results obtained by Hébert et al. (29), our hypothesis is that intra- and inter-rater reliability will be good to excellent for all muscle groups tested.

METHODS

Participants

A convenience sample of 30 healthy adults aged between 18 and 70 years old was used for this study. Based on data obtained in a previous intra-rater reliability study for knee extensors assessment using the same protocol (ICC= 0.98) (30) and according to the review of Bujang and Baharum (31), the sample size was determined using a 90% power, $\alpha = 0.05$ and conservative ICC = 0.5. Participants were recruited through advertisements in newspapers, social networks, contact lists of different employers, and posters placed in public areas. Participants were included if they were available to take part in the protocol spanning half a day. They were excluded if they presented any of the following criteria: 1) participation in sport at a competitive level; 2) degenerative or neuromusculoskeletal disease that could affect torque measurements; 3) traumatic experience or disease in the previous years that

could affect their muscle capacity and strength; and 4) use of medication that could impact muscle strength (e.g., muscle relaxants, analgesics, opioids) at the time of the evaluation. Written informed consent was obtained from each participant prior to the first assessment, and the study was approved by the *Ethics Committee of the Integrated University Center of health and social services (CIUSSS) of the Capitale-Nationale*.

Instrumentation

The MEDup™ HHD (Atlas Medic, Québec, Canada) was used in either compression or distraction mode depending on the muscle group evaluated. The dynamometer was set to read muscle strength values in Newtons. The calibration of the dynamometer was verified with reference weights at baseline and every 3 months to ensure validity and good measurement accuracy.

The measurements were performed by two independent raters who had received 3 full days of training on the standardized operative procedure and the HHD protocol. The training was followed by approximately 20 hours of practice. The first evaluator (E1) was a 31-year-old female physiotherapist who worked at the CIUSSS du Saguenay Lac-St-Jean, with 4 years of clinical experience in geriatrics, and no experience using HHD. She was 5'10" in height and weighed 63,6 kg. The second evaluator (E2) was a 23-year-old female physiotherapy technologist who worked in a private clinic, with one year of clinical experience, and no experience using HHD. She was 5'5" in height and weighed 85 kg.

Study protocol

Data collection of this cross-sectional study was conducted from January 2021 to October 2021. MIMS torque of 17 muscle groups of the upper (shoulder abductors, internal and external rotators, and flexors; elbow and wrist flexors and extensors) and lower (hip abductors, internal and external rotators, flexors and extensors; knee flexors and extensors and ankle dorsiflexors and evertors) extremities was measured using a standardized HHD

protocol inspired by a protocol previously published by Hébert et al. (29). The current protocol is described in detail in the supplementary materials (see Additional files 1, 2 and 3). As shown in Figure 1, measurements were taken during three different sessions (S1, S2 et S3) by two independent evaluators. MIMS torque of the 17 muscle groups was assessed during an initial 4-hour evaluation session (S1) by the first evaluator (E1). Five days later, MIMS torque was assessed in a second session (S2) by the second evaluator (E2) to assess the inter-rater reliability. The side (right or left) being evaluated was alternatively selected between consecutive participants. Finally, nine days later, the MIMS torque of the same side as for S2 was measured in a third session (S3) by the first evaluator (E1) to assess the intra-rater reliability. The order in which muscle groups were assessed for each participant and the side tested were determined during the first session using bloc randomization of the upper and lower extremities and muscle groups to control for learning effect and potential fatigue. This order was subsequently reproduced for each session.

Assessment protocol

The following guiding principles were systematically applied for each muscle group tested: a. to control for the effect of gravity, each testing position was chosen to eliminate the effect of the evaluated segment's weight; b. the body of the dynamometer was aligned with the plane of movement and was perfectly perpendicular to the segment in order to register 100% of the force vector produced by the evaluated muscle group; c. to control for compensations, non-slip surfaces and rigid straps were used to stabilize and/or to perform closed chain evaluations, thus eliminating the effect of the evaluator; d. easy-to-palpate anatomical landmarks were chosen in order to accurately and reproducibly measure the lever arms, and; e. a comprehensive standardized training session for the evaluators that was long enough to allow them to integrate all these principles for each of the 17 muscle groups evaluated was provided. In each evaluation session, the limb was first placed in the testing position by the evaluator and a submaximal contraction of about 50% of the maximal effort was performed

before each trial to ensure that the isometric contraction was well understood and executed, and that the stabilization of the segment was adequate. Then, the participant was asked to produce a maximal contraction by gradually pushing against the HHD (or by pulling the strap for the distraction mode), steadily increasing to their maximal effort, and maintaining the maximal effort until they were told to release. Contractions lasted for ten seconds. The following standardized verbal encouragement was given throughout the effort to ensure that the peak force was reached: "Go ahead, push, harder, push, go ahead, as hard as you can". The intensity and tone of voice of the encouragements were gradually increased over the course of the 10-second contraction. Three trials were performed using isometric "make" tests, meaning that the evaluator holds the HHD still while the participant exerts a maximal force against it. The coefficient of variation between trials was calculated, and when it exceeded ten percent, additional trials were performed until obtaining three measures within ten percent of variation, up to a maximum of five measures. The three closest trials were kept for the final analyses. A rest period of 30 seconds was allowed between each trial. The lever arm was measured for each muscle group on each side, as described in the standard operating procedure in Additional file 1 of the supplementary material, to convert the MIMS obtained in Newtons into Newton-meter torque values. When required, rigid straps were used to: a. resist the contraction, b. inserting the HHD between the segment and the strap (hip extensors, knee extensors), c. stabilize the segment to avoid compensations (wrist flexors and extensors, hip abductors, ankle evertors), or d. perform the evaluation in distraction mode (hip flexors, hip abductors, knee flexors). Pain was assessed with a visual analogue scale, and when pain prevented the participant from reaching their maximal effort, the test was not repeated, and data were excluded from the final analysis. At the first assessment session, anthropometrical data such as age, gender, height, weight, and body mass index were also documented.

Statistical Analysis

The mean of the three torque values (obtained by multiplying the strength values [Newton] by the lever arm [meter]) of each side were calculated for all muscle groups for each

participant. Descriptive statistics (mean and standard deviation [SD]) of these means were calculated. Normality of the MIMS distribution for each muscle group was analyzed using Shapiro-Wilk tests. Descriptive statistics (mean, SD, frequency, and percentage) of participant characteristics were also calculated. Intra- and inter-rater reliability were calculated using intraclass correlation coefficients (ICC) with 95% confidence intervals (CI). Intra-rater reliability was calculated by comparing measurements taken by the same rater (E1) fourteen days apart (S1 and S3), using multiple measurements in a two-way mixed-effects model with absolute agreement. Inter-rater reliability was calculated by comparing the torque values obtained by two different raters (E1 et E2) five days apart (S1 and S2), using multiple measurements in a two-way random effects model with absolute agreement. ICC were qualified according to Koo and Li (2016) , proposing that ICC greater than 0.90, between 0.75 and 0.9, between 0.5 and 0.75 and less than 0.5 suggests excellent, good, moderate, and poor reliability, respectively (32). Bland and Altman (BA) plots were also used to evaluate the agreement between the measurements taken at different sessions. One-sample t-tests of the difference of scores obtained between measurement time-points were used to identify significant systematic bias and provide all the relevant data to calculate the limits of agreement and to draw a BA plot. The SEM was calculated using the following formula: $SD_{pooled} \cdot \sqrt{(1-ICC)}$, where the SD_{pooled} is the average of the SD calculated from the 6 trials (3 trials in each session) for each participant (25). MDC was also calculated with a 95% CI using the formula $MDC=1.96 \cdot SEM \cdot \sqrt{2}$, where 1.96 is derived from the 95% CI (25). Pairwise deletion was applied in the presence of missing data. Significance was set at $\alpha < 0,05$ and all statistical analyses were performed using SPSS (IBM SPSS Statistics 28.0 for Windows, Armonk, NY, USA).

RESULTS

Participants

Fifteen women and seventeen men took part in this study. Two women dropped out after the first assessment session for personal reasons, leaving thirty participants who completed all three sessions. Participant characteristics are shown in Table 1. A minimum of 28 participants completed the three sessions for each muscle group (see Table 2). Three participants were unable to produce a maximal contraction for certain muscle groups due to pain or discomfort in specific joints (shoulder abductors and wrist flexors [n=1], shoulder external rotators [n=1], hip abductors and extensors [n=1]). In addition, we were unable to assess a full maximal contraction of the hip flexors, internal and external rotators, and knee flexors of two participants due to a transient technical problem of the HHD in their second and third evaluation sessions. Finally, one participant's shoulder internal rotator strength could not be measured according to protocol due to the size of its abdomen.

Intra- and inter-rater reliability

Table 2 summarizes the descriptive statistics (mean and standard deviation) of MIMS torques, intra- and inter-rater reliability, SEM, and MDC values for all muscle groups.

Regarding the intra-rater reliability, the obtained ICC values (95% CI) for all muscle groups ranged from 0.902 (0.789-0.954) to 0.990 (0.978-0.995), indicating excellent intra-rater reliability for most of the muscle groups, except for the wrist flexors and extensors and the hip flexors, which showed good to excellent reliability. Absolute and relative SEM and MDC ranged from 0.14 Nm to 3.20 Nm and 0.5% to 2.84 % for the SEM, and 0.38 Nm to 8.87 Nm and 1.38% to 7.88% for the MDC, respectively, for all muscle groups (see Table 2). Table 3 shows the t-values and corresponding p-values obtained using one-sample t-tests of the differences between the measurement time-points S1-S3, and S1-S2. Only the graphs of the muscle groups that showed a systematic bias between the two-measurement time-points (S1-S3 for

intra-rater reliability and S1-S2 for inter-rater reliability) are presented. Other graphs can be consulted in the supplementary material (Additional files 4 and 5). As shown in Table 3 and Figure 2, the absolute and relative mean difference between Sessions 1 and 3 all varied from 0.01Nm to 7.4 Nm and 0.04% to 5.6 %. Only four out of 17 muscle groups (shoulder flexors, elbow extensors, internal hip rotators, ankle evertors) showed a significant systematic bias.

Regarding the inter-rater reliability, the obtained ICC values (95% CI) ranged from 0.888 (0.731-0.950) to 0.989 (0.978-0.995) indicating good to excellent reliability for the majority (15/17) of the muscle groups tested by two different raters. Only the wrist flexors and the hip internal rotators showed moderate to excellent inter-rater reliability. Absolute and relative SEM and MDC ranged from 0.17 Nm to 5.80 Nm and 0.49% to 3.25 % for the SEM, and 0.47Nm to 16.06 Nm and 1.35% to 9.02% for the MDC, respectively. Regarding Table 3 and the BA plots (Figure 3), the absolute values of the mean of the difference between Sessions 1 and 2 all varied from 0.02 Nm to 8.5 Nm, except for the hip extensors, which showed a mean difference of -17.8 Nm. In relative values, the mean difference for all muscle groups varied from 0.3% to 12.6 % of the MIMS torque values. Eight out of 17 muscle groups showed significant systematic bias according to BA plots (see Figure 3). Other graphs can be consulted in the supplementary material (Additional files 6 and 7).

DISCUSSION

The intra- and inter-rater reliability and agreement of a standardized HHD protocol for most of the muscle groups of the lower and upper limbs (n=17) were documented in this study. The results demonstrate good to excellent intra- and inter-rater reliability of the protocol for almost all the muscle groups tested. To our knowledge, this is the first study to assess the intra and inter-rater reliability of a HHD protocol for such many muscle groups. Moreover, the protocol used was rigorous and respected a series of biomechanical guiding principles of muscle strength assessment that allowed us to control for many potential sources of error.

Despite our unique protocol, our results are consistent with those of certain other studies, which showed good to excellent intra- and inter-rater reliability for several muscle groups (14, 15, 19-22, 24, 26, 33-35). However, reliability values were higher for some muscle groups, such as the ankle dorsiflexors which showed poor to good intra- and inter-rater reliability in a few other studies using HHD (14, 15, 20, 24, 26, 36). Muscle strength assessment of the ankle dorsiflexors is challenging for a few reasons, notably: there is a short lever arm resulting in poor mechanical advantage for the evaluator, and the inclined surface of the foot in the starting position of the test makes it more difficult to position the HHD perpendicularly to the segment. The observed difference in our study could be explained in large part by the type of device used and the position of the evaluator's wrist. Most previous studies used a MicroFET or Lafayette HHD, which are both push dynamometers and quite different from the MEDup™ used in the present study (14, 15, 20, 24, 26). The design of the MEDup™ offers a mechanical advantage; its pistol grip (inferior handle) and bilateral handles allow a neutral wrist position and enable the evaluator to resist the participant's force with both hands, creating better stability across muscle groups.

Concerning the wrist flexors and hip internal rotators that showed lower inter-rater ICC values, we hypothesize that more compensations (internal shoulder rotators for the wrist flexors and hip abduction for the hip internal rotators) could have occurred for these two muscle groups, potentially causing greater discrepancy between the results obtained by the two independent evaluators. Another hypothesis for the wrist flexors is that error may have been introduced using the half-sphere adaptor of the HHD, which inhibits positioning of the dynamometer support in the same place at each trial, contrary to the HHD adaptors used for all the other muscle groups. The reliability of wrist flexor HHD muscle strength assessment was only evaluated in one other study, which reported ICC values of 0.86 in healthy adults (36). However, considering the missing data (no 95% CI provided) and the use of a different protocol

in Kilmer's study, comparisons with our results are not possible (36). As for the reliability of the hip internal rotators, a few studies have been conducted with variable results (23, 26, 37). Unlike our results, Gonzalez-Rosalen et al. (23) showed excellent inter-rater reliability. In contrast, Thorborg et al. (37) revealed similar results to ours, with fair to excellent inter-rater reliability and no agreement between testers. However, the measurements in these studies were taken in the prone position instead of the seated position as in our protocol, which again limits comparisons. In our experience, assessing the hip rotators in the prone position increases possible compensations in the frontal plane, such as hip abduction and adduction, and it is also more difficult to keep the leg stable at 90° of knee flexion.

The results showed small measurement errors for the 17 muscle groups, with SEM and MDC all below 4 % and 10 % respectively in relative values for intra- and inter-rater assessments. According to the literature, a SEM of less than 10 % is clinically acceptable.(38) Although Gonzalez-Rosalen et al. (23) reported good SEM values for 15 muscle groups, their use of Newtons rather than Newton-meters prevents comparisons with other studies, including ours. Also, these SEM values do not consider the error associated with measuring the lever arm, which is key to the biomechanics of strength assessment. Few studies have used the Newton-meter as a unit of force measurement, limiting comparisons to those that have. When comparing the results obtained in relative values, our results showed smaller SEM and MDC. For example, Buckinx et al. (15) showed large measurement error with relative SEM values varying from 26.56% to 101.1 % for intra-observer and 17.11% to 115.29 % for inter-observer. Mentiplay et al. (16), who evaluated intra- and inter-rater reliability of HHD for the assessment of isometric lower limb muscle strength found SEM varying from 5.29% to 10.81 % and 4.54% to 12.53 %, respectively. Altogether, studies that calculated MDC reported values greater than 10% for all muscle groups tested (15, 19, 39, 40) even if they only measured muscle strength values rather than torque values. By adding the lever arm measurement, one could expect the

MDCs to be even higher considering that it adds another source of measurement error. These results highlight the excellent psychometric properties of our standardized HHD protocol.

Lastly, intra and inter-rater agreements using BA plots were determined to improve clinical interpretation of the agreement between the sets of measures and to validate the level of agreement quantified by the ICC (41). Despite the high ICC values obtained for all muscle groups, no agreement between the measurements of four and eight muscle groups in intra- and inter-rater assessment, respectively, were found, which shows systematic biases between sessions and/or between testers. For the inter-rater assessment, a positive significant bias between testers was observed for a few specific muscle groups (wrist flexors, hip internal and external rotators and flexors, knee flexors, ankle evertors), meaning that E1 overestimated values compared to E2. The opposite was observed for shoulder flexors and hip extensors. Among the factors that could cause these biases, anthropometric characteristics and physical capacities of the raters could explain the perceived difference for certain muscle groups requiring greater ability to resist due to their greater strength, such as the shoulder flexors and the hip and knee flexors. Indeed, Gonzalez-Rosalen et al. (23), who compared pull and push dynamometry, found that pull dynamometry had better agreement between testers than push dynamometry, especially for stronger muscle groups due to the reduction of the examiner's strength interaction in pull dynamometry. Also, some studies revealed significant systematic biases between raters that could be due to their capacity to resist stronger muscle groups (26, 27, 37). However, in contrast to these studies, it is impossible to affirm that one evaluator rated systematically lower than the other. An analysis of our BA plots shows an increase in the magnitude of the mean difference with increasing mean torque values more specifically for the wrist, hip and knee flexors in inter-rater assessment, as seen in Figure 3. This increase could be related to the smaller rater's lesser ability to resist greater levels of strength. Nevertheless, evaluator characteristics alone cannot explain all the differences. For some muscle groups, the role of the evaluator is less important and even zero (when assessed in a closed chain like for

the knee extensors) and the assessment quality mainly relies on the positioning and stabilization of the HHD, as for the hip internal rotators and the hip extensors. Yet, these muscle groups show the greatest bias. Many other factors may come into play, such as positioning, participant compensations, and verbal stimulation. However, the standardized operating procedure should minimize such variability. These results demonstrate that this HHD protocol could still benefit from revisions to improve agreement between data, but the results obtained are much better than those of other studies. This can be explained by the rigorous and novel approach of this study's protocol which is based on basic biomechanical concepts that do not seem to have been mentioned in the literature to date. The strict adherence to these guiding principles helps to control for errors associated with the handling of the HHD during testing and the data collection procedure.

This study present limitations. The study sample size prevented analysis of the results by age categories and by sex. Such analysis would have facilitated use of the reference values established from our protocol. Since the measurements were taken in healthy adults with a well-defined procedure, the findings of this study cannot be generalized to other populations or types of protocols using different devices and/or different positioning.

CONCLUSION

Considering the excellent intra- and inter-rater reliability and the small error of measurement of the standardized HHD protocol for 17 muscle groups, the HHD protocol is a method of choice for MIMS torque measurements in clinical and research settings. Knowing the psychometric properties of MIMS torque values obtained with this HHD standardized measurement protocol will allow optimal use of the upcoming reference values.

LIST OF ABBREVIATIONS

BA: Bland and Altman

CI: Confidence interval

CIUSSS: *Centre intégré universitaire de santé et de services sociaux*

E1: Evaluator 1

E2: Evaluator 2

HHD: Hand-held dynamometry

ICC: Intra-class coefficient correlation

LOA: Limits of agreement

MDC: Minimal detectable change

MIMS: Maximal isometric muscle strength

MMT: Manual muscle testing

Nm: Newton-meter

QMT: Quantitative Muscle testing

SD: Standard deviation

SEM: Standard error of measurement

S1: Session 1

S2: Session 2

S3: Session 3

DECLARATIONS

ETHICS APPROVAL AND CONSENT TO PARTICIPATE

The Authors received approval from a properly constituted ethics committee. The study was approved by the *Ethics Committee of the Integrated University Center of health and social services (CIUSSS) of the Capitale-Nationale*. The study complies with the Declaration of Helsinki. Written informed consent was obtained from each participant prior to the first assessment session.

CONSENT FOR PUBLICATION

Informed consent was obtained from the subject for publication of images in an online open-access publication.

AVAILABILITY OF DATA AND MATERIALS

The datasets used and/or analysed during the current study could be made available from the corresponding author depending on the nature of the request.

COMPETING INTEREST

The authors declare that they have no competing interest.

FUNDING

This study was supported by MITACS, Réseau de recherche en adaptation-réadaptation du Québec (REPAR), the Ordre professionnel de la physiothérapie du Québec (OPPQ) and Muscular Dystrophy Canada (grant number: 688883). Dr. Elise Duchesne is supported by a Chercheur-boursier Junior 1 salary award from the Fonds de recherche du Québec-santé (FRQS-311186).

AUTHORS' CONTRIBUTIONS

MM performed muscle strength assessment with SRL and was a major contributor in analyzing and interpreting the data and in writing the manuscript. LJH and ED contributed to data analysis and reviewed the manuscript. All authors read and approved the final manuscript.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors thank all the participants for their contribution, Janie Gauthier-Boudreau, health sciences information specialists, who offered guidance for completion of the COSMIN checklist and Isabelle Côté who helped with statistical analyses.

REFERENCES

1. Al Snih S, Markides KS, Ottenbacher KJ, Raji MA. Hand grip strength and incident ADL disability in elderly Mexican Americans over a seven-year period. *Aging clinical and experimental research*. 2004;16(6):481-6.
2. Buckinx F, Croisier JL, Charles A, Petermans J, Reginster JY, Rygaert X, et al. Normative data for isometric strength of 8 different muscle groups and their usefulness as a predictor of loss of autonomy among physically active nursing home residents: the SENIOR cohort. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*. 2019;19(3):258-65.
3. van der Vorst A, Zijlstra GA, Witte N, Duppen D, Stuck AE, Kempen GI, et al. Limitations in Activities of Daily Living in Community-Dwelling People Aged 75 and Over: A Systematic Literature Review of Risk and Protective Factors. *PLoS One*. 2016;11(10):e0165127.
4. Wang DXM, Yao J, Zirek Y, Reijnierse EM, Maier AB. Muscle mass, strength, and physical performance predicting activities of daily living: a meta-analysis. *Journal of Cachexia, Sarcopenia and Muscle*. 2020;11(1):3-25.
5. Nadeau S, Arsenault AB, Gravel D, Bourbonnais D. Analysis of the clinical factors determining natural and maximal gait speeds in adults with A Stroke1. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 1999;78(2):123-30.
6. Nadeau S, Gravel D, Arsenault A. Relationships between torque, velocity and power output during plantarflexion in healthy subjects. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*. 1997;29(1):49-55.
7. Nadeau S, Gravel D, Arsenault AB, Bourbonnais D. A mechanical model to study the relationship between gait speed and muscular strength. *IEEE transactions on rehabilitation engineering*. 1996;4(4):386-94.
8. Hébert LJ, Vial C, Hogrel JY, Puymirat J. Ankle Strength Impairments in Myotonic Dystrophy Type 1: A Five-Year Follow-up. *J Neuromuscul Dis*. 2018;5(3):321-30.
9. Stark T, Walker B, Phillips JK, Fejer R, Beck R. Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: a systematic review. *Physical Medicine & Rehabilitation*. 2011;3(5):472-9.
10. Bittmann FN, Dech S, Aehle M, Schaefer LV. Manual Muscle Testing-Force Profiles and Their Reproducibility. *Diagnostics (Basel)*. 2020;10(12).
11. Hébert LJ, Remec JF, Saulnier J, Vial C, Puymirat J. The use of muscle strength assessed with handheld dynamometers as a non-invasive biological marker in myotonic dystrophy type 1 patients: a multicenter study. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2010;11(1):72.
12. Petitclerc É, Hébert LJ, Mathieu J, Desrosiers J, Gagnon C. Relationships between lower limb muscle strength impairments and physical limitations in DM1. *Journal of Neuromuscular Diseases*. 2018;5(2):215-24.
13. Hayes K, Walton JR, Szomor ZL, Murrell GA. Reliability of 3 methods for assessing shoulder strength. *J Shoulder Elbow Surg*. 2002;11(1):33-9.
14. Arnold CM, Warkentin KD, Chillbeck PD, Magnus CR. The reliability and validity of handheld dynamometry for the measurement of lower-extremity muscle strength in older adults. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2010;24(3):815-24.
15. Buckinx F, Croisier JL, Reginster JY, Dardenne N, Beaudart C, Slomian J, et al. Reliability of muscle strength measures obtained with a hand-held dynamometer in an elderly population. *Clinical Physiology and Functional Imaging*. 2017;37(3):332-40.
16. Mentiplay BF, Perraton LG, Bower KJ, Adair B, Pua YH, Williams GP, et al. Assessment of lower limb muscle strength and power using hand-held and fixed dynamometry: a reliability and validity study. *PLoS one*. 2015;10(10):e0140822.
17. Kolber MJ, Cleland JA. Strength testing using hand-held dynamometry. *Physical Therapy Reviews*. 2005;10(2):99-112.
18. Chamorro C, Armijo-Olivo S, De la Fuente C, Fuentes J, Javier Chiroso L. Absolute Reliability and Concurrent Validity of Hand Held Dynamometry and Isokinetic

Dynamometry in the Hip, Knee and Ankle Joint: Systematic Review and Meta-analysis. *Open Medicine (Wars)*. 2017;12:359-75.

19. Awatani T, Morikita I, Shinohara J, Mori S, Nariai M, Tatsumi Y, et al. Intra- and inter-rater reliability of isometric shoulder extensor and internal rotator strength measurements performed using a hand-held dynamometer. *Journal of Physical Therapy Science*. 2016;28(11):3054-9.
20. Baschung Pfister P, de Bruin ED, Sterkele I, Maurer B, de Bie RA, Knols RH. Manual muscle testing and hand-held dynamometry in people with inflammatory myopathy: An intra- and interrater reliability and validity study. *PLoS One*. 2018;13(3):e0194531.
21. Cools AM, De Wilde L, Van Tongel A, Ceyskens C, Ryckewaert R, Cambier DC. Measuring shoulder external and internal rotation strength and range of motion: comprehensive intra-rater and inter-rater reliability study of several testing protocols. *Journal of Shoulder Elbow Surgery*. 2014;23(10):1454-61.
22. Dowman L, McDonald CF, Hill CJ, Lee A, Barker K, Boote C, et al. Reliability of the hand held dynamometer in measuring muscle strength in people with interstitial lung disease. *Physiotherapy*. 2016;102(3):249-55.
23. González-Rosalén J, Benítez-Martínez JC, Medina-Mirapeix F, Cuerda-Del Pino A, Cervelló A, Martín-San Agustín R. Intra- and Inter-Rater Reliability of Strength Measurements Using a Pull Hand-Held Dynamometer Fixed to the Examiner's Body and Comparison with Push Dynamometry. *Diagnostics (Basel)*. 2021;11(7).
24. Mentiplay BF, Tan D, Williams G, Adair B, Pua YH, Bower KJ, et al. Assessment of isometric muscle strength and rate of torque development with hand-held dynamometry: Test-retest reliability and relationship with gait velocity after stroke. *Journal of Biomechanics*. 2018;75:171-5.
25. de Vet HC, Terwee CB, Mokkink LB, Knol DL. *Measurement in medicine: a practical guide*: Cambridge University Press; 2011.
26. Kelln BM, McKeon PO, Gontkof LM, Hertel J. Hand-held dynamometry: reliability of lower extremity muscle testing in healthy, physically active, young adults. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2008;17(2):160-70.
27. Bohannon RW. Intertester reliability of hand-held dynamometry: a concise summary of published research. *Perceptual and Motor Skills* 1999;88(3 Pt 1):899-902.
28. Morin M, Duchesne E, Bernier J, Blanchette P, Langlois D, Hébert LJ. What is Known About Muscle Strength Reference Values for Adults Measured by Hand-Held Dynamometry: A Scoping Review. *Arch Rehabil Res Clin Transl*. 2022;4(1):100172.
29. Hébert LJ, Maltais DB, Lepage C, Saulnier J, Crête M, Perron M. Isometric Muscle Strength in Youth Assessed by Hand-held Dynamometry: A Feasibility, Reliability, and Validity Study. *Pediatric Physical Therapy*. 2011;23(3):289-99.
30. Roussel MP, Hébert LJ, Duchesne E. Intra-Rater Reliability and Concurrent Validity of Quantified Muscle Testing for Maximal Knee Extensors Strength in Men with Myotonic Dystrophy Type 1. *Journal of neuromuscular diseases*. 2019;6(2):233-40.
31. Bujang MA, Baharum N. A simplified guide to determination of sample size requirements for estimating the value of intraclass correlation coefficient: a review. *Archives of Orofacial Science*. 2017;12(1).
32. Koo TK, Li MY. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J Chiropr Med*. 2016;15(2):155-63.
33. Florencio LL, Martins J, da Silva MRB, da Silva JR, Bellizzi GL, Bevilaqua-Grossi D. Knee and hip strength measurements obtained by a hand-held dynamometer stabilized by a belt and an examiner demonstrate parallel reliability but not agreement. *Phys Ther Sport*. 2019;38:115-22.
34. Martins J, da Silva JR, da Silva MRB, Bevilaqua-Grossi D. Reliability and Validity of the Belt-Stabilized Handheld Dynamometer in Hip- and Knee-Strength Tests. *J Athl Train*. 2017;52(9):809-19.

35. Kim SG, Lee YS. The intra- and inter-rater reliabilities of lower extremity muscle strength assessment of healthy adults using a hand held dynamometer. *Journal of Physical Therapy Science*. 2015;27(6):1799-801.
36. Kilmer DD, McCrory MA, Wright NC, Rosko RA, Kim HR, Aitkens SG. Hand-held dynamometry reliability in persons with neuropathic weakness. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1997;78(12):1364-8.
37. Thorborg K, Bandholm T, Schick M, Jensen J, Hölmich P. Hip strength assessment using handheld dynamometry is subject to intertester bias when testers are of different sex and strength. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2013;23(4):487-93.
38. Cejudo A, Sainz de Baranda P, Ayala F, Santonja F. Test-retest reliability of seven common clinical tests for assessing lower extremity muscle flexibility in futsal and handball players. *Physical Therapy in Sport*. 2015;16(2):107-13.
39. Holt KL, Raper DP, Boettcher CE, Waddington GS, Drew MK. Hand-held dynamometry strength measures for internal and external rotation demonstrate superior reliability, lower minimal detectable change and higher correlation to isokinetic dynamometry than externally-fixed dynamometry of the shoulder. *Physical Therapy in Sport*. 2016;21:75-81.
40. Thorborg K, Bandholm T, Hölmich P. Hip- and knee-strength assessments using a hand-held dynamometer with external belt-fixation are inter-tester reliable. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2013;21(3):550-5.
41. Desquilbet L. Guide pratique de validation statistique de méthodes de mesure : répétabilité, reproductibilité, et concordance. [Quantification statistique de la répétabilité, reproductibilité, et concordance de méthodes de mesure]. In press 2019.

Table 1: Participants' characteristics

Participant	Decade	Sex	Dominance UE	Dominance LE	Age	Height (cm)	Weight (kg)	BMI (kg/m ²)
6	20	M	R	R	29	175	63.6	20.8
19	20	M	R	R	22	178	70.5	22.2
20	20	M	R	R	28	174	86.4	28.5
76	30	M	R	R	31	194	84.1	22.3
82	30	M	R	R	31	180	95.5	29.5
113	30	F	R	R	38	172	59.1	20.0
139	30	F	R	L	37	163	57.3	21.7
149	40	M	L	R	40	175	89.1	29.1
150	40	M	R	R	42	180	65.9	20.3
190	40	F	R	R	46	172	54.1	18.3
281	60	M	R	R	66	160	56.4	22.0
289	60	M	R	R	66	176	86.4	27.9
291	60	M	R	R	65	170	67.0	23.1
292	60	M	L	L	68	180	75.0	23.1
321	60	F	R	R	62	160	59.1	23.1
186	40	F	R	R	46	165	60.5	22.2
69	20	F	L	L	27	160	56.8	22.2
324	60	F	R	R	69	168	72.6	25.8
323	60	F	R	R	60	170	65.0	22.5
187	40	F	R	R	47	170	63.6	22.0
327	60	F	R	R	67	168	62.7	22.2
70	20	F	L	L	21	173	61.4	20.6
114	30	F	R	R	30	158	61.8	24.9
64	20	F	R	R	27	162	56.8	21.8
5	20	M	L	R	24	170	59.1	20.4
16	20	M	R	R	22	185	85.0	24.8
74	30	M	R	R	37	184	85.5	25.2
23	20	M	R	R	23	180	86.0	26.5
147	40	M	R	R	40	180	81.8	25.3
24	20	M	R	R	28	178	126.4	40.0
Mean (SD)					41.3 (16.5)	173 (9)	71.8 (16.0)	24.1 (4.1)
Frequency (%)	20-29 :	M :						
	n=10 (33.3 %)	n=17 (57 %)	L : n=5 (17 %)	L : n=4 (13 %)				
	30-39 :	F :						
	n=6 (20 %)	n=13 (43 %)	R : n=25 (83 %)	R : n=26 (87 %)				
	40-49 :							
	n=6 (20 %)							
	60-69 :							
	n=8 (26.7%)							

M=Male F=Female, R=Right, L=Left, UE=Upper extremity, LE=Lower extremity, BMI=Body Mass Index, SD=Standard Deviation.

TABLE 2: Intra- and inter-rater reliability, standard error of measurement and minimal detectable change.

<i>Muscle Groups</i>	<i>N</i>	<i>MIMS Torque Mean (SD) in Nm</i>			<i>ICC 95 %</i>	<i>CI 95 %</i>	<i>P-value</i>	<i>SEM</i>	<i>MDC</i>
		S1	S3	Mean (S1+S3) / 2	Intra-rater reliability			Nm (%)	
<i>Shoulder ABD</i>	29	80.6 (34.6)	81.1 (37.0)	80.8	0.962	0.918-0.982	<0.001	1.30 (1.60)	3.59 (4.45)
<i>Shoulder IR</i>	29	35.4 (12.8)	35.4 (12.0)	35.4	0.988	0.974-0.994	<0.001	0.21 (0.60)	0.59 (1.66)
<i>Shoulder ER</i>	29	26.5 (9.3)	26.8 (8.9)	26.6	0.984	0.965-0.992	<0.001	0.20 (0.75)	0.56 (2.09)
<i>Shoulder flexors</i>	30	68.1 (25.9)	72.0 (30.46)	70.1	0.985	0.953-0.994	<0.001	0.52 (0.75)	1.45 (2.07)
<i>Elbow flexors</i>	30	53.1 (17.9)	53.2 (16.52)	53.2	0.987	0.972-0.994	<0.001	0.27 (0.52)	0.76 (1.43)
<i>Elbow extensors</i>	30	33.0 (12.9)	32.1 (11.9)	32.5	0.990	0.978-0.995	<0.001	0.16 (0.50)	0.45 (1.38)
<i>Wrist flexors</i>	29	10.2 (3.1)	10.8 (3.2)	10.5	0.902	0.789-0.954	<0.001	0.30 (2.84)	0.83 (7.88)
<i>Wrist extensors</i>	30	7.6 (2.4)	7.7 (2.7)	7.6	0.947	0.890-0.975	<0.001	0.14 (1.80)	0.38 (4.99)
<i>Hip ABD</i>	29	125.4 (35.6)	127.8 (40.2)	126.6	0.956	0.907-0.979	<0.001	1.90 (1.50)	5.25 (4.15)
<i>Hip IR</i>	29	72.2 (20.7)	75.4 (21.6)	73.8	0.964	0.914-0.984	<0.001	0.90 (1.23)	2.51 (3.40)
<i>Hip ER</i>	29	54.2 (18.2)	55.4 (19.1)	54.8	0.966	0.929-0.984	<0.001	0.70 (1.28)	1.94 (3.55)
<i>Hip flexors</i>	29	131.2 (44.5)	138.6 (47.5)	134.9	0.933	0.854-0.969	<0.001	3.18 (2.36)	8.81 (6.53)
<i>Hip extensors</i>	29	217.6 (65.5)	221.4 (75.7)	219.5	0.961	0.917-0.981	<0.001	3.20 (1.46)	8.87 (4.04)
<i>Knee flexors</i>	29	94.1 (33.4)	92.2 (29.7)	93.1	0.956	0.907-0.979	<0.001	1.30 (1.39)	3.59 (3.86)
<i>Knee extensors</i>	30	149.6 (51.6)	148.4 (50.7)	149.0	0.983	0.964-0.992	<0.001	0.96 (0.64)	2.65 (1.78)
<i>Ankle DF</i>	30	23.6 (5.6)	23.8 (5.4)	23.7	0.967	0.932-0.984	<0.001	0.24 (1.00)	0.66 (2.78)
<i>Ankle evertors</i>	30	20.1 (6.0)	21.0 (7.1)	20.6	0.965	0.922-0.984	<0.001	0.26 (1.27)	0.72 (3.52)
<i>Muscle Groups</i>	<i>N</i>	S1	S2	Mean (S1+S2) / 2	Inter-rater reliability			Nm (%)	
<i>Shoulder ABD</i>	29	80.6 (38.5)	80.1 (35.2)	80.3	0.956	0.906-0.979	<0.001	1.53 (1.90)	4.24 (5.28)
<i>Shoulder IR</i>	28	34.7 (12.5)	35.1 (13.2)	34.9	0.977	0.951-0.989	<0.001	0.34 (0.98)	0.94 (2.70)
<i>Shoulder ER</i>	29	25.6 (9.03)	26.0 (8.8)	25.8	0.979	0.955-0.990	<0.001	0.24 (0.93)	0.67 (2.58)
<i>Shoulder flexors</i>	30	68.1 (30.0)	75.4 (30.1)	71.8	0.963	0.822-0.987	<0.001	1.13 (1.58)	3.14 (4.38)

<i>Elbow flexors</i>	30	53.1 (17.9)	54.4 (17.9)	53.8	0.988	0.974-0.994	<0.001	0.26 (0.49)	0.73 (1.35)
<i>Elbow extensors</i>	30	33.0 (12.9)	32.6 (12.0)	32.8	0.989	0.978-0.995	<0.001	0.17 (0.51)	0.47 (1.43)
<i>Wrist flexors</i>	29	10.2 (3.1)	9.4 (2.9)	9.8	0.888	0.731-0.950	<0.001	0.32 (3.25)	0.88 (9.02)
<i>Wrist extensors</i>	30	7.5 (2.4)	7.5 (2.6)	7.5	0.902	0.794-0.953	<0.001	0.23 (3.06)	0.64 (8.49)
<i>Hip ABD</i>	30	125.4 (35.0)	124.4 (35.9)	124.9	0.965	0.927-0.983	<0.001	1.41 (1.13)	3.9 (3.12)
<i>Hip IR</i>	28	71.8 (21.0)	63.3 (20.2)	67.5	0.897	0.548-0.964	<0.001	2.01 (2.98)	5.57 (8.25)
<i>Hip ER</i>	28	53.8 (18.3)	50.1 (18.5)	51.9	0.938	0.854-0.973	<0.001	1.07 (2.05)	2.95 (5.69)
<i>Hip flexors</i>	28	130.5 (45.2)	123.5 (37.7)	127.0	0.964	0.908-0.985	<0.001	1.73 (1.36)	4.80 (3.78)
<i>Hip extensors</i>	30	216.6 (64.6)	234.4 (76.8)	223.4	0.920	0.802-0.965	<0.001	5.80 (2.57)	16.06 (7.12)
<i>Knee flexors</i>	28	93.7 (33.9)	85.5 (29)	89.6	0.931	0.805-0.972	<0.001	1.85 (2.06)	5.13 (5.72)
<i>Knee extensors</i>	30	149.6 (51.6)	142.2 (54.8)	145.9	0.949	0.891-0.976	<0.001	2.47 (1.69)	6.84 (4.69)
<i>Ankle DF</i>	30	23.6 (5.6)	23.7 (5.3)	23.6	0.930	0.853-0.967	<0.001	0.40 (1.70)	1.12 (4.72)
<i>Ankle evertors</i>	30	20.1 (6.0)	18.9 (6.1)	19.5	0.944	0.859-0.975	<0.001	0.37 (1.91)	1.03 (5.29)

Table 2: Mean of the MIMS torque values with the standard deviation (SD) in Newton-meters (Nm) for each muscle group, intraclass correlation coefficients and their 95 % confident intervals (ICC and CI 95%), the standard error of measurement (SEM) and the minimal detectable change (MDC) presented in Nm and in percentage (%). ABD: Abductors, IR/ER: Internal and External rotators, DF: Dorsiflexors, S1: Session 1, S2: Session 2, S3: Session 3

TABLE 3: Intra- and inter-rater agreement according to Bland and Altman plots and limits of agreement.

Muscle Groups	T value (Sig.)	Mean difference Nm (%)	Mean difference 95% CI in Nm		SD	Limits of agreement in Nm (95% CI)	
			Lower	Upper		Lower	Upper
Intra-rater agreement (S1-S3)							
Shoulder ABD	-0.2 (0.86)	-0.5 (0.6)	-6.1	5.1	14.7	-29.4 (-30.2 ; -28.5)	28.4 (27.5 ; 28.4)
Shoulder IR	-0.03 (0.98)	-0.01 (0.04)	-1.1	1.0	2.8	-5.5 (-5.5 ; -5.4)	5.4 (5.4 ; 5.5)
Shoulder ER	-0.9(0.40)	-0.4 (1.4)	-1.3	0.5	2.3	-4.9 (-5.6 ; -4.3)	4.2 (3.6 ; 4.8)
Shoulder flexors	-3.4 (0.002)	-3.9 (5.5)	-6.2	-1.5	6.3	-16.2 (-22.9 ; -9.5)	8.4 (1.7 ; 15.2)
Elbow flexors	-0.1 (0.90)	-0.1 (0.2)	-1.6	1.4	4.0	-7.9 (-8.1 ; -7.8)	7.8 (7.6 ; 7.9)
Elbow extensors	2,1 (0.044)	0.9 (2.7)	0.0	1.8	2.3	-3.7 (-5.2 ; -2.1)	5.4 (3.9 ; 7.0)
Wrist flexors	-1.7 (0.09)	-0.6 (5.6)	-1.3	0.1	1.8	-4.1 (-5.1 ; -3.1)	3.0 (2.0; 4.0)
Wrist extensors	-0.8 (0.43)	-0.2 (2.2)	-0.6	0.3	1.1	-2.4 (-2.7 ; -2.1)	2.1 (1.8 ; 2.4)
Hip ABD	-0.8 (0.42)	-2.4 (1.9)	-8.4	3.6	15.7	-33.2 (-37.3 ; -29)	28.3 (24.2 ; 32.5)
Hip IR	-2.4 (0.03)	-3.3 (4.4)	-6.1	-0.4	7.4	-17.8 (-23.4 ; -12.1)	11.3 (5.6 ; 16.9)
Hip ER	-0.9 (0.36)	-1.2 (2.1)	-3.7	1.4	6.7	-14.4 (-16.4 ; -12.3)	12.0 (10.0 ; 14.0)
Hip flexors	-1.8 (0.09)	-7.4 (5.5)	-15.9	1.2	22.4	-51.3 (-64.1 ; -38.6)	36.6 (23.8 ; 49.4)
Hip extensors	-0.7 (0.48)	-3.7 (1.7)	-14.3	6.8	27.8	-58.2 (-64.6 ; -51.7)	50.7 (44.3 ; 57.2)
Knee flexors	0.8 (0.43)	1.9 (2.1)	-3.0	6.9	13.0	-23.6 (-26.9 ; -20.2)	27.4 (24.1 ; 30.8)
Knee extensors	0.5 (0.64)	1.2 (0.8)	-3.9	6.2	13.5	-25.2 (-27.2 ; -23.2)	27.5 (25.5 ; 29.5)
Ankle DF	-0.7 (0.52)	-0.2 (1.0)	-1.0	0.5	2.0	-4.1 (-4.5 ; -3.7)	3.6 (3.2 ; 3.6)
Ankle evertors	-2.1 (0.046)	-0.9 (4.3)	-1.7	0.0	2.3	-5.4 (-6.9 ; -3.9)	3.6 (2.1 ; 5.2)
Inter-rater agreement (S1-S2)							
Shoulder ABD	-0.2 (0.86)	0.5 (0.6)	-5.4	6.4	15.4	-29.7 (-30.6 ; -28.9)	30.7 (29.7 ; 31.6)
Shoulder IR	-0.6 (0.57)	-0.4 (1.2)	-1.9	1.1	3.9	-8.0 (-8.7 ; -7.3)	7.2 (6.4 ; 7.9)
Shoulder ER	-0.8 (0.46)	-0.4 (1.4)	-1.3	0.6	2.6	-5.5 (-6.1 ; -4.8)	4.7 (4.1 ; 5.4)
Shoulder flexors	-4.4(<0.001)	-7.3 (10.2)	-10.7	-3.9	9.0	-24.9 (-37.6 ; -12.3)	10.4 (-2.3 ; 23.0)
Elbow flexors	-1.9 (0.07)	-1.3 (2.4)	-2.7	0.1	3.7	-8.6 (-10.8 ; -6.4)	6.0 (3.8 ; 8.3)

<i>Elbow extensors</i>	0.8 (0.46)	0.4 (1.1)	-0.6	1.3	2.6	-4.7 (-5.3 ; -4.1)	5.4 (4.8 ; 6.0)
<i>Wrist flexors</i>	2.6 (0.01)	0.9 (8.6)	0.2	1.5	1.8	-2.6 (-4.0 ; -1.1)	4.3 (2.8 ; 5.7)
<i>Wrist extensors</i>	0.1 (0.93)	0.02 (0.3)	-0.5	0.6	1.5	-3.0 (-3.0 ; -2.9)	3.0 (3.0 ; 3.0)
<i>Hip ABD</i>	0.4 (0.68)	1.0 (0.8)	-3.9	5.9	13.2	-24.8 (-26.6 ; -23.0)	26.8 (25.1 ; 28.6)
<i>Hip IR</i>	4.4 (<0.001)	8.5 (12.6)	4.5	12.4	10.2	-11.4 (-26.1 ; 3.3)	28.4 (13.7 ; 43.1)
<i>Hip ER</i>	2.3 (0.03)	3.7 (7.1)	0.5	6.9	8.3	-12.6 (-18.9 ; -6.2)	19.9 (13.6 ; 26.3)
<i>Hip flexors</i>	2.6 (0.02)	7.0 (5.5)	1.5	12.5	14.2	-20.8 (-32.9 ; -8.7)	34.8 (22.7 ; 46.8)
<i>Hip extensors</i>	-2.8 (0.005)	-17.8 (8.0)	-31.1	-4.6	35.5	-87.3 (-118.2 ; 56.4)	51.7 (20.8 ; 82.6)
<i>Knee flexors</i>	3.0 (0.005)	8.2 (9.2)	2.7	13.8	14.3	-19.8 (-34.0 ; -5.6)	36.2 (22.0 ; 50.5)
<i>Knee extensors</i>	1.8 (0.09)	7.4 (5.0)	-1.1	15.9	22.8	-37.3 (-50.0 ; -24.5)	52.0 (39.2 ; 64.8)
<i>Ankle DF</i>	-0.2 (0.85)	-0.1 (0.4)	-1.2	1.0	2.8	-5.7 (-5.8 ; -5.5)	5.5 (5.3 ; 5.6)
<i>Ankle evertors</i>	2.7 (0.01)	1.3 (6.6)	0.3	2.2	2.6	-3.7 (-5.9 ; -1.5)	6.3 (4.1 ; 8.5)

Table 3: T-values and corresponding p-values (Sig.) obtained using one-sample t-tests, the mean difference, the standard deviation (SD) and the limits of agreement (LOA) of the difference between the mean values obtained at Session 1 (S1) and Session 3 (S3) (intra-rater), and Session 1 (S1) and Session 2 (S2) (inter-rater) in Newton-meters (Nm). The mean difference of each muscle group is also expressed in percentage of the mean torque values of the two-measurement time-points in parentheses. The results in bold are significant, meaning there is a significant systematic bias between the two-measurement time-points. ABD: Abductors, IR/ER: Internal and External rotators, DF: Dorsiflexors.

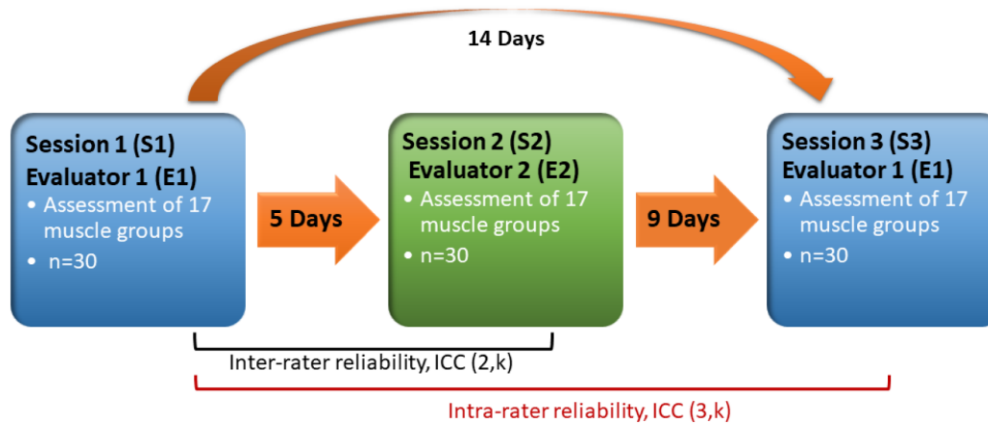


Figure 1: Study Protocol. Torque of 17 muscle groups was assessed by two independent raters at three different times (S1, S2, S3) over a 14-day period (n=30 participants). Intra- and inter-raters reliability were determined by comparing the torque values obtained at S1 and S3 and S1 and S2 using intraclass correlation coefficients (ICC(3,k), ICC(2,k)).

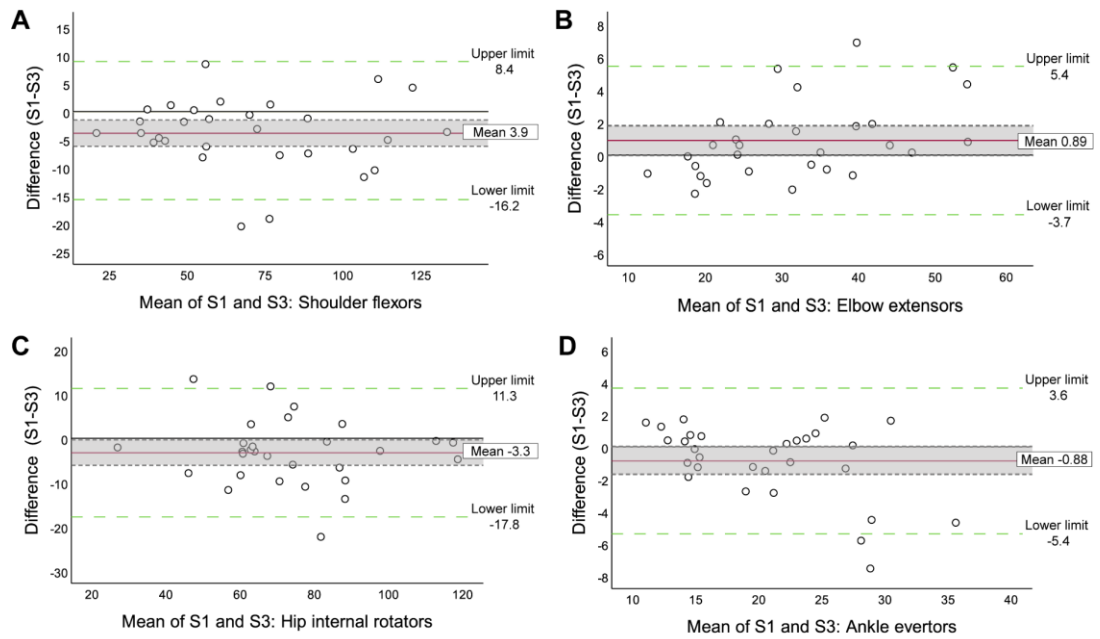


Figure 2: Bland and Altman plots showing significant systematic bias of the mean difference of muscle torque in Nm between the first and third sessions of the shoulder flexors (A), elbow extensors (B), hip internal rotators (C) and ankle evertors (D). Limits of agreement (LOA) are identified by the dotted lines, from $-1.96SD$ to $+1.96SD$, and the mean difference by the red line. The mean difference confidence intervals are depicted by the shaded area.

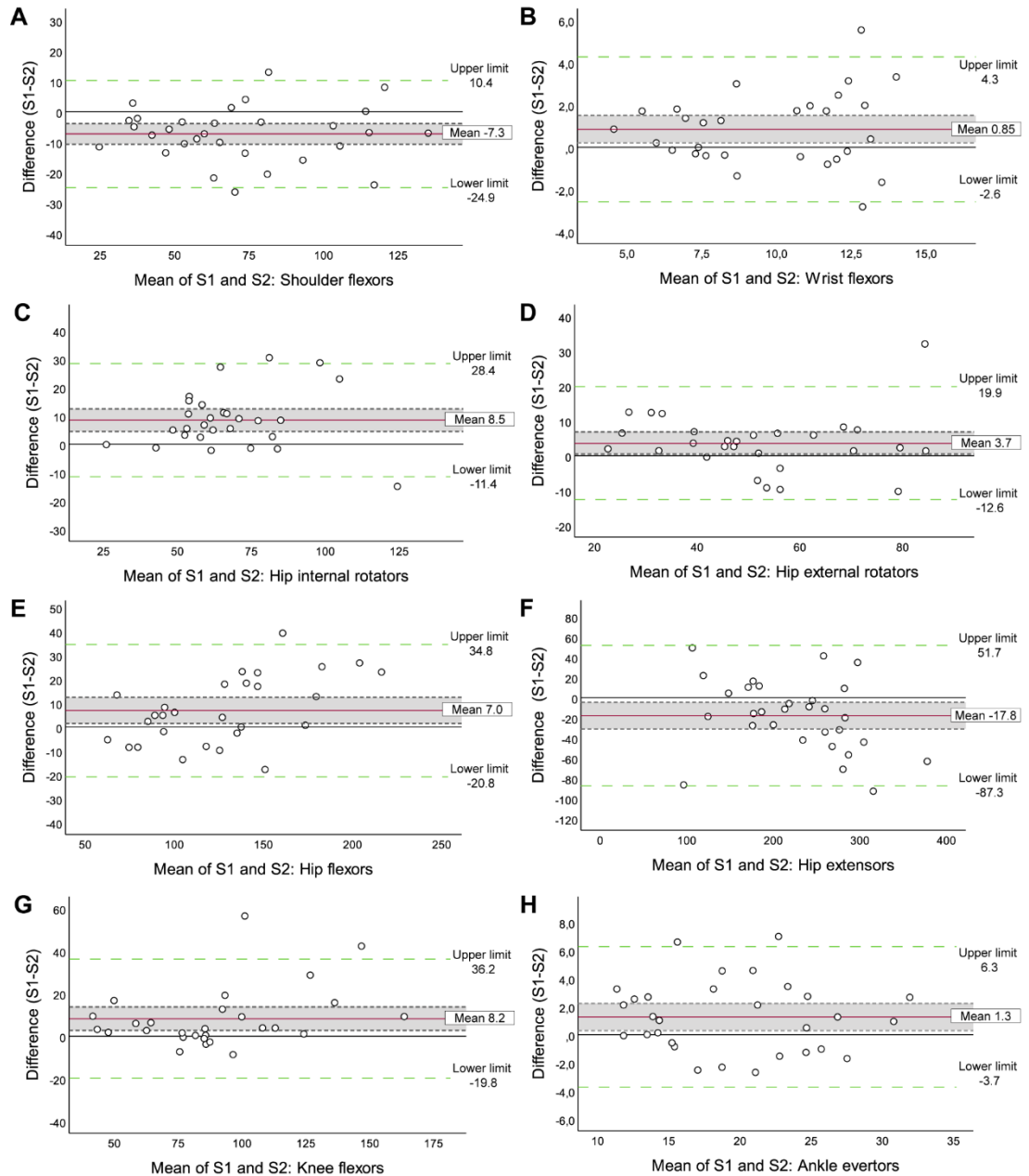


Figure 3: Bland and Altman plots showing significant systematic bias of the mean difference of muscle torque in Nm between the first (S1) and second sessions (S2) of the shoulder flexors (A), wrist flexors (B), hip internal rotators (C) and external rotators (D), hip flexors (E) and extensors (F), knee flexors (G), and ankle evertors (H). Limits of agreement (LOA) are identified by the dotted lines, from $-1.96SD$ to $+1.96SD$ and the mean difference by the full line in bold. The mean difference confidence intervals are depicted by the shaded area.

Additional File 1: Description of the standardized HHD protocol

Muscle groups	Subject's position	Evaluator's position	Stabilization	Adapter type and dynamometer placement	Lever arm
Shoulder abduction	<p>Supine</p> <p>Hips and knees flexed with feet flat on the table</p> <p>Arm on the tested side alongside the body</p> <p>Elbow at 0° extension</p> <p>Towel placed under the elbow and forearm to avoid shoulder extension</p>	<p>Standing in a forward lunge on the tested side</p> <p>Holding the HHD with one hand on the pistol grip (inferior handle) and the other hand on the lateral handle</p> <p>Pressing the pistol grip firmly against the edge of the table</p>	<p>Subject holds the edge of the table with the opposite hand.</p>	<p>Curve adapter</p> <p>Just proximal to the lateral epicondyle of the elbow or just proximal to the styloid process of the ulna for stronger subjects</p>	<p>Distance between the postero-lateral edge of the acromion and the distal edge of the HHD adapter</p> <p>Subtract half the width of the adapter surface</p>
Shoulder internal rotators	<p>Supine, close to the edge of the table</p> <p>Hips and knees flexed and feet flat on the table</p> <p>Arm on the tested side alongside the body</p> <p>Elbow flexed to 90° and forearm in neutral pro/supination</p> <p>Shoulder in neutral rotation</p>	<p>Standing in a forward lunge on the non-tested side</p> <p>Holding the HHD with one hand on the pistol grip (inferior handle) and the other hand on the lateral handle or both hands holding the body of the HHD</p>	<p>Subject holds the edge of the table with the opposite hand</p>	<p>Curve adapter</p> <p>Palmar side of the forearm, just proximal to the styloid process of the ulna</p>	<p>Distance between the lateral epicondyle of the elbow and the distal edge of the HHD adapter</p> <p>Subtract half the width of the adapter surface</p>

	Towel placed under the elbow to avoid shoulder extension				
Shoulder external rotators	<p>Supine</p> <p>Hips and knees flexed and feet flat on the table</p> <p>Arm on the tested side alongside the body</p> <p>Elbow flexed to 90° and forearm in neutral pro/supination</p> <p>Shoulder in neutral rotation</p> <p>Towel placed under the elbow to avoid shoulder extension</p>	<p>Standing in a forward lunge on the tested side.</p> <p>Holding the HHD with one hand on the pistol grip (inferior handle) and the other hand on the lateral handle</p>	Subject holds the edge of the table with the opposite hand	<p>Curve adapter</p> <p>Dorsal side of the forearm, just proximal to the styloid process of the ulna</p>	<p>Distance between the lateral epicondyle of the elbow and the distal edge of the HHD adapter</p> <p>Subtract half the width of the adapter surface</p>
Shoulder flexors	<p>Sitting on the table with the tested side close to the edge, legs stretched out, back supported and almost vertical</p> <p>Pillow under the knees</p> <p>Arm alongside the body, hanging off the table</p> <p>Shoulder to 0° of flexion and neutral rotation</p>	<p>Standing in a forward lunge on the tested side</p> <p>Facing the tested limb to resist shoulder flexion</p> <p>Holding the HHD with the hand closest to the table on the pistol grip (inferior handle) and the other hand on the lateral handle</p>	Subject holds the table with the opposite hand	<p>Curve adapter</p> <p>Proximal to the joint line of the elbow</p>	<p>Distance between the postero-lateral edge of the acromion and the proximal edge of the HHD adapter</p> <p>Add half the width of the adapter surface</p>

	Elbow in full extension and forearm in neutral pro/supination				
Elbow flexors	<p>Supine and oriented obliquely on the table so that the palmar side of the forearm (in supination) is facing slightly out when the elbow is flexed</p> <p>Hips and knees flexed and feet flat on the table</p> <p>Arm on the tested side alongside the body</p> <p>Elbow flexed to 90° and forearm in full supination</p> <p>Shoulder in neutral rotation</p> <p>Towel placed under the elbow to avoid shoulder extension</p>	<p>Standing in a forward lunge on the tested side</p> <p>Facing the palmar side of the forearm to resist elbow flexion</p> <p>Holding HHD with the hand closest to the table on the pistol grip (inferior handle) and the other hand on the lateral handle</p>	Subject holds the table with the opposite hand	<p>Curve adapter</p> <p>Palmar side of the forearm, proximal to the styloid process of the ulna</p>	<p>Distance between the lateral epicondyle of the elbow and the distal edge of the HHD adapter</p> <p>Subtract half the width of the adapter surface</p>
Elbow extensors	<p>Supine and oriented obliquely on the table so that the ulnar side of the forearm is facing slightly out when the elbow is flexed</p>	<p>Standing in a forward lunge on the tested side</p> <p>Facing the dorsal side of the forearm to resist elbow extension</p>	Subject holds the table with the opposite hand	<p>Curve adapter</p> <p>Ulnar side of the forearm, proximal to the styloid process of the ulna</p>	<p>Distance between the lateral epicondyle of the elbow and the distal edge of the HHD adapter</p>

	<p>Hips and knees flexed and feet flat on the table</p> <p>Arm on the tested side alongside the body</p> <p>Elbow flexed to 90° and forearm in neutral pro/supination</p> <p>Shoulder in neutral rotation</p> <p>Towel placed under the elbow to avoid shoulder extension</p>	<p>Holding HHD with the hand closest to the table on the pistol grip (inferior handle) and the other hand on the lateral handle</p>			<p>Subtract half the width of the adapter surface of the HHD</p>
Wrist flexors	<p>Sitting close to the lateral edge of the table. The height of the table is adjusted to ensure comfort of the subject and the evaluator</p> <p>Elbow and forearm supported on the table and wrist off the table</p> <p>The limb is stabilized with a strap around the dorsal side of the distal forearm</p> <p>Elbow flexed between 45° and 90°</p>	<p>Sitting, facing the subject's palm</p> <p>Forearm and elbow supported on the thigh on the side holding the inferior handle of the HHD</p> <p>Holding the HHD with the hand closest to the table on the pistol grip (inferior handle) and the other hand on the lateral handle.</p> <p>The lateral handle on the subject's side rests on the table for more stability.</p>	<p>The stabilization strap around the forearm is secured under the table to avoid lateral displacement of the limb when the evaluator is resisting wrist flexion</p> <p>Subject stabilizes the tested forearm on the table with the opposite hand to avoid compensation in internal rotation of the shoulder when</p>	<p>Half sphere adapter</p> <p>Center of the palm</p>	<p>Distance between the joint line of the wrist and the center of the palm</p>

	Forearm and wrist in neutral position The hand on the tested side is off of the table, relaxed in neutral flexion/extension		attempting wrist flexion		
Wrist extensors	Sitting close to the lateral edge of the table. The height of the table is adjusted to ensure comfort of the subject and the evaluator Elbow and forearm supported on the table and wrist off the table The limb is stabilized with a strap around the palmar side of the distal forearm Elbow flexed between 45° and 90° Forearm and wrist in neutral position Hand is off of the table and open with fingers in neutral flexion/extension	Sitting, facing the dorsal side of the subject's hand Forearm and elbow supported on the thigh on the side of the inferior handle of the HHD Holding HHD with the hand closest to the table on the pistol grip (inferior handle) and the other hand on the lateral handle. The lateral handle on the subject's side rests on the table for more stability.	The stabilization strap around the forearm is secured under the table to avoid medial displacement of the limb when the evaluator is resisting wrist extension Subject stabilizes the tested forearm on the table with the opposite hand	Large flat adapter Metacarpal heads	Distance between the joint line of the wrist and the distal edge of the HHD adapter Subtract half the width of the adapter surface

<p>Hip abduction</p>	<p>Supine, close to the edge of the table on the tested side with legs extended</p> <p>Arms alongside the body</p>	<p>Standing on the opposite side of the tested limb</p> <p>The pistol grip (inferior handle) is held against the edge of the table</p> <p>The HHD is positioned so that the hook adapter is aligned with the center of the non-tested thigh</p>	<p>The non-tested thigh is stabilized with a strap secured under the table to avoid hip abduction</p> <p>The subject holds the edge of the table with both hands</p>	<p>Hook adapter</p> <p>The hook adapter is attached to the tested limb with a second strap encircling both thighs just above the patella</p> <p>Test is performed in traction mode</p>	<p>Distance between the superior edge of the greater trochanter and the distal edge of the strap</p> <p>Subtract half the width of the strap</p>
<p>Hip internal rotators</p>	<p>Sitting at the end of the table</p> <p>Knee at 90° of flexion</p> <p>The back of the tested leg should not touch the edge of the table</p>	<p>Sitting, facing the lateral side of the tested leg</p> <p>Holding the HHD in place with both hands. The lateral handles are held against the evaluator's legs, below the tibial tuberosities, for more stability. The table height is adjusted accordingly.</p>	<p>The subject stabilizes the tested limb by holding the edge of the table, with the forearms held on either side of the thigh to avoid hip abduction/adduction</p>	<p>Curve adapter</p> <p>Distal to the mark on the skin made 10 cm above the tip of the lateral malleolus.</p>	<p>Distance between the superior edge of the lateral plateau of the tibia and the proximal edge of the HHD adapter</p> <p>Add half the width of the adapter surface of the HHD</p>
<p>Hip external rotators</p>	<p>Sitting at the end of the table</p> <p>Lower limb on the non-tested side in full abduction to allow the evaluator to access the medial side of the leg</p> <p>Knee at 90° of flexion</p>	<p>Sitting, facing the medial side of the tested limb.</p> <p>Holding the HHD in place with both hands. The lateral handles are held against the evaluator's legs, below the tibial tuberosities, for more stability. The table height is adjusted accordingly.</p>	<p>The subject stabilizes the tested limb by holding the edge of the table, with the forearms held on either side of the thigh to avoid hip abduction/adduction.</p>	<p>Curve adapter</p> <p>Distal to the mark on the skin made 10 cm above the tip of the lateral malleolus</p>	<p>Distance between the superior edge of the lateral plateau of the tibia and the proximal edge of the HHD adapter</p> <p>Add half the width of the adapter surface of the HHD</p>

	The back of the tested leg should not touch the edge of the table				
Hip flexors	<p>Standing at the end of the table, leaning forward with the antero-superior iliac spine supported on the edge of the table</p> <p>Forearms supported on the table, elbows at 90° of flexion and holding the edge of the table with both hands</p> <p>The hip on the tested side is flexed and the thigh is vertical</p> <p>The forefoot on the tested side is in contact with the floor (toe touch)</p> <p>The height of the table is adjusted so that the knee of the tested limb is flexed to about 45°</p> <p>The foot of the non-tested limb is in full contact with the floor</p>	<p>Sitting behind the subject</p> <p>Holding the HHD with one hand</p> <p>The lateral handles of the HHD are held behind the evaluator's knees at the height of the popliteal fossae</p> <p>The evaluator can hold the table with one hand for stability when testing stronger subjects</p>	<p>The subject holds the edge of the table with both hands for stability</p> <p>Non-slip membranes are placed under the subject's non-tested foot and the evaluator's feet to avoid slipping during testing</p>	<p>Hook adapter</p> <p>The hook adapter is attached to the tested limb with a strap around the thigh placed just above the patella</p> <p>Test is performed in traction mode</p>	<p>Distance between the superior edge of the greater trochanter and the proximal edge of the strap</p> <p>Add half the width of the strap</p>

<p>Hip extensors</p>	<p>Standing at the end of the table, leaning forward with the antero-superior iliac spine supported on the edge of the table</p> <p>Forearms supported on the table, elbows at 90° of flexion and holding the edge of the table with both hands</p> <p>The hip on the tested side is flexed and the thigh is vertical</p> <p>The foot on the tested side is in full contact with the floor</p> <p>The height of the table is adjusted so that the knee of the tested limb is close to 0° of flexion</p> <p>The foot of the non-tested limb is in full contact with the floor</p>	<p>Sitting on a small bench, kneeling or crouching behind the subject</p> <p>Holding the HHD with one hand</p> <p>The other hand is held very close to the calf of the tested limb (but not in contact) for safety purposes</p> <p>* Note that for this test, all handles of the HHD are removed</p>	<p>The subject holds the table with both hands for stability</p> <p>A non-slip membrane is placed under the subject's non-tested foot to avoid slipping during testing</p>	<p>Curve adapter</p> <p>Distal to the mark on the skin made 10 cm above the tip of the lateral malleolus</p> <p>The HHD is inserted between the evaluated limb and a strap which is secured under the table</p>	<p>Distance between the superior edge of the greater trochanter and the proximal edge of the strap</p> <p>Add half the width of the strap</p>
<p>Knee flexors</p>	<p>Sitting at the end of the table</p> <p>Knee at 90° of flexion</p>	<p>Sitting in front of the subject</p> <p>The lateral handles of the HHD are held behind the</p>	<p>The subject holds the edge of the table on either side of the tested limb</p>	<p>Hook adapter</p> <p>Distal to the mark on the skin made 10 cm above the tip of the lateral malleolus</p>	<p>Distance between the superior edge of the lateral tibial plateau and the proximal edge of the strap</p>

	The back of the leg should not touch the edge of the table	evaluator's knees at the height of the popliteal fossae The evaluator can hold the table with one hand for stability when testing stronger subjects	A non-slip membrane is placed under the evaluator's feet to avoid slipping during testing	The hook adapter is attached to the tested limb with a strap around the leg placed just below the mark on the skin Test is performed in traction mode	Add half the width of the strap
Knee extensors	Sitting at the end of the table Knee at 90° of flexion The back of the leg should not touch the edge of the table	Sitting on a small bench, kneeling or crouching behind the subject Holding the HHD with one hand The other hand is held very close to the lower leg of the tested limb (but not in contact) for safety purposes * Note that for this test, all handles of the HHD are removed	The subject leans slightly backward and holds the edges of the table for stability and to avoid lifting the buttocks	Curve adapter Distal to the mark on the skin made 10 cm above the tip of the lateral malleolus The HHD is inserted between the evaluated limb and a strap which is secured under the table	Distance between the superior edge of the lateral tibial plateau and the proximal edge of the HHD adapter Add half the width of the adapter surface of the HHD
Ankle dorsiflexors	Supine, close to the edge of the table on the tested side with legs extended A pillow or rolled towel is inserted under the knees Feet off of the table	Standing in a forward lunge on the tested side Holding the HHD with the hand closest to the table on the pistol grip (inferior handle) and the other hand on the lateral handle	The subject holds the edges of the table with both hands for stability	Large flat adapter Dorsal side of the foot over the metatarsal heads, perpendicular to the foot's axis	Perpendicular distance between a line extending the long axis of the fibula and a mark corresponding to the distal edge of the HHD adapter

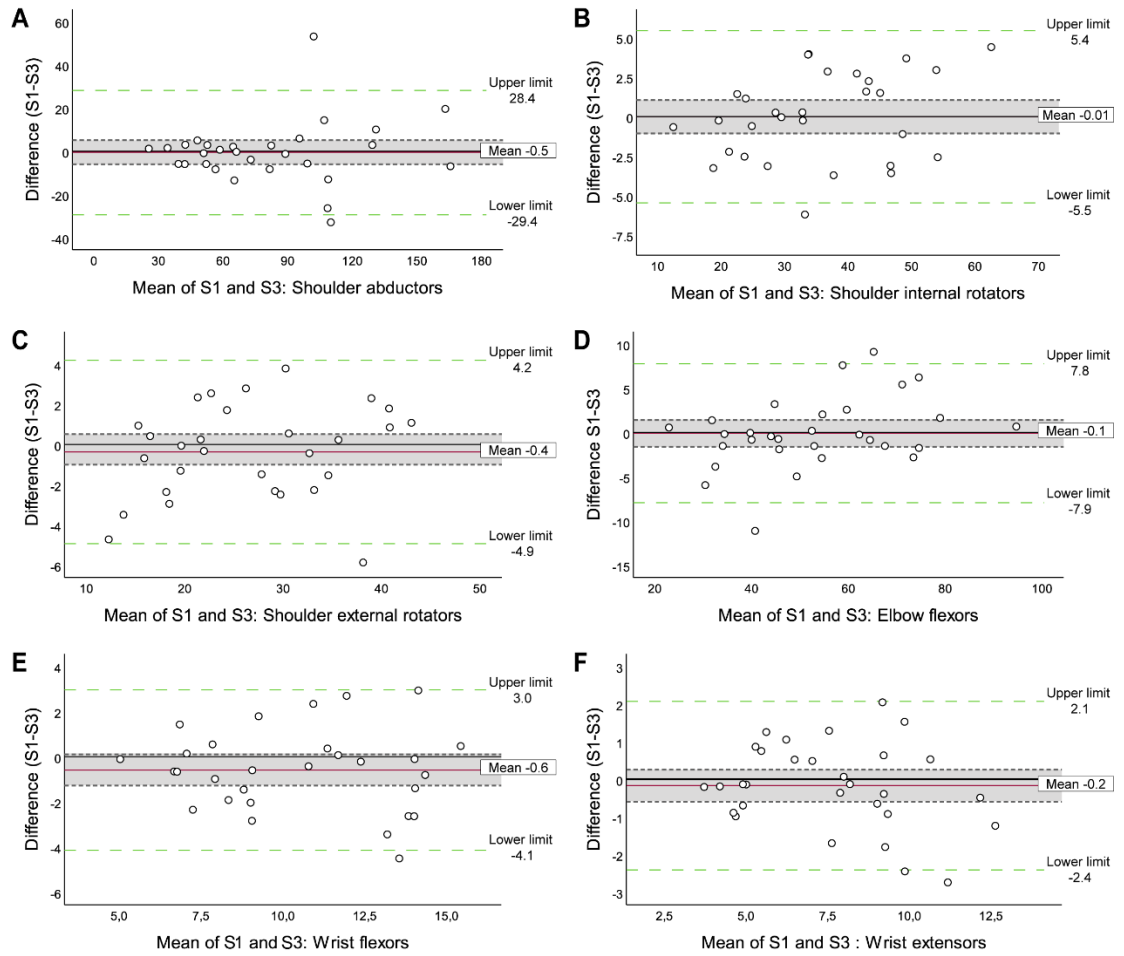
	Ankle at 0° of dorsiflexion (neutral between dorsiflexion and plantar flexion)	The arm holding the pistol grip can rest on the subject's leg			Subtract half the width of the adapter surface of the HHD
Ankle evertors	Supine with the leg on the tested side extended and the hip and knee of the non-tested side flexed with foot flat on the table A pillow or rolled towel is inserted under the knee on the tested side The foot on the tested side is off of the table and the ankle is at 0° of dorsiflexion (neutral between dorsiflexion and plantar flexion)	Sitting on the tested side facing the lateral side of the ankle Holding the HHD with one hand on the pistol grip (inferior handle) and the other hand on the lateral handle	The tested leg is stabilized with a strap placed around the subject's leg (just above the ankle) and around the evaluator's waist to avoid medial displacement of the limb when the evaluator is resisting ankle eversion	Curve adapter Proximal to the distal edge of the 5 th metatarsal head	Perpendicular distance between a line extending the long axis of the fibula and a mark corresponding to the distal edge of the HHD adapter Subtract half the width of the adapter surface of the HHD



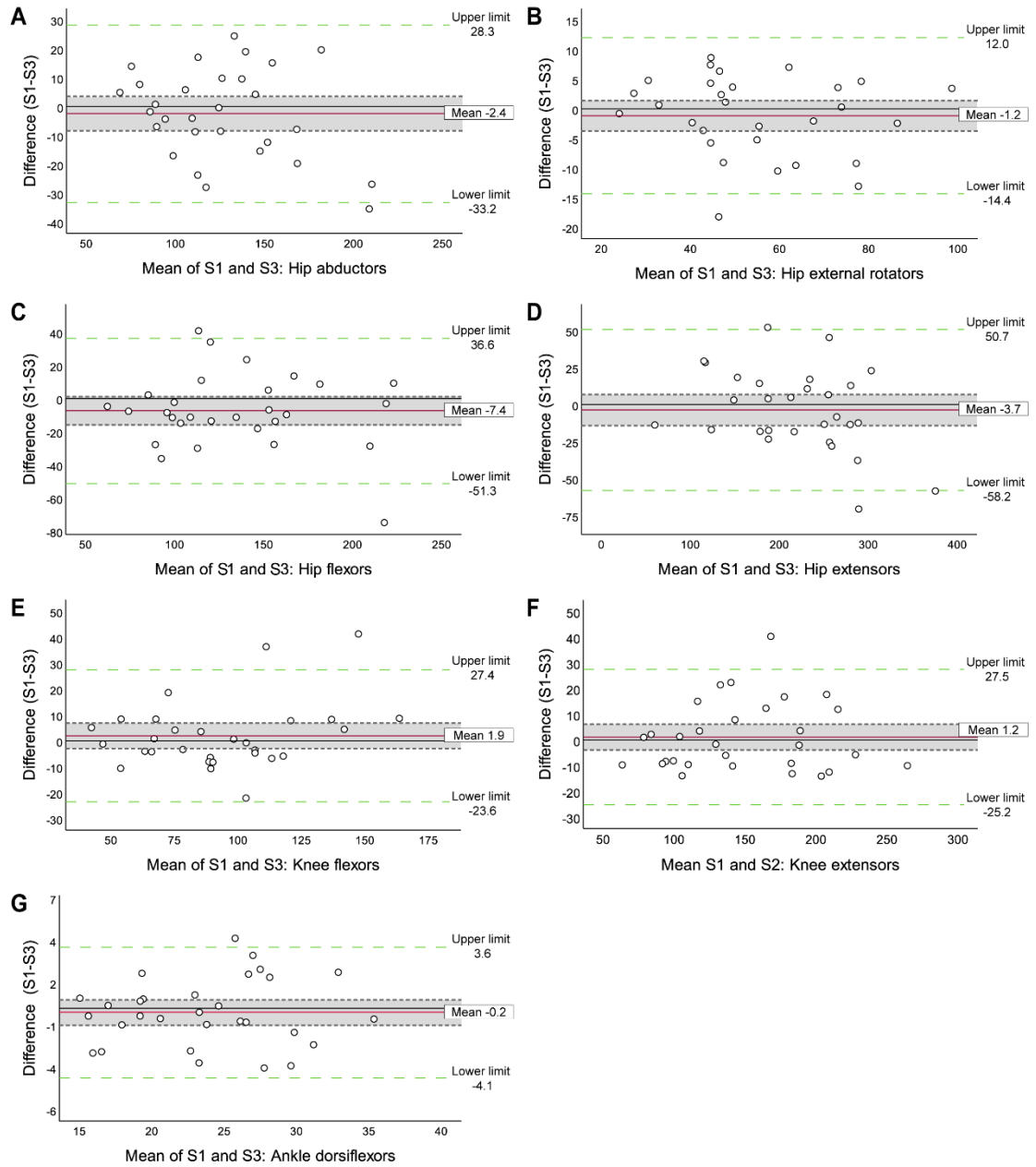
Additional file 2: Muscle torque assessment of the shoulder abductors (A), shoulder internal rotators (B), shoulder external rotators (C), shoulder abductors (D), elbow flexors (E), elbow extensors (F), wrist flexors (G), and wrist extensors (H), using MEDup™.



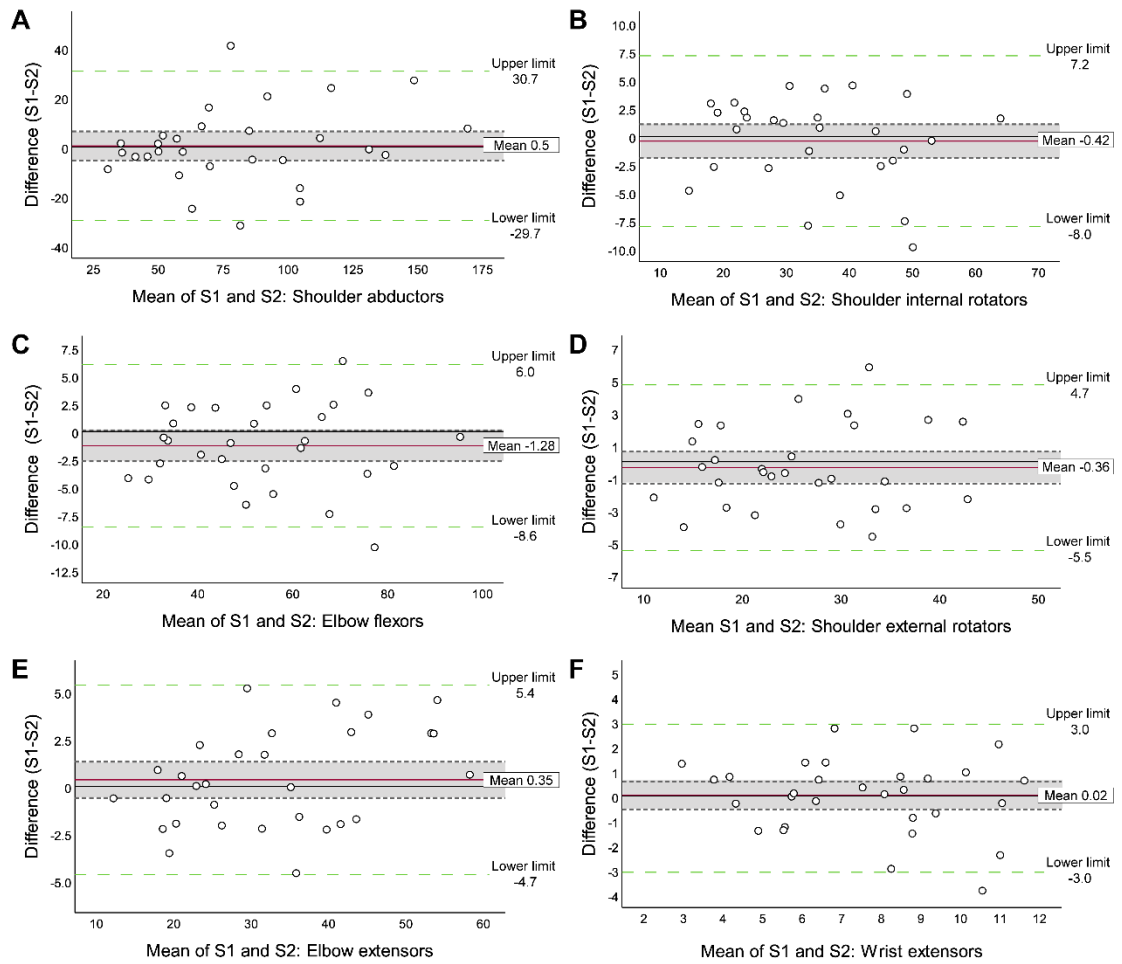
Additional file 3 : Muscle torque assessment of the hip abductors (A), hip internal rotators (B), hip external rotators (C), hip flexors (D), hip extensors (E), knee flexors (F), knee extensors (G), ankle dorsiflexors (H), and ankle evertors (I), using MEDup™.



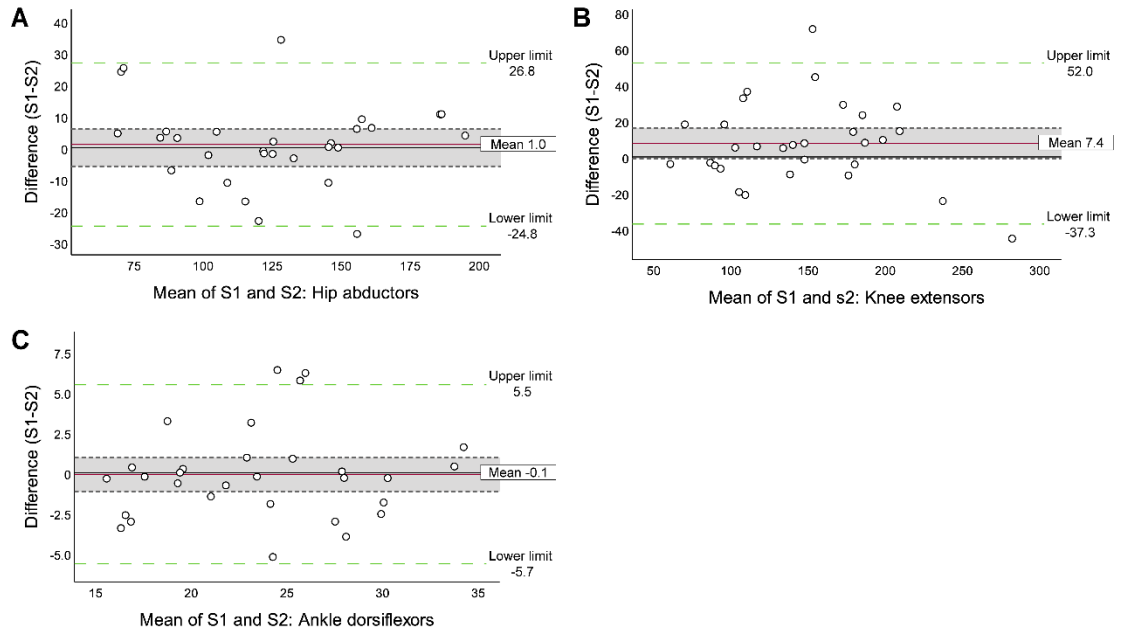
Additional file 4 : Bland and Altman plots showing significant systematic bias of the mean difference of muscle torque in Nm between the first (S1) and third sessions (S3) of the shoulder abductors (A), shoulder internal and external rotators (B-C), elbow flexors (D), wrist flexors (E) and extensors (F). Limits of agreement (LOA) are identified by the dotted lines, from $-1.96SD$ to $+1.96SD$ and the mean difference by the full line in bold. The mean difference confidence intervals are depicted by the shaded area.



Additional file 5 : Bland and Altman plots showing significant systematic bias of the mean difference of muscle torque in Nm between the first (S1) and third sessions (S3) of the hip abductors (A), hip external rotators (B), hip flexors (C), hip extensors (D), knee flexors (E) and extensors (F), and ankle dorsiflexors (G). Limits of agreement (LOA) are identified by the dotted lines, from $-1.96SD$ to $+1.96SD$ and the mean difference by the full line in bold. The mean difference confidence intervals are depicted by the shaded area.



Additional file 6 : Bland and Altman plots showing significant systematic bias of the mean difference of muscle torque in Nm between the first (S1) and second sessions (S2) of the shoulder abductors (A), shoulder internal rotators(B), elbow flexors (C), shoulder external rotators (D), elbow extensors (E), and wrist extensors (F). Limits of agreement (LOA) are identified by the dotted lines, from $-1.96SD$ to $+1.96SD$ and the mean difference by the full line in bold. The mean difference confidence intervals are depicted by the shaded area.



Additional file 7 : Bland and Altman plots showing significant systematic bias of the mean difference of muscle torque in Nm between the first (S1) and second sessions (S2) of the hip abductors (A), knee extensors (B), and ankle dorsiflexors (C). Limits of agreement (LOA) are identified by the dotted lines, from -1.96SD to +1.96SD and the mean difference by the full line in bold. The mean difference confidence intervals are depicted by the shaded area.

CHAPITRE 4

DISCUSSION

Le premier objectif de ce mémoire visait, par la réalisation d'une revue exploratoire, à recenser la littérature existante portant sur les valeurs de référence de la FMMI des groupes musculaires des membres supérieurs et inférieurs chez les adultes sains et à identifier les lacunes actuelles dans la littérature afin d'orienter les recherches futures dans le domaine. Les résultats de l'article présenté dans le chapitre 2, démontrent que peu de chercheurs ont tenté d'établir des valeurs de référence de la force musculaire et que celles disponibles présentent de nombreuses limites, et ce, principalement au niveau des protocoles de mesures développés, ce qui limite leur utilisation dans les milieux cliniques et en recherche. Bien que la description des protocoles détaillés, l'effet de la gravité et le type de dynamomètre utilisé soient d'une grande importance pour l'établissement de valeurs de référence de la force musculaire, la principale problématique réside essentiellement dans l'absence de la mesure du bras de levier constatée dans l'ensemble des études incluses dans la revue exploratoire. En effet cela limite l'obtention de mesures de moments de force, lesquels sont essentiels à l'obtention de valeurs de référence de la FMMI puisque celles-ci seront utilisées à des fins de comparaisons interindividuelles.

Puisque la force musculaire se définit comme le moment de force produit par l'action d'un groupe musculaire spécifique à une articulation spécifique, ce dernier devrait dépendre de la force enregistrée par le dynamomètre et de son bras de levier, c'est-à-dire la distance perpendiculaire entre le point d'appui du DM et l'axe de rotation de l'articulation ciblée. En ne considérant pas le bras de levier, il est alors impossible de comparer les valeurs obtenues entre deux individus distincts ayant une morphologie différente. Les données rapportées dans les articles publiés sont de ce fait, inutilisables pour comparer les études entre elles. Il demeure toutefois possible de comparer une personne par rapport à elle-même dans le temps.

Notamment, dans l'exemple ci-dessous (voir figure 4-1), pour une même force enregistrée par le DM, le moment de force induit par la contraction isométrique du biceps varie de 8 Nm en modifiant le bras de levier de seulement 4 cm en B. Donc, pour deux individus distincts, un individu présentant un avant-bras plus court présentera une moins grande force musculaire que celui ayant un plus long avant-bras, malgré une force enregistrée par le DM identique.

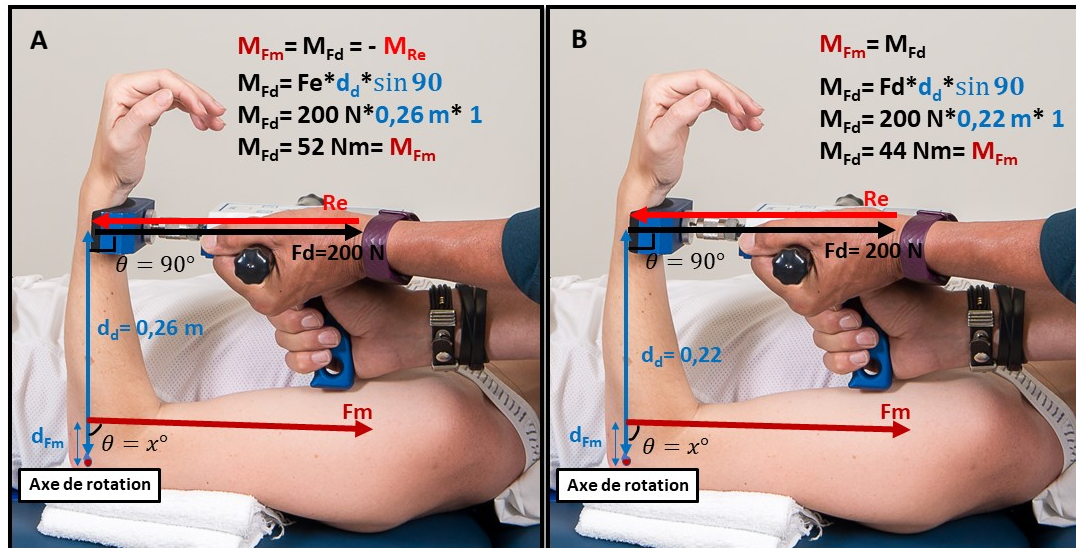


Figure 4-1 : Calcul des moments de forces induit par le biceps brachial en fonction de différents bras de levier.

Un autre exemple pouvant illustrer cette problématique peut être observé dans l'étude de Alvarenga et al. (1999) qui rapporte des valeurs de force musculaire en newton plus élevées pour les fléchisseurs de la hanche que les extenseurs de la hanche, alors qu'en réalité, lorsque les bras de levier sont pris en compte, les extenseurs de la hanche présentent des forces en Nm pratiquement deux fois supérieures à celles des fléchisseurs de la hanche (Danneskiold-Samsøe et al., 2009; L. J. Hébert et al., 2015; Hogrel et al., 2007). Bref, ces exemples démontrent l'importance clinique de mesurer le bras de levier dans les protocoles d'évaluations pour obtenir des valeurs de référence de force musculaire utilisables à des fins de comparaison, chose qui n'a pas encore été réalisée à ce jour.

Vu le besoin criant d'obtenir des valeurs de référence de la FMMI en recherche et en clinique, il fallait donc développer un protocole d'évaluation de la force musculaire standardisé respectant les principes directeurs pour l'évaluation de la FMMI pour un grand nombre de groupes musculaires et dont les propriétés métrologiques sont connues et validées. Notre équipe a développé un tel protocole, basé sur le protocole développé par Hébert et al. (2011), pour l'évaluation de la FMMI de 17 groupes musculaires avec l'utilisation du MEDup™. Néanmoins, avant d'établir des valeurs de référence à partir de ce protocole, l'évaluation de ses qualités métrologiques était essentielle. Le second objectif de ce projet de maîtrise était donc de déterminer les qualités métrologiques de ce protocole d'évaluation standardisé et plus précisément de déterminer la fidélité intra et interévaluateurs. Les résultats de cette étude ont été présentés dans le chapitre 3.

En résumé, les analyses ont permis de démontrer que le protocole d'évaluation standardisé développé par Hébert et al. (2020) est un protocole fidèle permettant d'obtenir des mesures de FMMI reproductibles pour un même évaluateur et entre différents évaluateurs à différents temps de mesure. En effet, les CCI obtenus ont démontré des fidélités intra- et inter-évaluateurs de bonnes à excellentes pour l'ensemble des groupes musculaires évalués, à l'exception des fléchisseurs du poignet et des rotateurs internes de la hanche qui ont démontré des fidélités interévaluateurs de modérées à excellentes. Si l'on se réfère aux définitions proposées au chapitre 1 dans la section 1.6, cela signifie que le mode opératoire normalisé et que l'outil de mesure utilisé permettent de discriminer les individus d'une même population de manière fidèle pour l'ensemble des groupes musculaires. Les ESM et les CMD obtenus avec des valeurs inférieures à 4 et 10 % respectivement pour l'ensemble des groupes musculaires traduisent également une bonne fidélité puisqu'ils permettent de suivre les changements d'une personne dans le temps de manière fidèle.

Bien que les conclusions de cette étude abondent dans le même sens que grand nombre d'études publiées sur le sujet, les données sont difficilement comparables vu la grande diversité des protocoles de mesures, des unités de mesure utilisées et les limites associées à ceux-ci, tel que mentionné au chapitre 1. Seuls quelques auteurs ont rapporté des valeurs de moments de force musculaire (Alfuth & Hahm, 2016; Bazett-Jones & Squier, 2020; Hansen et al., 2015; Kilmer et al., 1997; Krause et al., 2014; Stockton et al., 2011). Parmi les études identifiées, quatre d'entre elles évaluent certains groupes musculaires dans une position contre gravité (Alfuth & Hahm, 2016; Bazett-Jones & Squier, 2020; Kilmer et al., 1997; Krause et al., 2014) et deux d'entre elles ne fournissent pas d'intervalles de confiance à 95 % pour les CCI limitant l'interprétation des résultats (Kilmer et al., 1997; Krause et al., 2014). Néanmoins, il est tout de même possible de faire certaines comparaisons. En général, les valeurs de CCI obtenues dans notre étude sont similaires et même supérieures pour certains groupes musculaires, tels que les éverseurs et les fléchisseurs dorsaux de la cheville. En effet, Kilmer et al. (1997) ont rapporté un CCI de 0.67 et de 0.38 en intra et en interévaluateurs respectivement, ce qui est largement inférieur aux données rapportées dans notre étude. Nos valeurs de fidélité obtenues pour les éverseurs de la cheville sont également supérieures à celles rapportées dans l'étude de Alfuth et al. (2016), qui ont obtenu des CCI entre variant 0,625 et 0,813 et 0.773 et 0,829 en intra et interévaluateurs également lorsqu'évalués en position couchée. Cependant, dans cette dernière étude, le dynamomètre était maintenu en place sur le segment évalué à l'aide d'une sangle de stabilisation et non par l'évaluateur. Le protocole développé pour l'évaluation des fléchisseurs dorsaux et des éverseurs de la cheville dans notre étude semble donc permettre une meilleure discrimination entre les individus de l'échantillon à l'étude et donc permettre l'obtention de données plus fidèles.

En ce qui concerne les ESM et les CMD, seules les études ayant publié des valeurs de moment de force musculaire peuvent réellement servir d'éléments de comparaison. En effet, comme la mesure du bras de levier représente une source d'erreur additionnelle, les

paramètres d'erreurs selon qu'ils sont présentés en valeur absolue ou relative, seront affectés. Seulement 3 études parmi celles ayant mesuré des moments de force ont calculé les ESM et les CMD (Bazett-Jones & Squier, 2020; Hansen et al., 2015; Stockton et al., 2011). Les valeurs publiées dans ces 3 études sont nettement supérieures à celles obtenues à partir de notre protocole d'évaluation. Par exemple, Hansen et al. (2015) ont rapporté une ESM et un CMD de 5,1 et 14,1 Nm respectivement pour les extenseurs du genou en intraévaluateur au cours d'une même session comparativement 0,96 et 2,65 Nm dans notre étude. Stockton et al. (2011) quant à eux rapportent des valeurs relatives variant entre 6,5 et 14,0 % pour l'ESM et 18 et 39 % pour le CMD pour les 5 groupes musculaires évalués. Bref, l'erreur associée à notre protocole de mesure, erreur qui est inclusive des mesures de force et de bras de levier, est malgré tout beaucoup moins importante. Notre protocole de mesure permet donc une meilleure détection des changements de force musculaire dans le temps chez une même personne, malgré une source d'erreur additionnelle imposée par la mesure du bras de levier.

Et effectivement, la force de notre protocole de mesure réside dans sa rigueur et dans le respect d'une série de principes directeurs en biomécanique pour l'évaluation de la FMMI, qui permettent de réduire les sources d'erreur potentielles. De plus, l'utilisation du MEDup™ comme dynamomètre est également un des avantages de ce protocole de mesure. Le fait que le MEDup™ soit un DM de type « push-pull » évaluant les forces en mode compression et en distraction, procure un avantage pour l'évaluation de nombreux groupes musculaire des membres inférieurs, qui génèrent de plus grandes forces. L'évaluation de ces groupes musculaires avec un DM de type compression, tel que le MicroFET demande un effort supplémentaire pour les évaluateurs et il est alors difficile de demeurer stable. La capacité de résistance maximale des évaluateurs en mode compression se situe normalement entre 300 et 350 N, alors que les extenseurs de la hanche, par exemple, peuvent générer des forces supérieures à 600 N. Il est donc inimaginable qu'un évaluateur puisse demeurer stable avec de telles forces sans aucune aide supplémentaire. La conception du MEDup™ offre également

des avantages mécaniques. En effet, la poignée-pistolet et les poignées latérales du dynamomètre permettent une position neutre au niveau du poignet, permettent à l'évaluateur de résister avec les deux mains et l'appui du DM sur la surface d'évaluation et/ou jambes de l'évaluateur augmentant ainsi la stabilité du DM et la capacité de résistance de l'évaluateur.

Malgré les excellentes fidélités obtenues à partir du calcul des CCI et des ESM, ainsi que la grande rigueur de ce protocole de mesure, l'analyse des graphiques à nuage de points produits par la méthode de Bland et Altman démontre une moins bonne concordance intra et interévaluateur pour certains groupes musculaires, ce qui suggère qu'il y a encore place à amélioration. En effet, des biais systématiques ont été observés pour 4 groupes musculaires sur 17 (fléchisseurs de l'épaule, extenseurs du coude, rotateurs internes de la hanche, éverseurs de la cheville) en intraévaluateur et 8 groupes musculaires sur 17 en interévaluateur (fléchisseurs de l'épaule et du poignet, rotateurs internes et externes de la hanche, fléchisseurs et extenseurs de la hanche, fléchisseurs du genou et éverseurs de la cheville) tel que mentionné dans l'article exposé au Chapitre 3. Par contre, en général, les biais systématiques sont faibles, soit inférieurs à 4 Nm pour la majorité des groupes musculaires, ce qui cliniquement parlant est tout de même acceptable. Par contre, les extenseurs de la hanche présentent un biais systématique négatif plus important. Cela signifie qu'une différence importante est observée entre l'évaluateur 1 et l'évaluateur 2 et que l'évaluateur 2 enregistre des forces systématiquement beaucoup plus élevées que l'évaluateur 1. Ces résultats sont surprenants considérant que la capacité de résistance des évaluateurs n'a aucun impact pour l'évaluation de ce groupe musculaire. En effet, le seul rôle de l'évaluateur pour l'évaluation de ce groupe musculaire consiste à s'assurer du bon positionnement du participant et à maintenir le DM en place entre le segment jambe et la sangle de stabilisation telle qu'illustrée sur la figure 4-2 ci-dessous.



Figure 4-2 : Évaluation du groupe musculaire des extenseurs de la hanche.

Cette différence pourrait être expliquée par l'effet d'apprentissage du mouvement entre le premier et le second temps d'évaluation. Cependant, le même effet n'est pas observé entre le premier et le 3^e temps de mesure, ce qui infirme cette hypothèse. La différence observée semble donc directement liée au changement d'évaluateurs. Une différence de positionnement au niveau de l'angle entre le segment jambe et le tronc pourrait peut-être expliquer cette différence. L'utilisation d'un goniomètre pourrait alors être une option envisageable afin de s'assurer du bon positionnement du segment jambe. Donc, malgré une procédure très bien décrite, il persiste des différences pour certains groupes musculaires lorsque les évaluations sont réalisées par différents intervenants.

Les graphiques nous permettent également de visualiser que certains groupes musculaires démontrent une moins grande concordance lorsque les personnes sont plus fortes comme c'est le cas pour les fléchisseurs du poignet, de la hanche et du genou. Par exemple, la concordance interévaluateurs pour les fléchisseurs du genou et de la hanche semble affectée par la capacité de résistance des évaluateurs, capacités qui semblent être influencée par le poids des évaluateurs. Plus précisément, on observe une différence de force musculaire qui tend à augmenter positivement avec l'augmentation de la force moyenne déployée par les

participants. Cela signifie que plus la force déployée par les participants est élevée et plus l'évaluateur 1 enregistre des forces importantes par rapport à l'évaluateur 2. Pour l'évaluation de ces 2 groupes musculaires, l'évaluateur est en position assise et doit maintenir en place le dynamomètre derrière ses jambes à l'aide des poignées latérales tel qu'illustré sur la Figure 4-3. Cette observation mériterait d'être validée avec un plus grand nombre d'évaluateurs.

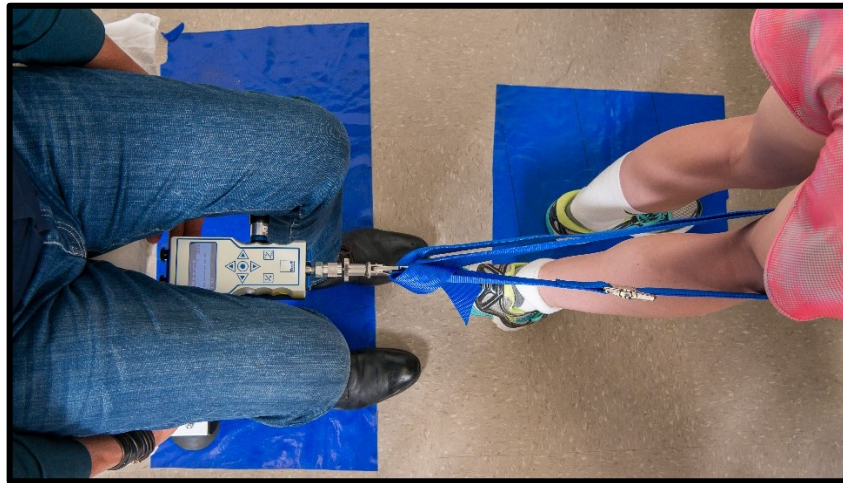


Figure 4-3 : Évaluation du groupe musculaire des fléchisseurs de la hanche

La capacité de l'évaluateur est médiée non pas par la force de l'évaluateur, mais plutôt par son poids. Un évaluateur plus léger serait donc plus facilement tiré/soulevé de sa chaise et emporté vers l'avant et aura de ce fait tendance à tirer vers l'arrière pour demeurer en place, pouvant possiblement induire un *break test* et une augmentation de force enregistrée par le DM. Dans notre étude, l'évaluateur 1 pèse 20 kg de moins que l'évaluateur 2, cette hypothèse pourrait donc concorder avec les résultats observés. De plus, l'augmentation de la différence observée entre les deux évaluateurs semble augmenter lorsque les forces atteignent près de 125 Nm pour les deux groupes musculaires, ce qui représenterait la limite de capacité de résistance de l'évaluateur 1 avec cette technique. Une façon de contrer partiellement cette limite consiste à prendre appui sur la table en étendant un bras devant soi, ce qui empêche l'évaluateur d'être déplacé vers l'avant. Toutefois, cette solution n'est malheureusement pas suffisante pour permettre une bonne stabilité lorsque les participants produisent de très

grandes forces. Quant aux fléchisseurs du poignet, l'augmentation de la différence ne semble pas associée aux caractéristiques des évaluateurs considérant que la différence augmente de part et d'autre de l'origine avec l'augmentation de la force des individus, soit une répartition des points sur le graphique suivant une forme conique. La concordance des données est donc réduite lorsque les forces enregistrées dépassent 12,5 Nm, ce qui représente une force enregistrée par le DynM de près de 200 à 250 N. Il est cependant difficile d'expliquer les raisons qui expliquent cet effet. Est-ce dû à une moins bonne stabilité du DM, ou encore à la surface d'appui du DM qui peut glisser à l'intérieur de la paume de la main?

Bref, ces exemples démontrent que malgré un mode opératoire normalisé très rigoureux, le respect des principes directeurs et l'utilisation d'un DM procurant de nombreux avantages mécaniques, il existe encore des biais systématiques significatifs pour certains groupes musculaires et le protocole d'évaluation pourrait encore bénéficier d'améliorations afin de réduire ces biais.

Les travaux de recherche réalisés dans le cadre de cette maîtrise en recherche démontrent qu'il n'existe toujours pas de consensus dans la littérature sur les meilleures méthodes à privilégier pour l'évaluation de la force musculaire par dynamométrie manuelle pour l'ensemble des groupes musculaires des membres supérieurs et inférieurs vu la grande variabilité observée dans les protocoles de mesures utilisés actuellement. Certes, le protocole développé par notre équipe démontre de bonnes fidélités intra et interévaluateur relatives et absolues pour l'ensemble des 17 groupes musculaires évalués et semble être une méthode à privilégier pour l'évaluation de la force musculaire. Toutefois, bien que la validité de critère ait été évaluée chez une clientèle pédiatrique, la validité de ce protocole n'a toujours pas été étudiée chez l'adulte. Il aurait été pertinent de le faire conjointement avec l'évaluation de la fidélité intra et interévaluateurs, mais cela aurait nécessité de nombreuses heures de travail supplémentaires, en plus des ressources humaines et monétaires supplémentaires

nécessaires pour réaliser un tel projet. Ceci en fait dépassait largement le cadre d'un projet de maîtrise en recherche réalisable dans les temps voulus. Cette étape pourrait toutefois être réalisée dans un prochain projet de recherche. De plus, il aurait également été intéressant de comparer les mesures de fidélité intra et interévaluateurs obtenues à partir des valeurs en Newton, sans la mesure du bras de levier, et celles obtenues en Newton-mètre. Ces analyses auraient permis d'estimer l'erreur de mesure strictement associée à la mesure de la force permettant ainsi d'effectuer des comparaisons avec les études n'ayant pas utilisé le Newton-mètre comme unité de mesure.

L'utilisation de ce protocole d'évaluation de la force musculaire devrait être encouragée et privilégiée en clinique puisqu'il permet d'évaluer la force des patients et suivre l'évolution de leur condition dans le temps, et ce, même lorsque l'évaluation est réalisée par différents intervenants au fil du temps. Cela constitue assurément un avantage clinique important considérant qu'un roulement fréquent du personnel est observé dans les milieux cliniques. De plus, tout nous indique qu'il s'agit d'un protocole de mesure idéal pour l'établissement de futures valeurs de référence pour la majorité des groupes musculaire des membres supérieurs et inférieurs, ce qui a déjà été entamé et pourra bientôt répondre à un important besoin dans le domaine de la réadaptation et des maladies neuromusculaires.

Bien sûr, notre étude présente certaines limites principalement liées à la généralisation restreinte des données obtenues. En effet, il est important de spécifier que les données obtenues s'appliquent uniquement pour le protocole développé présenté dans ce mémoire et pour une population similaire. Pour qu'une comparaison soit possible, les valeurs de force musculaire doivent donc être obtenues à partir des mêmes positionnements et avec l'utilisation du même modèle de DM, soit le MEDup™. Une autre limite concerne l'absence de certains groupes musculaires dans le protocole de mesure tels que les adducteurs de la hanche, les inverseurs et fléchisseurs plantaires de la cheville, ainsi que les extenseurs et adducteurs de

l'épaule. Une des forces de notre étude et du mode opératoire normalisé développé est sa validité interne : le protocole a été développé avec une grande rigueur et sa description très détaillée lui permet d'être facilement reproductible en clinique lorsque le clinicien possède la formation de base requise. Et justement, à cet égard, une formation sur l'utilisation du DM et le mode opératoire normalisé a également été mise sur pied pour les professionnels de la santé afin de faciliter l'intégration et l'utilisation de celui-ci en clinique. De plus, du point de vue du transfert de connaissances, il faut noter que le protocole développé pour lequel certaines qualités métrologiques sont maintenant connues est le plus complet à notre connaissance avec un protocole permettant l'évaluation de 17 groupes musculaires.

CONCLUSION

La réalisation de ce mémoire a permis de démontrer qu'il n'y avait actuellement aucune valeur de référence disponible de la FMMI chez l'adulte pour l'ensemble des groupes musculaires des membres supérieurs et inférieurs et que les protocoles d'évaluation ayant été développés jusqu'à maintenant ne respectent pas l'ensemble des principes directeurs essentiels pour obtenir des valeurs de moment de force musculaire maximale isométrique valides à l'aide du DM. Le second volet de ce mémoire démontre que le protocole d'évaluation standardisé développé dans cette étude représente une méthode de choix pour l'évaluation de la force musculaire en clinique et en recherche considérant ses excellentes mesures de fidélité intra et interévaluateurs pour l'ensemble des 17 groupes musculaires évalués. Le protocole d'évaluation utilisé dans ce mémoire apparaît donc idéal pour le développement de futures valeurs de référence chez l'adulte pour l'ensemble des groupes musculaires des membres supérieurs et inférieurs.

RÉFÉRENCES

- Acevedo, R. J., Rivera-Vega, A., Miranda, G., & Micheo, W. (2014). Anterior cruciate ligament injury: identification of risk factors and prevention strategies. *Current sports medicine reports*, 13(3), 186-191. doi : 10.1249/jsr.0000000000000053
- Addison, O., Inacio, M., Bair, W. N., Beamer, B. A., Ryan, A. S., & Rogers, M. W. (2017). Role of Hip Abductor Muscle Composition and Torque in Protective Stepping for Lateral Balance Recovery in Older Adults. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 98(6), 1223-1228. doi : 10.1016/j.apmr.2016.10.009
- Adsuar, J. C., Olivares, P. R., del Pozo-Cruz, B., Parraca, J. A., & Gusi, N. (2011). Test-retest reliability of isometric and isokinetic knee extension and flexion in patients with fibromyalgia: evaluation of the smallest real difference. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 92(10), 1646-1651. doi : 10.1016/j.apmr.2011.04.017
- Al-Abdulwahab, S. S. (1999). The effects of aging on muscle strength and functional ability of healthy Saudi Arabian males. *Annals of Saudi medicine*, 19(3), 211-215. doi : 10.5144/0256-4947.1999.211
- Al Snih, S., Markides, K. S., Ottenbacher, K. J., & Raji, M. A. (2004). Hand grip strength and incident ADL disability in elderly Mexican Americans over a seven-year period. *Aging clinical and experimental research*, 16(6), 481-486. doi : 10.1007/bf03327406
- Alfuth, M., & Hahm, M. M. (2016). Reliability, Comparability, and Validity of Foot Inversion and Eversion Strength Measurements Using a Hand-Held Dynamometer. *International journal of sports physical therapy*, 11(1), 72-84.
- American College of Sports and Medicine. (2009). Progression Models in Resistance Training for Healthy Adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(3), 687-708. doi : 10.1249/MSS.0b013e3181915670
- Andreacci, J. L., LeMura, L. M., Cohen, S. L., Urbansky, E. A., Chelland, S. A., & Von Duvillard, S. P. (2002). The effects of frequency of encouragement on performance during maximal exercise testing. *Journal of Sports Sciences*, 20(4), 345-352. doi : 10.1080/026404102753576125
- Andrews, A. W., Thomas, M. W., & Bohannon, R. W. (1996). Normative values for isometric muscle force measurements obtained with hand-held dynamometers. *Physical therapy*, 76(3), 248-259. doi : 10.1093/ptj/76.3.248
- Anzak, A., Tan, H., Pogosyan, A., & Brown, P. (2011). Doing better than your best: loud auditory stimulation yields improvements in maximal voluntary force. *Experimental brain research*, 208(2), 237-243. doi : 10.1007/s00221-010-2474-1
- Argus, C. K., Gill, N. D., Keogh, J. W., & Hopkins, W. G. (2011). Acute effects of verbal feedback on upper-body performance in elite athletes. *Journal of strength and conditioning research*, 25(12), 3282-3287. doi : 10.1519/JSC.0b013e3182133b8c
- Arnold, C. M., Warkentin, K. D., Chilibeck, P. D., & Magnus, C. R. (2010). The reliability and validity of handheld dynamometry for the measurement of lower-extremity muscle strength in older adults. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(3), 815-824.

- Atkinson, G., & Nevill, A. M. (1998). Statistical Methods For Assessing Measurement Error (Reliability) in Variables Relevant to Sports Medicine. *Sports Medicine*, 26(4), 217-238. doi : 10.2165/00007256-199826040-00002
- Awatani, T., Morikita, I., Shinohara, J., Mori, S., Nariai, M., Tatsumi, Y.,... Koshiha, H. (2016). Intra- and inter-rater reliability of isometric shoulder extensor and internal rotator strength measurements performed using a hand-held dynamometer. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(11), 3054-3059. doi : 10.1589/jpts.28.3054
- Bartlett, J. W., & Frost, C. (2008). Reliability, repeatability and reproducibility: analysis of measurement errors in continuous variables. *Ultrasound in Obstetrics & Gynecology*, 31(4), 466-475. doi : 10.1002/uog.5256
- Baschung Pfister, P., de Bruin, E. D., Sterkele, I., Maurer, B., de Bie, R. A., & Knols, R. H. (2018). Manual muscle testing and hand-held dynamometry in people with inflammatory myopathy: An intra- and interrater reliability and validity study. *PLoS One*, 13(3), e0194531. doi : 10.1371/journal.pone.0194531
- Bazett-Jones, D. M., & Squier, K. (2020). Measurement properties of hip strength measured by handheld dynamometry: Reliability and validity across the range of motion. *Physical Therapy in Sport*, 42, 100-106. doi : 10.1016/j.ptsp.2020.01.005
- Beenakker, E., Van der Hoeven, J., Fock, J., & Maurits, N. (2001). Reference values of maximum isometric muscle force obtained in 270 children aged 4–16 years by hand-held dynamometry. *Neuromuscular Disorders*, 11(5), 441-446.
- Belkhiria, C., De Marco, G., & Driss, T. (2018). Effects of verbal encouragement on force and electromyographic activations during exercise. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 58(5), 750-757. doi : 10.23736/s0022-4707.17.07282-6
- Bittmann, F. N., Dech, S., Aehle, M., & Schaefer, L. V. (2020). Manual Muscle Testing-Force Profiles and Their Reproducibility. *Diagnostics (Basel)*, 10(12). doi : 10.3390/diagnostics10120996
- Bland, J. M., & Altman, D. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet*, 327(8476), 307-310.
- Bohannon, R. W. (1988). Make tests and break tests of elbow flexor muscle strength. *Physical Therapy*, 68(2), 193-194. doi : 10.1093/ptj/68.2.193
- Bohannon, R. W. (1997). Reference Values for Extremity Muscle Strength Obtained by Hand-Held Dynamometry From Adults Aged 20 to 79 Years. *Archives of Physical Medicine in Rehabilitation*, 78(1), 26-32.
- Bohannon, R. W. (1999). Intertester reliability of hand-held dynamometry: a concise summary of published research. *Perceptual and Motor Skills*, 88(3 Pt 1), 899-902. doi : 10.2466/pms.1999.88.3.899
- Bohannon, R. W. (2011). Literature reporting normative data for muscle strength measured by hand-held dynamometry: A systematic review. *Isokinetics and Exercise Science*, 19(3), 143-147. doi : 10.3233/ies-2011-0415
- Buckinx, F., Croisier, J. L., Charles, A., Petermans, J., Reginster, J. Y., Rygaert, X., & Bruyere, O. (2019). Normative data for isometric strength of 8 different muscle groups and their usefulness as a predictor of loss of autonomy among physically

- active nursing home residents: the SENIOR cohort. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 19(3), 258-265.
- Buckinx, F., Croisier, J. L., Reginster, J. Y., Dardenne, N., Beaudart, C., Slomian, J.,... Bruyère, O. (2017). Reliability of muscle strength measures obtained with a hand-held dynamometer in an elderly population. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 37(3), 332-340.
- Buckinx, F., Rolland, Y., Reginster, J. Y., Ricour, C., Petermans, J., & Bruyère, O. (2015). Burden of frailty in the elderly population: perspectives for a public health challenge. *Arch Public Health*, 73(1), 19. doi : 10.1186/s13690-015-0068-x
- Burns, S. P., Breuninger, A., Kaplan, C., & Marin, H. (2005). Hand-held dynamometry in persons with tetraplegia: comparison of make- versus break-testing techniques. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(1), 22-29. doi : 10.1097/01.phm.0000150790.99514.c6
- Chamorro, C., Arancibia, M., Trigo, B., Arias-Poblete, L., & Jerez-Mayorga, D. (2021). Absolute Reliability and Concurrent Validity of Hand-Held Dynamometry in Shoulder Rotator Strength Assessment: Systematic Review and Meta-Analysis. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(17). doi : 10.3390/ijerph18179293
- Chamorro, C., Armijo-Olivo, S., De la Fuente, C., Fuentes, J., & Javier Chiroso, L. (2017). Absolute Reliability and Concurrent Validity of Hand Held Dynamometry and Isokinetic Dynamometry in the Hip, Knee and Ankle Joint: Systematic Review and Meta-analysis. *Open Medicine (Wars)*, 12, 359-375. doi : 10.1515/med-2017-0052
- Chandler, T. J., & Brown, L. E. (2008). *Conditioning for strength and human performance*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Cools, A. M., De Wilde, L., Van Tongel, A., Ceysens, C., Ryckewaert, R., & Cambier, D. C. (2014). Measuring shoulder external and internal rotation strength and range of motion: comprehensive intra-rater and inter-rater reliability study of several testing protocols. *Journal of Shoulder Elbow Surgery*, 23(10), 1454-1461. doi : 10.1016/j.jse.2014.01.006
- Cormie, P., McGuigan, M. R., & Newton, R. U. (2011). Developing maximal neuromuscular power: Part 1--biological basis of maximal power production. *Sports Medicine*, 41(1), 17-38. doi : 10.2165/11537690-000000000-00000
- Costill, D. L., & Wilmore, J. H. (2006). *Physiologie du sport et de l'exercice : adaptations physiologiques à l'exercice physique* (3e éd.). Paris : De Boeck.
- Dahlqvist, C., Nordander, C., Granqvist, L., Forsman, M., & Hansson, G. (2018). Comparing two methods to record maximal voluntary contractions and different electrode positions in recordings of forearm extensor muscle activity: Refining risk assessments for work-related wrist disorders. *Work*, 59(2), 231-242. doi : 10.3233/wor-172668
- Danneskiold-Samsøe, B., Bartels, E., Bülow, P., Lund, H., Stockmarr, A., Holm, C.,... Bliddal, H. (2009). Isokinetic and isometric muscle strength in a healthy population with special reference to age and gender. *Acta physiologica*, 197, 1-68.

- Daubney, M. E., & Culham, E. G. (1999). Lower-Extremity Muscle Force and Balance Performance in Adults Aged 65 Years and Older. *Physical Therapy*, 79(12), 1177-1185. doi : 10.1093/ptj/79.12.1177
- de Araujo Ribeiro Alvares, J. B., Rodrigues, R., de Azevedo Franke, R., da Silva, B. G., Pinto, R. S., Vaz, M. A., & Baroni, B. M. (2015). Inter-machine reliability of the Biodex and Cybex isokinetic dynamometers for knee flexor/extensor isometric, concentric and eccentric tests. *Physical Therapy in Sport*, 16(1), 59-65. doi : 10.1016/j.ptsp.2014.04.004
- De Oliveira, I. O., Pilz, B., Junior, R. L. S., Vasconcelos, R. A., Mello, W., & Grossi, D. B. (2018). Reference values and reliability for lumbopelvic strength and endurance in asymptomatic subjects. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 22(1), 33-41.
- de Sousa, C. S., de Jesus, F. L. A., Machado, M. B., Ferreira, G., Ayres, I. G. T., de Aquino, L. M.,... Gomes-Neto, M. (2019). Lower limb muscle strength in patients with low back pain: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions*, 19(1), 69-78.
- de Vet, H. C., Terwee, C. B., Knol, D. L., & Bouter, L. M. (2006). When to use agreement versus reliability measures. *Journal of Clinical Epidemiology*, 59(10), 1033-1039. doi : 10.1016/j.jclinepi.2005.10.015
- de Vet, H. C., Terwee, C. B., Mokkink, L. B., & Knol, D. L. (2011). *Measurement in medicine: a practical guide*. Cambridge University Press.
- Del Vecchio, A., Negro, F., Holobar, A., Casolo, A., Folland, J. P., Felici, F., & Farina, D. (2019). You are as fast as your motor neurons: speed of recruitment and maximal discharge of motor neurons determine the maximal rate of force development in humans. *The Journal of Physiology*, 597(9), 2445-2456. doi : 10.1113/jp277396
- Dhillon, R. J. S., & Hasni, S. (2017). Pathogenesis and Management of Sarcopenia. *Clinics in geriatric medicine*, 33(1), 17-26. doi : 10.1016/j.cger.2016.08.002
- Ding, L., & Yang, F. (2016). Muscle weakness is related to slip-initiated falls among community-dwelling older adults. *Journal of Biomechanics*, 49(2), 238-243. doi : 10.1016/j.jbiomech.2015.12.009
- Dittmer, D. K., & Teasell, R. (1993). Complications of immobilization and bed rest. Part 1 : Musculoskeletal and cardiovascular complications. *Can Fam Physician*, 39, 1428-1432, 1435-1427.
- Drouin, J. M., Valovich-mcLeod, T. C., Shultz, S. J., Gansneder, B. M., & Perrin, D. H. (2004). Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *European journal of applied physiology*, 91(1), 22-29.
- Dubé, J. A. (2011). *Effet de la douleur et de l'anticipation de la douleur sur l'excitabilité corticospinale*. (Mémoire de maîtrise). Université Laval, Québec. Repéré à <https://corpus.ulaval.ca/entities/publication/63f60d69-855b-4994-8922-3c7bf902c011>
- Dvir, Z. (2004). *Isokinetics : muscle testing, interpretation, and clinical applications* (2e éd.). Edinburgh : Churchill Livingstone.
- Engel, F. A., Faude, O., Kölling, S., Kellmann, M., & Donath, L. (2019). Verbal Encouragement and Between-Day Reliability During High-Intensity Functional

- Strength and Endurance Performance Testing. *Front Physiol*, 10, 460. doi : 10.3389/fphys.2019.00460
- English, K. L., & Paddon-Jones, D. (2010). Protecting muscle mass and function in older adults during bed rest. *Current Opinion in Clinical Nutrition and Metabolic Care*, 13(1), 34-39. doi : 10.1097/MCO.0b013e328333aa66
- Feigenbaum, M. S., & Pollock, M. L. (1999). Prescription of resistance training for health and disease. *Medicine and Science in Sports Exercise*, 31(1), 38-45. doi : 10.1097/00005768-199901000-00008
- Ferri-Caruana, A., Prades-Insa, B., & Serra-AÑÓ, P. (2020). Effects of pelvic and core strength training on biomechanical risk factors for anterior cruciate ligament injuries. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 60(8), 1128-1136. doi : 10.23736/s0022-4707.20.10552-8
- Finsterer, J., & Zarrouk-Mahjoub, S. (2016). Treatment of muscle weakness in neuromuscular disorders. *Expert Review of Neurotherapeutics*, 16(12), 1383-1395. doi : 10.1080/14737175.2016.1206471
- Fokke, C., van den Berg, B., Drenthen, J., Walgaard, C., van Doorn, P. A., & Jacobs, B. C. (2014). Diagnosis of Guillain-Barré syndrome and validation of Brighton criteria. *Brain*, 137(Pt 1), 33-43. doi : 10.1093/brain/awt285
- Fransen, K., Boen, F., Vansteenkiste, M., Mertens, N., & Vande Broek, G. (2018). The power of competence support: The impact of coaches and athlete leaders on intrinsic motivation and performance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 28(2), 725-745. doi : 10.1111/sms.12950
- Geffré, A., Friedrichs, K., Harr, K., Concordet, D., Trumel, C., & Braun, J. P. (2009). Reference values: a review. *Veterinary Clinical Pathology*, 38(3), 288-298. doi : 10.1111/j.1939-165X.2009.00179.x
- González-Rosalén, J., Benítez-Martínez, J. C., Medina-Mirapeix, F., Cuerda-Del Pino, A., Cervelló, A., & Martín-San Agustín, R. (2021). Intra- and Inter-Rater Reliability of Strength Measurements Using a Pull Hand-Held Dynamometer Fixed to the Examiner's Body and Comparison with Push Dynamometry. *Diagnostics (Basel)*, 11(7). doi : 10.3390/diagnostics11071230
- Graven-Nielsen, T., Lund, H., Arendt-Nielsen, L., Danneskiold-Samsøe, B., & Bliddal, H. (2002). Inhibition of maximal voluntary contraction force by experimental muscle pain: a centrally mediated mechanism. *Muscle Nerve*, 26(5), 708-712. doi : 10.1002/mus.10225
- Hamel, D., Tremblay, B., & Nolin, B. (2019). *Étude des blessures subies au cours de la pratique d'activités récréatives et sportives au Québec en 2015-2016*. (pp. 73). Québec : Institut national de santé publique du Québec. Repéré à https://www.inspq.gc.ca/sites/default/files/publications/2525_blessures_activites_recreatives_sportives.pdf
- Hansen, E. M., McCartney, C. N., Sweeney, R. S., Palimenio, M. R., & Grindstaff, T. L. (2015). Hand-held Dynamometer Positioning Impacts Discomfort During Quadriceps Strength Testing: A Validity and Reliability Study. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 10(1), 62-68.

- Hayes, K. W., & Falconer, J. (1992). Reliability of hand-held dynamometry and its relationship with manual muscle testing in patients with osteoarthritis in the knee. *Journal of Orthopedics & Sports Physical Therapy*, 16(3), 145-149. doi : 10.2519/jospt.1992.16.3.145
- Haynes, E. M. K., Neubauer, N. A., Cornett, K. M. D., O'Connor, B. P., Jones, G. R., & Jakobi, J. M. (2020). Age and sex-related decline of muscle strength across the adult lifespan: a scoping review of aggregated data. *Applied Physiology, Nutrition and Metabolism*, 45(11), 1185-1196. doi : 10.1139/apnm-2020-0081
- Hébert, L., Gravel, D., & Arsenault, B. (1995). Comparisons of mechanical and electromyographical muscular utilization ratios. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 27(2), 83-88.
- Hébert, L. J. (2019). Évaluation de la force musculaire et dynamomètres manuels : Concepts de base et applications pratiques. 4e édition. *INVENTUM, Bibliothèque nationale du Québec et Bibliothèque et Archives Canada*, 292.
- Hébert, L. J., Maltais, D. B., Lepage, C., Saulnier, J., & Crête, M. (2015). Hand-held dynamometry isometric torque reference values for children and adolescents. *Pediatr Phys Ther.*, 27(4), 414.
- Hébert, L. J., Maltais, D. B., Lepage, C., Saulnier, J., Crête, M., & Perron, M. (2011). Isometric Muscle Strength in Youth Assessed by Hand-held Dynamometry: A Feasibility, Reliability, and Validity Study. *Pediatric Physical Therapy*, 23(3), 289-299.
- Hébert, L. J., Remec, J. F., Saulnier, J., Vial, C., & Puymirat, J. (2010). The use of muscle strength assessed with handheld dynamometers as a non-invasive biological marker in myotonic dystrophy type 1 patients: a multicenter study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 11(1), 72. doi : 10.1186/1471-2474-11-72
- Helgerud, J., Thomsen, S. N., Hoff, J., Strandbråten, A., Leivseth, G., Unhjem, R., & Wang, E. (2020). Maximal strength training in patients with Parkinson's disease: impact on efferent neural drive, force-generating capacity, and functional performance. *Journal of Applied Physiology*, 129(4), 683-690. doi : 10.1152/jappphysiol.00208.2020
- Henneman, E. (1957). Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science*, 126(3287), 1345-1347.
- Henriksen, M., Rosager, S., Aaboe, J., Graven-Nielsen, T., & Bliddal, H. (2011). Experimental knee pain reduces muscle strength. *The Journal of Pain*, 12(4), 460-467. doi : 10.1016/j.jpain.2010.10.004
- Herzog, W. (2014). Mechanisms of enhanced force production in lengthening (eccentric) muscle contractions. *Journal of Applied Physiology* 116(11), 1407-1417. doi : 10.1152/jappphysiol.00069.2013
- Hodges, P. W., & Tucker, K. (2011). Moving differently in pain: a new theory to explain the adaptation to pain. *Pain*, 152(3 Suppl), S90-S98. doi : 10.1016/j.pain.2010.10.020
- Hogrel, J. Y., Payan, C. A., Ollivier, G., Tanant, V., Attarian, S., Couillandre, A.,... Desnuelle, C. (2007). Development of a French isometric strength normative database for adults using quantitative muscle testing. *archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(10), 1289-1297. doi : 10.1016/j.apmr.2007.07.011

- Holt, K. L., Raper, D. P., Boettcher, C. E., Waddington, G. S., & Drew, M. K. (2016). Hand-held dynamometry strength measures for internal and external rotation demonstrate superior reliability, lower minimal detectable change and higher correlation to isokinetic dynamometry than externally-fixed dynamometry of the shoulder. *Physical Therapy in Sport*, 21, 75-81. doi : 10.1016/j.ptsp.2016.07.001
- Hunter, G. R., McCarthy, J. P., Carter, S. J., Bamman, M. M., Gaddy, E. S., Fisher, G.,... Newcomer, B. R. (2015). Muscle fiber type, Achilles tendon length, potentiation, and running economy. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(5), 1302-1309. doi : 10.1519/jsc.0000000000000760
- Ian, H., & Stephen, B. (2011). Self-efficacy and its relationship to selected sport psychological constructs in the prediction of performance in ironman triathlon. *Journal of Human Sport and Exercise*, 6(2), 328-350. doi : 10.4100/jhse.2011.62.14
- Johansson, C. A., Kent, B. E., & Shepard, K. F. (1983). Relationship between verbal command volume and magnitude of muscle contraction. *Physical Therapy*, 63(8), 1260-1265. doi : 10.1093/ptj/63.8.1260
- Jung, M.-C., & Hallbeck, S. (2004). Quantification of the effects of instruction type, verbal encouragement, and visual feedback on static and peak handgrip strength. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 34. doi : 10.1016/j.ergon.2004.03.008
- Kaplan, Y., & Witvrouw, E. (2019). When Is It Safe to Return to Sport After ACL Reconstruction? Reviewing the Criteria. *Sports Health*, 11(4), 301-305. doi : 10.1177/1941738119846502
- Keating, J. L., & Matyas, T. A. (1996). The influence of subject and test design on dynamometric measurements of extremity muscles. *Physical Therapy*, 76(8), 866-889. doi : 10.1093/ptj/76.8.866a
- Kelln, B. M., McKeon, P. O., Gontkof, L. M., & Hertel, J. (2008). Hand-held dynamometry: reliability of lower extremity muscle testing in healthy, physically active, young adults. *Journal of Sport Rehabilitation*, 17(2), 160-170. doi : 10.1123/jsr.17.2.160
- Kilmer, D. D., McCrory, M. A., Wright, N. C., Rosko, R. A., Kim, H. R., & Aitkens, S. G. (1997). Hand-held dynamometry reliability in persons with neuropathic weakness. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78(12), 1364-1368. doi : 10.1016/s0003-9993(97)90311-7
- Kim, M. J., Kang, B. H., Park, S. H., Kim, B., Lee, G. Y., Seo, Y. M.,... Yoo, J. I. (2020). Association of the Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC) with Muscle Strength in Community-Dwelling Elderly with Knee Osteoarthritis. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(7). doi : 10.3390/ijerph17072260
- Kim, S. G., & Lee, Y. S. (2015). The intra- and inter-rater reliabilities of lower extremity muscle strength assessment of healthy adults using a hand held dynamometer. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(6), 1799-1801. doi : 10.1589/jpts.27.1799
- Kim, S. G., Lim, D. H., & Cho, Y. H. (2016). Analysis of the reliability of the make test in young adults by using a hand-held dynamometer. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(8), 2238-2240. doi : 10.1589/jpts.28.2238
- Kirshblum, S. C., Waring, W., Biering-Sorensen, F., Burns, S. P., Johansen, M., Schmidt-Read, M.,... Krassioukov, A. (2011). Reference for the 2011 revision of the

International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 34(6), 547-554. doi : 10.1179/107902611x13186000420242

Kolber, M. J., & Cleland, J. A. (2005). Strength testing using hand-held dynamometry. *Physical Therapy Reviews*, 10(2), 99-112.

Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of chiropractic medicine*, 15(2), 155-163. doi : 10.1016/j.jcm.2016.02.012

Kortebein, P., Ferrando, A., Lombeida, J., Wolfe, R., & Evans, W. J. (2007). Effect of 10 days of bed rest on skeletal muscle in healthy older adults. *Journal of the American Medical Association*, 297(16), 1772-1774. doi : 10.1001/jama.297.16.1772-b

Kottner, J., Audigé, L., Brorson, S., Donner, A., Gajewski, B. J., Hróbjartsson, A.,... Streiner, D. L. (2011). Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies (GRRAS) were proposed. *Journal of Clinical Epidemiology*, 64(1), 96-106. doi : <https://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2010.03.002>

Kraemer, W. J., Deschenes, M. R., & Fleck, S. J. (1988). Physiological adaptations to resistance exercise. Implications for athletic conditioning. *Sports Medicine*, 6(4), 246-256. doi : 10.2165/00007256-198806040-00006

Krause, D. A., Neuger, M. D., Lambert, K. A., Johnson, A. E., DeViny, H. A., & Hollman, J. H. (2014). Effects of examiner strength on reliability of hip-strength testing using a handheld dynamometer. *Journal of Sport Rehabilitation*, 23(1), 56-64. doi : 10.1123/jsr.2012-0070

Landers, K. A., Hunter, G. R., Wetzstein, C. J., Bamman, M. M., & Weinsier, R. L. (2001). The interrelationship among muscle mass, strength, and the ability to perform physical tasks of daily living in younger and older women. *The Journal of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 56(10), B443-448. doi : 10.1093/gerona/56.10.b443

Lepers, R., & Martin, A. (2016). *Biomécanique*. Paris : Ellipses. Repéré à <http://catalogue.bnf.fr/ark:/12148/cb451304300>

Li, K. W., Chu, J. C., & Chen, C. C. (2019). Strength Decrease, Perceived Physical Exertion and Endurance Time for Backpacking Tasks. *Int J Environ Res Public Health*, 16(7). doi : 10.3390/ijerph16071296

Lopez, P., Radaelli, R., Taaffe, D. R., Newton, R. U., Galvão, D. A., Trajano, G. S.,... Pinto, R. S. (2021). Resistance Training Load Effects on Muscle Hypertrophy and Strength Gain: Systematic Review and Network Meta-analysis. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 53(6), 1206-1216. doi : 10.1249/mss.0000000000002585

MacRae, P. G., Lacourse, M., & Moldavon, R. (1992). Physical performance measures that predict faller status in community-dwelling older adults. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 16(3), 123-128.

Mahony, K., Hunt, A., Daley, D., Sims, S., & Adams, R. (2009). Inter-tester reliability and precision of manual muscle testing and hand-held dynamometry in lower limb muscles of children with spina bifida. *Physical and Occupational Therapy in Pediatrics*, 29(1), 44-59. doi : 10.1080/01942630802574858

- Mary, P., Servais, L., & Vialle, R. (2018). Neuromuscular diseases : Diagnosis and management. *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research*, 104(1S), S89-S95. doi : 10.1016/j.otsr.2017.04.019
- McGraw, K. O., & Wong, S. P. (1996). Forming inferences about some intraclass correlation coefficients. *Psychological Methods*, 1(1), 30-46. doi : 10.1037/1082-989X.1.1.30
- McKay, M. J., Baldwin, J. N., Ferreira, P., Simic, M., Vanicek, N., & Burns, J. (2017). Normative reference values for strength and flexibility of 1,000 children and adults. *Neurology*, 88(1), 36-43. doi : 10.1212/WNL.0000000000003466
- McNair, P. J., Depledge, J., Brett Kelly, M., & Stanley, S. N. (1996). Verbal encouragement : effects on maximum effort voluntary muscle action. *British Journal of Sports Medicine*, 30(3), 243-245. doi : 10.1136/bjism.30.3.243
- Mentiplay, B. F., Perraton, L. G., Bower, K. J., Adair, B., Pua, Y. H., Williams, G. P.,... Clark, R. A. (2015). Assessment of lower limb muscle strength and power using hand-held and fixed dynamometry: a reliability and validity study. *PLoS one*, 10(10), e0140822.
- Mentiplay, B. F., Tan, D., Williams, G., Adair, B., Pua, Y. H., Bower, K. J., & Clark, R. A. (2018). Assessment of isometric muscle strength and rate of torque development with hand-held dynamometry: Test-retest reliability and relationship with gait velocity after stroke. *Journal of Biomechanics*, 75, 171-175. doi : 10.1016/j.jbiomech.2018.04.032
- Methenitis, S., Spengos, K., Zaras, N., Stasinaki, A. N., Papadimas, G., Karampatsos, G.,... Terzis, G. (2019). Fiber Type Composition and Rate of Force Development in Endurance- and Resistance-Trained Individuals. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(9), 2388-2397. doi : 10.1519/jsc.0000000000002150
- Miedema, M. C., Douwes, M., & Dul, J. (1997). Recommended maximum holding times for prevention of discomfort of static standing postures. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 19(1), 9-18. doi : [https://doi.org/10.1016/0169-8141\(95\)00037-2](https://doi.org/10.1016/0169-8141(95)00037-2)
- Mokkink, L. B., Terwee, C. B., Patrick, D. L., Alonso, J., Stratford, P. W., Knol, D. L.,... de Vet, H. C. (2010). The COSMIN study reached international consensus on taxonomy, terminology, and definitions of measurement properties for health-related patient-reported outcomes. *Journal of Clinical Epidemiology*, 63(7), 737-745. doi : 10.1016/j.jclinepi.2010.02.006
- Moreland, J. D., Richardson, J. A., Goldsmith, C. H., & Clase, C. M. (2004). Muscle weakness and falls in older adults: a systematic review and meta-analysis. *Journal of the American Geriatrics Society*, 52(7), 1121-1129. doi : 10.1111/j.1532-5415.2004.52310.x
- Moritz, S. E., Feltz, D. L., Fahrback, K. R., & Mack, D. E. (2000). The relation of self-efficacy measures to sport performance: a meta-analytic review. *Research quarterly for exercise and sport*, 71(3), 280-294.
- Muhl, Z. F. (1982). Active length-tension relation and the effect of muscle pinnation on fiber lengthening. *Journal of Morphology*, 173(3), 285-292. doi : 10.1002/jmor.1051730305
- Nadeau, S., Arsénault, A. B., Gravel, D., & Bourbonnais, D. (1999). Analysis of the clinical factors determining natural and maximal gait speeds in adults with A Stroke1. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 78(2), 123-130.

- Nadeau, S., Gravel, D., & Arsenault, A. (1997). Relationships between torque, velocity and power output during plantarflexion in healthy subjects. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 29(1), 49-55.
- Nadeau, S., Gravel, D., Arsenault, A. B., & Bourbonnais, D. (1996). A mechanical model to study the relationship between gait speed and muscular strength. *IEEE transactions on rehabilitation engineering*, 4(4), 386-394.
- Nishikawa, K. (2016). Eccentric contraction: unraveling mechanisms of force enhancement and energy conservation. *The Journal of Experimental Biology*, 219(Pt 2), 189-196. doi : 10.1242/jeb.124057
- Norm. (2022). Dans *Merriam-Webster.com dictionary*. Repéré à <https://www.merriam-webster.com/dictionary/norm>
- Obmiński, Z., & Mroczkowska, H. (2015). Verbal encouragement does not improve maximal isometric hand grip strength in male judokas. A short report. *Journal of Combat Sports and Martial Arts*, 6, 63-66. doi : 10.5604/20815735.1195355
- Olson, V. L., Smidt, G. L., & Johnston, R. C. (1972). The maximum torque generated by the eccentric, isometric, and concentric contractions of the hip abductor muscles. *Physical Therapy*, 52(2), 149-158.
- Petitclerc, É., Hébert, L. J., Mathieu, J., Desrosiers, J., & Gagnon, C. (2017). Lower limb muscle strength impairment in late-onset and adult myotonic dystrophy type 1 phenotypes. *Muscle Nerve*, 56(1), 57-63.
- Petitclerc, É., Hébert, L. J., Mathieu, J., Desrosiers, J., & Gagnon, C. (2018). Relationships between lower limb muscle strength impairments and physical limitations in DM1. *Journal of Neuromuscular Diseases*, 5(2), 215-224.
- Porto, J. M., Freire Júnior, R. C., Bocarde, L., Fernandes, J. A., Marques, N. R., Rodrigues, N. C., & de Abreu, D. C. C. (2019). Contribution of hip abductor-adductor muscles on static and dynamic balance of community-dwelling older adults. *Ageing Clinical and Experimental Research*, 31(5), 621-627. doi : 10.1007/s40520-018-1025-7
- Ramsey, K. A., Rojer, A. G. M., D'Andrea, L., Otten, R. H. J., Heymans, M. W., Trappenburg, M. C.,... Maier, A. B. (2021). The association of objectively measured physical activity and sedentary behavior with skeletal muscle strength and muscle power in older adults: A systematic review and meta-analysis. *Ageing Research Reviews*, 67, 101266. doi : 10.1016/j.arr.2021.101266
- Rantanen, T., Guralnik, J. M., Foley, D., Masaki, K., Leveille, S., Curb, J. D., & White, L. (1999). Midlife hand grip strength as a predictor of old age disability. *Journal of the American Medical Association*, 281(6), 558-560. doi : 10.1001/jama.281.6.558
- Rendos, N. K., Harriell, K., Qazi, S., Regis, R. C., Alipio, T. C., & Signorile, J. F. (2019). Variations in Verbal Encouragement Modify Isokinetic Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(3), 708-716. doi : 10.1519/jsc.0000000000002998
- Rice, D. A., Mannion, J., Lewis, G. N., McNair, P. J., & Fort, L. (2019). Experimental knee pain impairs joint torque and rate of force development in isometric and isokinetic muscle activation. *European Journal of Applied Physiology*, 119(9), 2065-2073. doi : 10.1007/s00421-019-04195-6

- Rohmert, W. (1973). Problems in determining rest allowances: Part 1: Use of modern methods to evaluate stress and strain in static muscular work. *Applied Ergonomics*, 4(2), 91-95. doi : [https://doi.org/10.1016/0003-6870\(73\)90082-3](https://doi.org/10.1016/0003-6870(73)90082-3)
- Roussel, M. P., Fiset, M. M., Gauthier, L., Lavoie, C., McNicoll, E., Pouliot, L.,... Duchesne, E. (2021). Assessment of muscular strength and functional capacity in the juvenile and adult myotonic dystrophy type 1 population: a 3-year follow-up study. *Journal of Neurology*, 268(11), 4221-4237. doi : 10.1007/s00415-021-10533-6
- Roussel, M. P., Hebert, L. J., & Duchesne, E. (2020). Strength-training effectively alleviates skeletal muscle impairments in myotonic dystrophy type 1. *Neuromuscular Disorders*, 30(4), 283-293. doi : 10.1016/j.nmd.2020.02.015
- Roussel, M. P., Hébert, L. J., & Duchesne, E. (2019). Intra-Rater Reliability and Concurrent Validity of Quantified Muscle Testing for Maximal Knee Extensors Strength in Men with Myotonic Dystrophy Type 1. *Journal of neuromuscular diseases*, 6(2), 233-240. doi : 10.3233/jnd-190388
- Ruhdorfer, A., Wirth, W., & Eckstein, F. (2017). Association of knee pain with a reduction in thigh muscle strength - a cross-sectional analysis including 4553 osteoarthritis initiative participants. *Osteoarthritis Cartilage*, 25(5), 658-666. doi : 10.1016/j.joca.2016.10.026
- Ruhdorfer, A., Wirth, W., Hitzl, W., Nevitt, M., & Eckstein, F. (2014). Association of thigh muscle strength with knee symptoms and radiographic disease stage of osteoarthritis: data from the Osteoarthritis Initiative. *Arthritis Care & Research (Hoboken)*, 66(9), 1344-1353. doi : 10.1002/acr.22317
- Sahaly, R., Vandewalle, H., Driss, T., & Monod, H. (2001). Maximal voluntary force and rate of force development in humans--importance of instruction. *European Journal of Applied Physiology*, 85(3-4), 345-350. doi : 10.1007/s004210100451
- Sarsan, A., Ardiç, F., Özgen, M., Topuz, O., & Sermez, Y. (2006). The effects of aerobic and resistance exercises in obese women. *Clinical Rehabilitation*, 20(9), 773-782. doi : 10.1177/0269215506070795
- Schmidt, J., Iverson, J., Brown, S., & Thompson, P. A. (2013). Comparative reliability of the make and break tests for hip abduction assessment. *Physiotherapy : Theory and Practice*, 29(8), 648-657. doi : 10.3109/09593985.2013.782518
- Shah, K. M., Madara, K. C., Diehl, I., Hyer, M., Schur, J., & McClure, P. W. (2020). Shoulder muscle force and electromyography activity during make versus break tests. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 80, 105189. doi : 10.1016/j.clinbiomech.2020.105189
- Silva, S. B., de Abreu, L. C., Valenti, V. E., Nogueira, D. V., Moraes, E. R., Natividade, V.,... Zacaro, P. M. (2013). Verbal and visual stimulation effects on rectus femoris and biceps femoris muscles during isometric and concentric. *International Archives of Medicine*, 6(1), 38. doi : 10.1186/1755-7682-6-38
- Stark, T., Walker, B., Phillips, J. K., Fejer, R., & Beck, R. (2011). Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: a systematic review. *Physical Medicine & Rehabilitation*, 3(5), 472-479.
- Stockton, K. A., Wrigley, T. V., Mengersen, K. A., Kandiah, D. A., Paratz, J. D., & Bennell, K. L. (2011). Test-retest reliability of hand-held dynamometry and functional tests in

systemic lupus erythematosus. *Lupus*, 20(2), 144-150. doi :
10.1177/0961203310388448

- Strasser, F. (2008). Diagnostic criteria of cachexia and their assessment: decreased muscle strength and fatigue. *Current Opinion in Clinical Nutrition and Metabolic Care*, 11(4), 417-421. doi : 10.1097/MCO.0b013e3283025e27
- Stratford, P. W., & Balsor, B. E. (1994). A comparison of make and break tests using a hand-held dynamometer and the Kin-Com. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 19(1), 28-32. doi : 10.2519/jospt.1994.19.1.28
- Takazawa, K., Arisawa, K., Honda, S., Shibata, Y., & Saito, H. (2003). Lower-extremity muscle forces measured by a hand-held dynamometer and the risk of falls among day-care users in Japan: using multinomial logistic regression analysis. *Disability and Rehabilitation*, 25(8), 399-404. doi : 10.1080/0963828031000090416
- Thorborg, K., Bandholm, T., Schick, M., Jensen, J., & Hölmich, P. (2013). Hip strength assessment using handheld dynamometry is subject to intertester bias when testers are of different sex and strength. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23(4), 487-493. doi : 10.1111/j.1600-0838.2011.01405.x
- Thornton, C. A. (2014). Myotonic dystrophy. *Neurologic Clinics*, 32(3), 705-719. doi : 10.1016/j.ncl.2014.04.011
- Thorstensson, A., Grimby, G., & Karlsson, J. (1976). Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. *Journal of Applied Physiology*, 40(1), 12-16. doi : 10.1152/jappl.1976.40.1.12
- Tihanyi, J., Apor, P., & Fekete, G. (1982). Force-velocity-power characteristics and fiber composition in human knee extensor muscles. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 48(3), 331-343. doi : 10.1007/bf00430223
- Turusheva, A., Frolova, E., & Degryse, J. M. (2017). Age-related normative values for handgrip strength and grip strength's usefulness as a predictor of mortality and both cognitive and physical decline in older adults in northwest Russia. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 17(1), 417-432.
- van der Vorst, A., Zijlstra, G. A., Witte, N., Duppen, D., Stuck, A. E., Kempen, G. I., & Schols, J. M. (2016). Limitations in Activities of Daily Living in Community-Dwelling People Aged 75 and Over: A Systematic Literature Review of Risk and Protective Factors. *PLoS One*, 11(10), e0165127. doi : 10.1371/journal.pone.0165127
- van der Worp, H., van Ark, M., Roerink, S., Pepping, G. J., van den Akker-Scheek, I., & Zwerver, J. (2011). Risk factors for patellar tendinopathy: a systematic review of the literature. *British Journal of Sports Medicine*, 45(5), 446-452. doi : 10.1136/bjism.2011.084079
- van Dieën, J. H., & Oude Vrielink, H. H. (1994). The use of the relation between relative force and endurance time. *Ergonomics*, 37(2), 231-243. doi : 10.1080/00140139408963641
- Verdijk, L. B., Snijders, T., Beelen, M., Savelberg, H. H., Meijer, K., Kuipers, H., & Van Loon, L. J. (2010). Characteristics of muscle fiber type are predictive of skeletal muscle mass and strength in elderly men. *Journal of the American Geriatrics Society*, 58(11), 2069-2075. doi : 10.1111/j.1532-5415.2010.03150.x

- Vieira, F. T., Porto, J. M., Martins, P. P., Capato, L. L., Suetake, F. S., & de Abreu, D. C. C. (2021). Hip muscle strength, dynamic balance and functional capacity of community-dwelling older adults aged 60 and older: A cross-sectional study. *Journal of Biomechanics*, *129*, 110753. doi : 10.1016/j.jbiomech.2021.110753
- Voet, N. B., van der Kooi, E. L., van Engelen, B. G., & Geurts, A. C. (2019). Strength training and aerobic exercise training for muscle disease. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, (12).
- Wang, D. X. M., Yao, J., Zirek, Y., Reijnierse, E. M., & Maier, A. B. (2020). Muscle mass, strength, and physical performance predicting activities of daily living: a meta-analysis. *Journal of Cachexia, Sarcopenia and Muscle*, *11*(1), 3-25. doi : <https://doi.org/10.1002/jcsm.12502>
- Weakley, J., Wilson, K., Till, K., Banyard, H., Dyson, J., Phibbs, P.,... Jones, B. (2020). Show Me, Tell Me, Encourage Me : The Effect of Different Forms of Feedback on Resistance Training Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *34*(11), 3157-3163. doi : 10.1519/jsc.0000000000002887
- Weir, J. P. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *19*(1), 231-240. doi : 10.1519/15184.1
- White, N. T., Delitto, A., Manal, T. J., & Miller, S. (2015). The American Physical Therapy Association's Top Five Choosing Wisely Recommendations. *Physical Therapy*, *95*(1), 9-24. doi : 10.2522/ptj.20140287
- Widmaier, E. P., Raff, H., Strang, K. T., & Vander, A. J. (2013). *Physiologie humaine : les mécanismes du fonctionnement de l'organisme : Vander* (6e édition française / traduite par Jean-Luc Pradel.). [Montréal] Paris : Chenelière éducation ; Maloine.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement, 4e ed.* Hoboken, New Jersey : John Wiley & Sons. doi : 10.1002/9780470549148

CERTIFICATION ÉTHIQUE

Ce mémoire a fait l'objet d'une certification éthique en date du 22 septembre 2020 et renouvelé 1 octobre 2021. Le numéro du certificat est le 2021-611.