UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL

INFLUENCE DES FACTEURS MUSCULAIRES ET NEUROPHYSIOLOGIQUES SUR LA FORCE MUSCULAIRE ET SON DÉVELOPPEMENT CHEZ DES HOMMES ÂGÉS EN SANTÉ : EFFET D'UN ENTRAINEMENT MIXTE EN PUISSANCE

THÈSE PRÉSENTÉE

COMME EXIGENCE PARTIELLE

DU DOCTORAT EN BIOLOGIE

PAR
CHARLOTTE PION

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL Service des bibliothèques

Avertissement

La diffusion de cette thèse se fait dans le respect des droits de son auteur, qui a signé le formulaire Autorisation de reproduire et de diffuser un travail de recherche de cycles supérieurs (SDU-522 – Rév.07-2011). Cette autorisation stipule que «conformément à l'article 11 du Règlement no 8 des études de cycles supérieurs, [l'auteur] concède à l'Université du Québec à Montréal une licence non exclusive d'utilisation et de publication de la totalité ou d'une partie importante de [son] travail de recherche pour des fins pédagogiques et non commerciales. Plus précisément, [l'auteur] autorise l'Université du Québec à Montréal à reproduire, diffuser, prêter, distribuer ou vendre des copies de [son] travail de recherche à des fins non commerciales sur quelque support que ce soit, y compris l'Internet. Cette licence et cette autorisation n'entraînent pas une renonciation de [la] part [de l'auteur] à [ses] droits moraux ni à [ses] droits de propriété intellectuelle. Sauf entente contraire, [l'auteur] conserve la liberté de diffuser et de commercialiser ou non ce travail dont [il] possède un exemplaire.»

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier chaleureusement mes directeurs de recherche, Mylène Aubertin-Leheudre et Marc Bélanger, pour m'avoir guidée tout au long de cette fabuleuse (et parfois un peu longue) aventure. En plus de leur confiance accordée lors de mon arrivée au Québec, je ne les remercierai jamais assez de leur immense appui scientifique mais également personnel.

Je remercie également tous les participants que j'ai pu côtoyer durant ces quelques années. Ils m'ont supporté et fait confiance et ne l'ont, j'espère, pas regretté. J'en profite également pour remercier tous les chercheurs qui ont travaillé de près ou de loin à l'élaboration et la réalisation de ce beau projet et notamment les Drs José A. Morais, Stéphanie Chevalier et Pierrette Gaudreau pour la transmission de leur passion de la recherche et leurs excellents conseils.

Je tiens également à remercier deux personnes, sans qui, toute cette magnifique étude n'aurait techniquement pas été si facile : Robin Drolet pour m'avoir appris à souder et avoir toujours répondu présent au moindre problème et Carole Roy pour ses solutions à tous les problèmes et son immense disponibilité.

Merci à tous les étudiants que j'ai rencontré durant ces dernières années et qui m'ont soutenu du début à la fin, Sébastien, Marie-Maude, JP, Guy, Julie mais surtout à ma collègue de doctorat, Andrée-Anne Parent, devenue une véritable amie et dont les fou-rires de 3h du matin vont énormément me manquer.

Je remercie affectueusement Pascale Mauriège pour m'avoir fait confiance à Toulouse et m'avoir envoyé dans ce magnifique pays.

Je souhaite sincèrement remercier mes amis. Gilles qui parle avec une telle passion de science ; Juliette pour avoir été là, toujours ; Nico et son franc parler ; Éric et

Clémentine pour être tout simplement des supers amis ; et enfin, Guillaume, Pierre et Audrey pour ne pas m'avoir oubliée malgré les kilomètres et être toujours là quand il le fallait. Qu'ils soient d'ici ou d'ailleurs, ils m'ont permis de réaliser un de mes rêves et de toujours relever la tête même dans les moments difficiles.

Enfin, ces remerciements ne seraient pas complets sans mentionner ma famille et évidemment mes parents sans qui rien de tout ça n'aurait été possible et dont je ne saurais jamais dire à quel point je leur en suis reconnaissante; mon frère et ma bellesœur qui, à défaut d'être venus me voir, m'ont offert le plus beau des cadeaux: Maelia, dont les sourires et les bisous-caméras ont illuminé mes dimanche matins.

DÉDICACE

À Titiche et Papou, Je n'ai jamais oublié ma promesse.

TABLE DES MATIÈRES

LISTE DES FIGURES	ζi
LISTE DES TABLEAUXxi	ij
RESUMExv	ij
INTRODUCTION GÉNÉRALE	1
CHAPITRE I RECENSEMENT DES ÉCRITS	
1.2. Force musculaire et avancée en âge	4
1.2.1. Prévalence du vieillissement et espérance de vie	4
1.2.2. Développement de la force musculaire – Généralités	6
1.2.3. Impact de l'avancée en âge sur la force musculaire	8
1.2.4. Bilan – Sous-objectif 1A	6
1.3. Force musculaire, avancée en âge et capacité fonctionnelle2	7
1.3.1. Espérance de vie en santé et limitations fonctionnelles2	7
1.3.2. Processus de vieillissement	8
1.3.3. Relation entre la force musculaire et le statut fonctionnel3	2
1.3.4. Bilan – Sous-objectif 1B	5
1.4. Conséquences de la perte de force musculaire/capacité fonctionnelle3	5
1.4.1. D'un point de vue individuel	5
1.4.2. D'un point de vue sociétal	6
1.5. Solutions thérapeutiques	8
1.5.1. Pharmacologiques	8
1.5.2. Non-pharmacologique : l'activité physique	9
1.5.3. Bilan – Sous-objectif 24	9
CHAPITRE II OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES	

2.2. Sous-objectifs	
2.2.1. Sous-objectif 1	
2.2.2. Sous-objectif 2	2
CHAPITRE III MÉTHODOLOGIE	
3.1.1. Généralités	5
3.1.2. Critères d'inclusion et d'exclusion	5
3.1.3. Protocole général de l'étude	5
3.1.4. Description du recrutement final	7
3.2. Évaluations des participants	3
3.2.1. Mesures anthropométriques	3
3.2.2. Dépense énergétique journalière et niveau d'activité physique 59)
3.2.3. Mesures de la composition corporelle)
3.2.4. Évaluation de la capacité fonctionnelle)
3.2.5. Mesures de la force musculaire	2
3.2.6. Puissance musculaire	1
3.2.7. Mesures musculaires	1
3.2.8. Mesures neurophysiologiques	ó
3.3. Entrainement mixte en puissance)
3.3.1. Exercices avec charges)
3.3.2. Exercices fonctionnels)
3.4. Analyses statistiques	3
CHAPITRE IV RÉSULTATS	5
4.2. Caractéristiques des participants	Ó
4.2.1. Étude relative à l'âge	5
4.2.2. Étude relative au statut fonctionnel	5

4.2.3. Étude relative à l'effet de l'entrainement mixte en puissance en fonction
de l'âge79
4.2.4. Étude relative à l'effet de l'entrainement mixte en puissance en fonction
du statut fonctionnel
4.3. Force musculaire
4.3.1. Forces musculaires isométriques et concentriques des participants selon
l'âge et le statut fonctionnel85
4.3.2. Effet de l'entrainement mixte en puissance sur les forces isométriques et
concentriques selon l'âge des participants
4.3.3. Effet de l'entrainement mixte en puissance sur les forces isométriques et
concentriques selon le statut fonctionnel des participants
4.4. Puissance musculaire
4.4.1. Puissance musculaire selon l'âge et le statut fonctionnel des participants 91
4.4.2. Effet de l'entrainement mixte en puissance sur la puissance musculaire .91
4.5. Caractéristiques musculaires des participants
4.5.1. Étude relative à l'âge92
4.5.2. Étude relative au statut fonctionnel
4.5.3. Étude relative à l'effet de l'entrainement mixte en puissance en fonction
de l'âge96
4.5.4. Étude relative à l'effet de l'entrainement mixte en puissance en fonction
du statut fonctionnel
4.6. Contraction volontaire isométrique maximale
4.6.1. Étude relative à l'âge
4.6.2. Étude relative au statut fonctionnel
4.6.3. Étude relative à l'effet de l'entrainement mixte en puissance en fonction
de l'âge
4.6.4. Étude relative à l'effet de l'entrainement mixte en puissance en fonction
du statut fonctionnel
4.7. Caractéristiques neurophysiologiques des participants

4.7.1. Étude relative à l'âge
4.7.2. Étude relative au statut fonctionnel
4.7.3. Étude relative à l'effet de l'entrainement mixte en puissance en fonction
de l'âge111
4.7.4. Étude relative à l'effet de l'entrainement mixte en puissance en fonction
du statut fonctionnel
4.8. Bilan des résultats 114
CHAPITRE V DISCUSSION
5.1. Impact de l'âge sur la force musculaire et son développement
5.1.1. Impact de l'âge sur les facteurs musculaires
5.1.2. Impact de l'âge sur les caractéristiques d'une contraction maximale
volontaire
5.1.3. Impact de l'âge sur les facteurs neurophysiologiques 124
5.1.4. Conclusion 1
5.2. Impact du statut fonctionnel sur la force musculaire et son développement. 128
5.2.1. Impact des facteurs musculaires sur le statut fonctionnel
5.2.2. Caractéristiques d'une contraction volontaire maximale selon le statut
fonctionnel
5.2.3. Impact des facteurs neurophysiologique sur le statut fonctionnel 132
5.2.4. Conclusion 2
5.3. Effet d'un entrainement mixte en puissance sur la force musculaire et son
développement
5.3.1. Effet de l'entrainement mixte en puissance sur les facteurs musculaires 138
5.3.2. Effet d'un entrainement mixte en puissance sur les facteurs de
développement de la force musculaire volontaire
5.3.3. Effet d'un entrainement mixte en puissance sur les facteurs
neurophysiologiques influençant la force musculaire
5.3.4 Conclusion 3

5.4. Limites et perspectives
5.5. Forces de cette étude
CHAPITRE IV CONCLUSION148
ANNEXE A CERTIFICAT ÉTHIQUE149
ANNEXE B FORMULAIRE DE CONSENTEMENT151
ANNEXE C ARTICLE EN LIEN AVEC CETTE THÈSE PUBLIÉ PION CH <i>et al</i> 165
BIBLIOGRAPHIE177

LISTE DES FIGURES

Figure	Pa	ige
1.1	Schéma de la commande motrice	7
1.2	Facteurs neurohysiologiques et musculaires impliqués dans la force	
	musculaires et son développement	10
1.3	Ratio Hmax/Mmax et courbe de recrutement du réflexe H et de l'onde	M
		12
1.4	Recrutement spatial et temporel des unités motrices	17
1.5	Schématisation de l'inhibition réciproque	19
1.6	Exemple d'architecture musculaire	25
3.1	Protocole général de l'étude	56
3.2	Schéma de recrutement en fonction des objectifs	58
3.3	Stimulation électrique du muscle Vaste Latéral	68
3.4	Facteurs mesurés lors de la contraction volontaire maximale	69
3.5	Schématisation de l'entrainement avec charges	70
3.6	Schématisation de l'entrainement fonctionnel	72
4.1	Forces isométriques et concentriques selon l'âge et le statut fonctionnel	86
4.2	Effet d'un entrainement mixte en puissance sur les forces isométriques et	
	concentriques selon l'âge	88

4.3	Effet d'un entrainement mixte en puissance sur les forces isométriques et concentriques selon le statut fonctionnel
4.4	Puissance musculaire fonctionnelle Takai92
4.5	Développement de la force musculaire et analyse spectrale d'une contraction volontaire maximale selon l'âge et le statut fonctionnel103
4.6	Développement de la force musculaire et analyse spectrale d'une contraction volontaire maximale selon l'âge avant et après un entrainement mixte en puissance
4.7	Développement de la force musculaire et analyse spectrale d'une contraction volontaire maximale selon le statut fonctionnel avant et après un entrainement mixte en puissance
4.8	Caractéristiques neurophysiologiques des participants selon l'âge et le statut fonctionnel
4.9	Caractéristiques neurophysiologiques avant et après un entrainement mixte en puissance selon l'âge et le statut fonctionnel des participants

LISTE DES TABLEAUX

Tableau	Page
4.1	Caractéristiques des participants selon l'âge et le statut fonctionnel 78
4.2	Caractéristiques des participants avant et après un entrainement mixte en puissance en fonction de l'âge
4.3	Caractéristiques des participants avant et après un entrainement mixte en puissance en fonction du statut fonctionnel
4.4	Caractéristiques musculaires des participants selon l'âge et le statut fonctionnel
4.5	Caractéristiques musculaires des participants avant et après un entrainement mixte en puissance en fonction de l'âge
4.6	Caractéristiques musculaires des participants avant et après un entrainement mixte en puissance en fonction du statut fonctionnel 101

xiv

LISTE DES ABBRÉVIATIONS, SIGLES ET ACCRONYMES

1RM Une répétition maximale

AVQ Activité de la vie quotidienne

BF Biceps fémoral (muscle)

CIF Classification Internationale du Fonctionnement

CF Capacité fonctionnelle

CSA Cross sectional area

CVM Contraction volontaire maximale

DE Dépense énergétique

DEXA ou DXA Dual energy X-ray absorptiometry

EMG Électromyographie

EMP Entrainement mixte en puissance

FaCF Faible capacité fonctionnelle

FoCF Forte capacité fonctionnelle

IMC Indice de masse corporelle

MG Masse grasse

MM Masse maigre

MoCA Montreal Cognitive Assessment

OMS Organisation mondiale de la santé

SNC Système nerveux central

SOL Soléaire (muscle)

TUG

Timed up and go

UQÀM

Université du Québec à Montréal

VL

Vaste latéral (muscle)

RÉSUMÉ

Introduction: Le vieillissement normal engendre un déclin des capacités fonctionnelles dont le principal prédicteur est la force musculaire. Le déclin de la force lors du vieillissement serait dû à des facteurs neurophysiologiques et musculaires dont, aucune étude à ce jour n'a étudié le déclin à travers les âges ou la capacité fonctionnelle. Cependant, l'entrainement mixte en puissance (EMP) semble être une intervention efficace pour contrer la perte de force. Néanmoins, à notre connaissance, aucune étude n'a comparé l'impact d'un EMP sur la force et son développement chez des hommes âgés en fonction de leur âge ou de leur capacité fonctionnelle.

Objectifs généraux:

Volet 1 : Vérifier si la force et son développement tant au niveau musculaire que neurophysiologique diffère en fonction de l'âge ou du statut fonctionnel.

Volet 2 : Vérifier si l'adaptation sur ces variables en réponse à un EMP diffère en fonction de l'âge ou du statut fonctionnel.

Méthodes: Soixante-onze hommes âgés ont été évalués transversalement en fonction de leur âge [55-65 (n=29, 55-65 ans) vs. 70+ (n=42, 70 ans et +)] ou de leur capacité fonctionnelle [faible capacité fonctionnelle (FaCF, n=30) vs. forte capacité fonctionnelle (FoCF, n=30)]. Parmi ce nombre, 44 [55-65 (n=20) vs. 70+ (n=24); FaCF (n=15) vs. FoCF (n=15)] ont complété (taux d'abandon: 20.3%) un EMP (4 exercices musculaires et 6 exercices fonctionnels) de 12 semaines (1h; 3x/sem; Tempo 1-0-2-0).

Le statut fonctionnel, la force concentrique et isométrique des extenseurs du genou, les masses maigre et grasse totales ainsi que l'architecture musculaire du Vaste Latéral (VL) ont été mesurés avant et après l'EMP.

Au niveau des facteurs neurophysiologiques, l'excitabilité spinale, le % de réserve, le développement, le maintien et le relâchement de la force, la fréquence médiane et l'amplitude moyenne de l'EMG du VL lors d'une contraction isométrique volontaire maximale (CVM) ont été analysés avant et après l'EMP.

Résultats: Les résultats indiquent que les deux groupes d'âge avaient non seulement un profil fonctionnel mais également une condition physique et mentale comparables. Le groupe 55-65 avait une force musculaire plus élevée que le groupe 70+, toutefois la puissance musculaire était semblable. Le profil musculaire était généralement similaire entre les deux groupes d'âge à l'exception de l'architecture musculaire. De plus, l'analyse de l'EMG du VL était semblable lorsqu'une CVM était exécutée, le groupe 70+ se relaxait plus lentement que le groupe 55-65. Des variables

neurophysiologiques observées, seuls la vitesse de conduction des motoneurones α ainsi que le pourcentage d'activation (ou de réserve) différaient.

Les statuts fonctionnels différents s'accompagnaient d'un âge, d'une condition physique et mentale similaires. La force et la puissance musculaire étaient plus faibles pour les personnes FaCF malgré un profil musculaire identique entre les deux groupes. Néanmoins, le groupe le plus faible relâchait leur force plus lentement que le groupe FoCF à la suite de la CVM. Toutefois, l'activation du VL était plus importante pour le groupe FoCF, malgré un profil neurophysiologique comparable entre les deux groupes fonctionnels.

Pour les groupes d'âge, l'EMP a permis, non seulement, une amélioration de la force et de la puissance musculaires mais aussi du statut fonctionnel (et plus particulièrement pour le groupe 70+) et de la capacité de maintenir la force musculaire. Lorsqu'examiner du point de vue fonctionnel, l'EMP a résulté en une amélioration de la force et de la puissance musculaires ainsi que de la capacité de maintenir la force isométrique pour l'ensemble des participants. Cependant, les profils musculaires et neurophysiologiques sont restés relativement stables pour les deux groupes indépendamment de la condition (âge ou fonction).

Conclusion: Ainsi, bien que les forces musculaires des individus les plus âgés et les moins fonctionnels étaient plus faibles que celles des personnes les plus jeunes et les plus fortes, respectivement, et que ce phénomène au cours du vieillissement soit, en partie, explicable part une modification des facteurs musculaires (architecture musculaire) ainsi que neurophysiologiques périphérique (vitesse de conduction des motoneurones a) et central (activation/inhibition du SNC), la différence elle. dépendrait de modifications des facteurs fonctionnelle. ne que (dé-recrutement des unités motrices neurophysiologiques centraux activation/inhibition du SNC). L'EMP, quant à lui, a permis une amélioration de la force musculaire et de la capacité fonctionnelle, mais aucun facteur neurophysiologique ou musculaire n'a été modifié. En conclusion, selon nos résultats, les cliniciens devraient 1) prendre davantage en compte le statut fonctionnel de leurs patients/clients pour mieux appréhender leur risque de perte de force musculaire et de mobilité et, 2) considérer l'EMP, et ce même chez des hommes âgés ayant un niveau fonctionnel élevé pour prévenir ce phénomène.

Mots-clés: Force musculaire, Capacité fonctionnelle, Vieillissement, Entrainement mixte en puissance, Facteurs musculaires et neurophysiologiques.

INTRODUCTION GÉNÉRALE

«On ne peut s'empêcher de vieillir, on ne peut que s'empêcher de devenir vieux»

Henri Matisse

Le vieillissement est un des enjeux majeurs de la société actuelle. Malgré le fait qu'il ne s'agisse pas d'une pathologie, celui-ci engendre de nombreuses modifications tant aux niveaux biologique que psychologique, cognitif et culturel. En ce sens, l'une des problématiques majeures liée au vieillissement, qui engendre un des plus importants coûts sociétaux, est la perte d'autonomie des personnes âgées. Or, cette perte d'autonomie est partiellement liée à une diminution de la capacité fonctionnelle des séniors, qui, elle-même, est non seulement liée à une perte de force musculaire mais également à l'incapacité de développer cette force efficacement. Cependant, depuis de nombreuses années maintenant, une stratégie non pharmacologique pouvant lutter contre ce phénomène est mise en avant : l'activité physique. En d'autres termes, cette dernière entraine l'amélioration de la force musculaire et ainsi, permet de contrecarrer la perte d'autonomie des personnes âgées. Comprendre les dysfonctionnements des facteurs impliqués dans la perte de force musculaire et son développement accompagnant la diminution de la capacité fonctionnelle lors du vieillissement semble donc un enjeu majeur de santé publique. Par ailleurs, la mise en place de thérapies non médicamenteuses, spécifiques, efficaces et non dispendieuses pour la société, est essentielle pour permettre aux personnes âgées de vieillir dans de bonnes conditions et donc de conserver leurs autonomies le plus longtemps possible.

Ainsi, cette thèse s'articulera en plusieurs parties : 1) les notions de mobilité, force musculaire et son développement, ainsi que les stratégies thérapeutiques existantes; 2) les sous-objectifs et hypothèses permettant de répondre à la problématique générale; 3) la méthodologie mise en place; 4) les principaux résultats issus de cette thèse; et 5) la discussion de l'ensemble des résultats obtenus.

CHAPITRE I

RECENSEMENT DES ÉCRITS

1.1. Introduction – Mobilité et force musculaire

La capacité des ainés à maintenir une certaine autonomie est plurifactorielle. En effet, la faiblesse de la fonction cardiorespiratoire (Barbat-Artigas et al., 2011) ou encore les déficits cognitifs peuvent influencer le statut fonctionnel des personnes âgées (Paterson et al., 2004). De plus, Stuck et al. (1999), dans une revue de littérature, mettent en évidence la dépression, la faible estime de soi, ainsi que la variation de la composition corporelle (masse grasse vs. masse maigre), la limitation de mobilité des membres inférieurs et le faible niveau de pratique d'activité physique comme facteurs essentiels de la perte d'autonomie de la personne âgée. En ce sens, Visser et al. (2000) suggèrent que la force musculaire (notamment des membres inférieurs) est un des facteurs primordiaux du maintien de la capacité fonctionnelle des individus. Et en effet, la littérature met en évidence le rôle prépondérant de la force musculaire dans le maintien des capacités fonctionnelles, de la mobilité et de la vitalité; notamment chez la personne âgée (Visser et al., 2000; Manini et al., 2007; Delmonico et al., 2009). Lauretani et al. (2003) ont mis en relation les tests de force musculaire et la vitesse de marche, indicateur important de la capacité fonctionnelle et de la mobilité des personnes âgées. Un certain niveau de force musculaire (définie telle la capacité d'un muscle à exercer une force contre une résistance), ainsi qu'un développement adéquat de cette dernière, est nécessaire afin d'effectuer des activités de la vie quotidienne. Ploutz-Snyder et al. (2002) définissent un seuil concernant la force musculaire (ou moment de force) en dessous duquel le mouvement devient impossible. Par exemple, ce dernier est estimé à 3 Nm/kg pour le muscle quadriceps. De ce fait, une faible

force musculaire accroit non seulement le risque d'un déclin fonctionnel mais également de chutes et de mortalité (Newman et al., 2006; Visser et Schaap, 2011). Ces constatations suggèrent donc que la force musculaire est à la fois un facteur critique pour déterminer le statut fonctionnel des personnes âgées mais également que son rôle est à prendre en compte dans le risque de mortalité. Par ailleurs, il est logique de constater que l'impact d'une diminution de la force musculaire va avoir d'autant plus d'importance que la force musculaire initiale est faible (Buchner et al., 1996). En ce sens, la prise en charge précoce des individus semble essentielle pour éviter la diminution de la capacité fonctionnelle et de la mobilité.

Enfin, puisque les capacités fonctionnelles sont principalement des mouvements considérés comme complexes (du fait de l'implication de plusieurs articulations notamment ainsi que de la nécessité de coordonner différents muscles agonistes et antagonistes) et que la force musculaire et son développement dépendent de nombreux facteurs (Clark et Manini, 2008), une approche plus globale et complète semble essentielle, et ceci, indépendamment de l'âge. En effet, une meilleure compréhension des facteurs qui influencent la force musculaire et son développement pourrait amener à empêcher le déclin de la capacité fonctionnelle et donc la perte d'autonomie des personnes âgées.

Ainsi, <u>l'objectif général de cette thèse</u> est de constater de l'impact des facteurs musculaires et neurophysiologiques sur la force musculaire et son développement chez des hommes âgés en santé ainsi que d'observer les effets d'un entrainement mixte en puissance sur ces facteurs.

1.2. Force musculaire et avancée en âge

1.2.1. Prévalence du vieillissement et espérance de vie

En 2015, les individus âgés de plus de 60 ans représentaient 12% (soit 900 millions de personnes) de la population mondiale et ceux de plus de 80 ans correspondaient à

125 millions de personnes (soit 1,7% de la population) (Organisation mondiale de la santé, 2015). Fait davantage marquant, l'organisation mondiale de la santé (OMS) indique que la population âgée de plus de 60 ans doublera d'ici à 2050, ce qui correspondra finalement à plus d'une personne sur cinq (Organisation mondiale de la santé, 2015). Dans le même sens, au Canada, la population âgée de 65 ans et plus s'élevait à 16,8% soit 6,2 millions d'individus en 2017 (Statistiques Canada, 2017) et représentera 25,6% de la population en 2063 (Statistiques Canada, 2017).

Parallèlement au vieillissement rapide de la population, le siècle actuel est marqué par l'augmentation importante de l'espérance de vie à la naissance. En effet, plusieurs facteurs, tels l'amélioration de la nutrition et du mode de vie, l'instauration de mesures d'hygiène ou encore les progrès médicaux, contribuent à ce phénomène (Bunker et al., 1994). En ce sens, l'espérance de vie, au niveau mondial, a augmenté de 5 ans entre 2000 et 2015 (Organisation mondiale de la santé, 2016). Bien que dépendante du lieu de naissance, à l'échelle mondiale, l'espérance de vie à la naissance s'élevait à 71,4 ans (73,8 ans pour les femmes et 69,1 ans pour les hommes) en 2015 (Organisation mondiale de la santé, 2016). À titre d'exemple, au Canada, l'espérance de vie à la naissance est passée de 57,1 à 81,7 ans entre 1921 et 2011 (Decady et Greenberg, 2014). Dans le même sens, au Québec, en seulement 9 ans (de 1987 à 1998), l'espérance de vie est passée de 76 à 78,3 ans (Pageau et al., 2001).

Du fait d'une augmentation de la population âgée et de l'espérance de vie, le maintien de l'autonomie de ces personnes devient indispensable – sujet dont nous reparlerons plus précisément dans les prochaines sections. Parmi les facteurs influençant l'indépendance physique, la mobilité, liée à la force musculaire, peut être mise de l'avant. Ainsi, étudier la force et son développement chez une population âgée, devenant de plus en plus nombreuse, semble être un premier enjeu de santé publique afin de préserver au maximum les capacités de chacun.

1.2.2. Développement de la force musculaire – Généralités

Tout mouvement volontaire est le résultat d'un ensemble de contractions musculaires ordonnées (composante motrice) et coordonnées (composante de contrôle) par le système nerveux central (SNC).

De manière générale, la commande motrice va être construite par différentes séries d'opérations – autrement dit des boucles – contrôlées par des réseaux neuronaux (Fig. 1.1). Cette commande motrice débute par l'évaluation du contexte, la planification et l'organisation du mouvement par le cortex pré moteur (Koizumi et Kollai, 1981; Nigg et al., 2000) (Fig. 1.1a). Ce dernier transmet le signal au cortex moteur qui envoie la commande, directement ou indirectement via le tronc cérébral (Kuypers, 1981; Westmoreland et al., 1994) (Fig. 1.1e), par des faisceaux descendants aux motoneurones localisés au niveau de la moelle épinière (Fig. 1.1f). Il faut noter également qu'une copie efférente de cette commande est transmise au cervelet (Fig. 1.1d) où une comparaison éventuelle du mouvement peut être réalisée. Mais la commande motrice seule ne suffit pas, la notion de contrôle est essentielle. Ainsi, une fois le mouvement déclenché, de nombreuses boucles de rétroaction vont entrer en jeu. Les afférences sensorielles liées au mouvement (provenant des muscles, des articulations ou de la peau), ou extérieures (le système visuel par exemple) à celui-ci, vont non seulement permettre une régulation du mouvement par une inhibition ou une activation des motoneurones de la moelle épinière via des interneurones (Fig. 1.1g) (Kandel et al., 1991) mais également par un traitement de ces dernières au niveau des centres supérieurs. En effet, les voies ascendantes permettent de transmettre l'information sensorielle aux aires corticales non motrices (Fig. 1.1b) via le tronc cérébral (Kandel et al., 1991).

À l'aide de boucles de rétroaction (feedback) et de la commande efférente, le cervelet (Fig. 1.1d) va permettre la synchronisation des contractions des muscles squelettiques afin de produire un mouvement fluide et coordonné et donc agir sur la précision du mouvement. De plus, les ganglions de la base (Fig. 1.1c), via des boucles de contrôle,

permettent la facilitation ou l'inhibition des aires corticales pré-motrices (Kandel et al., 1991).

Le vieillissement affecte différents systèmes (Lutzler et al., 2005). Il est donc concevable que certaines de ces régions peuvent être affectées lors de l'avancée en âge et ainsi influencer les mécanismes complexes impliqués dans la genèse de la contraction musculaire résultant en une diminution de la force musculaire et une altération de son développement. La suite de cette section mettra donc en exergue l'impact de l'avancée en âge sur les différents facteurs influençant la force musculaire et son développement.

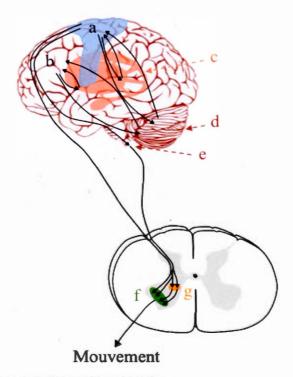


Figure 1.1 : Schéma de la commande motrice volontaire

La commande motrice (aires motrices; a) est transmise directement ou indirectement via le tronc cérébral (e) par des faisceaux descendants aux motoneurones localisés au niveau de la moelle épinière (f) mais également au cervelet (d). Une fois le mouvement déclenché, des afférences sensorielles vont permettre une régulation du mouvement par une inhibition ou une activation des motoneurones de la moelle épinière via des interneurones (g) mais également par un traitement de ces dernières au niveau des centres supérieurs et des aires non-motrices (b), via le tronc cérébral (e). c illustre les ganglions de la base permettant la facilitation ou l'inhibition de l'activation des aires corticales pré-motrices (Figure adaptée de Kandel *et al.*, 2000).

1.2.3. Impact de l'avancée en âge sur la force musculaire

Comme expliqué précédemment (Section 1.2.2), l'action motrice débute au niveau cérébral pour se propager au niveau de la moelle épinière et enfin atteindre les muscles par l'intermédiaire des motoneurones α .

Bien que l'intégralité du cheminement du signal nerveux soit essentielle, la présente partie ne traitera que de certains facteurs neurophysiologiques qui sont, d'une part, mesurables chez l'humain, et, d'autre part, dont l'impact sur les variations de force musculaire et de son développement a été démontré.

1.2.3.1. Facteurs neurophysiologiques

1.2.3.1.1. Activation musculaire

L'activation musculaire (Fig. 1.2A – courbe verte) est déclenchée par le SNC (Koizumi et Kollai, 1981; Nigg *et al.*, 2000), et plus particulièrement, le cortex cérébral pour être acheminé par la voie cortico-spinale jusqu'à la moelle épinière (Westmoreland *et al.*, 1994). De manière schématisée, le SNC envoie un ou des potentiels excitateurs aux motoneurones α. Si ce(s) dernier(s) est(sont) assez élevé(s), un potentiel d'action sera déclenché et pourra transmettre l'information nerveuse et ainsi activer les fibres musculaires innervées par le motoneurone excité, donc produire une force musculaire Ainsi, l'activation musculaire dépend de la puissance du signal cérébral pour atteindre le seuil de potentialisation.

Cependant, selon plusieurs études examinant l'activation musculaire chez des personnes jeunes et âgées (Klass et al., 2007; Russ et al., 2012), l'impact de l'avancée en âge sur ce facteur est relativement incertain. Le choix du groupe musculaire serait un des facteurs déterminant à ces divergences puisque, chez de jeunes individus, des différences d'activation ont été rapportées selon les groupes musculaires (Behm et al., 2002). Cependant, ces spécificités ne semblent pas très surprenantes du fait des différences physiologiques (innervation, phenotypage, etc.) et fonctionnelles existant

entre les muscles. Par exemple, Harridge *et al.* (1999) ont observé une altération significative de l'activation centrale (moyenne de 81%) chez les personnes très âgées (85-97 ans). Bien qu'aucune comparaison directe n'a été réalisée avec une population plus jeune, l'activation volontaire des muscles extenseurs du genou est généralement comprise entre 85% et 95% (Shield et Zhou, 2004). Par ailleurs, Stevens *et al.* (2003) montrent, chez une grande population (46 jeunes *vs.* 46 personnes âgées) une diminution de l'activation volontaire mesurée de 98% à 94%. Cependant, à notre connaissance, il n'existe pas d'étude de l'activation de ce groupe musculaire comparant des personnes âgées d'âges différents.

L'activation musculaire par le SNC n'est pas suffisante à la réalisation d'un mouvement ou de la production d'une force musculaire. En effet, une fois la commande motrice envoyée, plusieurs paramètres neurophysiologiques et musculaires vont permettre de gérer cette dernière et donc le niveau de production de force musculaire.

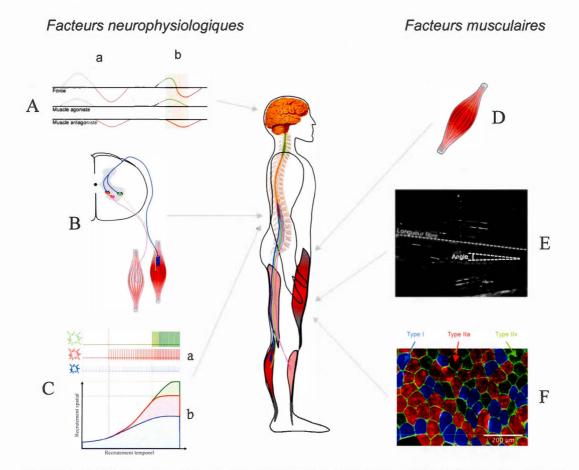


Figure 1.2 : Facteurs neurophysiologiques et musculaires impliqués dans la force musculaire et son développement

Facteurs neurophysiologiques: A illustre l'activation et l'inactivation d'un muscle (inhibition réciproque de muscle antagoniste) ainsi que la synchronisation entre les différents groupes musculaires [sans (a) ou avec (b) co-activation] pouvant modifier la force musculaire produite. B schématise l'arc réflexe dont l'étude (réflexe de Hoffmann) renseigne le niveau d'excitabilité de la moelle épinière. Les centres supérieurs (cortex pré moteur, cortex moteur, tronc cérébral) envoient une commande via les voies descendantes aux motoneurones localisés au niveau de la moelle épinière. C illustre les unités motrices (motoneurones [a] et fibres musculaires associés [F]) qui sont activées par cette commande et produisent une contraction musculaire d'une certaine intensité (b).

Facteurs musculaires: D illustre la masse musculaire pouvant influencer la force musculaire. E est une ultrasonographie du muscle Vaste Latéral illustrant la mécanique musculaire. F est une coupe transversale de muscle Vaste Latéral triplement marquée selon les chaines de myosine (MHCI: bleu, MHCIIa: rouge, MHCIIx: vert).

1.2.3.1.2. Excitabilité spinale

La moelle épinière, ainsi que les motoneurones qui la composent (Fig. 1.2B), sont un des éléments principaux du système moteur puisque même si cette dernière est déconnectée du cortex, le circuit spinal est suffisant pour générer une multitude de comportement automatiques appelés des réponses réflexes (Jackson, 1932) qui peuvent aller d'une extension du genou au retrait de la main lorsqu'en contact avec une surface chaude ou encore de la locomotion. Ainsi l'activité – ou excitabilité – de la moelle épinière va donc être un facteur pouvant influencer la force musculaire. Scaglioni et al. (2003) ont indiqué que l'avancée en âge engendrerait une modification des voies efférentes et afférentes, et principalement l'inhibition présynaptique (Morita et al., 1995), ce qui pourrait être responsable d'une diminution de l'amplitude de la réponse réflexe. D'un point de vue méthodologique, afin d'analyser les modulations de l'excitabilité de la moelle épinière, le réflexe de Hoffmann (réflexe H) est l'une des méthodes les plus fréquemment utilisées (Schieppati, 1987). En effet, les signaux électromyographiques (EMG) – reflets d'une activité neuronale qui intègre non seulement l'activité centrale, spinale mais également musculaire – est généralement quantifiée par l'intermédiaire d'électrodes de surface placées au niveau du muscle (Fig. 1.2c). Les ondes musculaires observées à la suite de stimulation ou d'une contraction volontaire (Magladery et Mc, 1950) présage de la bonne fonctionnalité d'une partie du système neurophysiologique entrant en jeu dans le processus de génération de force musculaire. Et ainsi, le réflexe H - découvert en 1910 lors de l'observation d'une réponse tardive après une stimulation électrique sous maximale du nerf tibial (Hoffmann, 1922; Schieppati, 1987) – correspond à l'activation des unités motrices recrutées par la voie afférente (Schieppati, 1987; Duclay et Martin, 2005; Burke et Pierrot-Deseilligny, 2010).

Techniquement, la courbe de recrutement correspondant au réflexe H a une forme de parabole (Fig. 1.3). En effet, il a été observé une augmentation puis une diminution de l'amplitude du réflexe H au fur et à mesure de l'augmentation de la stimulation

nerveuse. Le reflexe H commence à disparaître lorsque la réponse motrice du muscle apparaît (Fig. 1.3) et est généralement absente lorsque l'onde musculaire (onde M) est maximale (Mmax) (Hugon, 1973). En effet, au fur et à mesure de l'augmentation de l'intensité de stimulation, tous les motoneurones sont excités de façon simultanée et par conséquent, provoque une activation maximale du muscle (Hugon, 1973). Ainsi, la diminution du réflexe H dans la courbe de recrutement (Fig. 1.3) s'explique par la collision des impulsions orthodromiques (via les afférences Ia et la synapse) et antidromiques au niveau des motoneurones α.

Il est à noter que l'étude de ce réflexe ne peut être réalisée sur tous les muscles. En effet, selon Magladery (1955), le réflexe H serait présent sur tous les muscles où les nerfs mixtes sont accessibles (ce qui est le cas pour les ischio-jambiers, les adducteurs, les muscles du mollet et le quadriceps en ce qui concerne le membre inférieur).

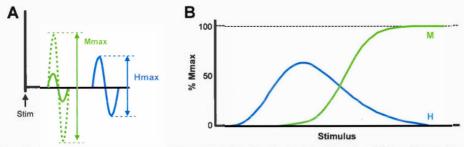


Figure 1.3 : Ratio Hmax/Mmax et courbe de recrutement du réflexe H et de l'onde M

A représente un schéma des ondes maximales H (en vert) et M (en bleu) à la suite d'une stimulation. B schématise une courbe de recrutement du réflexe H et de l'onde M (Brinkworth *et al.*, 2007).

Cependant, l'avancée en âge engendrerait une diminution du ratio Hmax/Mmax; en d'autres termes de l'excitabilité spinale. En effet, bien qu'à notre connaissance, il n'existe pas d'étude longitudinale ou comparative directe au niveau du muscle soléaire, Misiaszek et al. (1998) rapportaient des ratios Hmax/Mmax équivalents à 0,6 chez une population de jeunes adultes alors que Kido et al. (2004) indiquaient un ratio compris entre 0,1 et 0,4 chez des personnes âgées. Cependant, Mau-Moeller et

al. (2014) montraient un ratio similaire entre de jeunes adultes et des individus âgés de moins de 70 ans au niveau du muscle Vaste Latéral. Ainsi, la modification de l'excitabilité au cours de l'avancée en âge, serait possiblement muscle dépendant.

Il a également été observé une diminution de l'amplitude et de la durée de l'onde M lors du vieillissement (Scaglioni et al., 2003). Or bien que Scaglioni et al. (2003) ne montraient aucune différence de fonctionnalité des voies efférentes (efficacité des jonctions neuromusculaires et vitesse de conduction), il semblerait que les changements de l'onde musculaire lors de l'avancée en âge pourraient être expliqués par une diminution de la vitesse de propagation du signal nerveux due à une altération de l'excitabilité de la membrane, mais également une désynchronisation des motoneurones. Ainsi, ces facteurs pourraient également influencer la force musculaire et son développement.

1.2.3.1.3. Unités motrices

Une unité motrice consiste en l'ensemble d'un motoneurone α, son axone et toutes les fibres musculaires innervées par celui-ci (Sherrington, 1929; Burke, 1967). Plus précisément, une unité motrice correspond à un soma localisé dans la corne ventrale de la moelle épinière (ou le tronc cérébral) d'où part un axone moteur au bout duquel des ramifications forment des plaques motrices (les synapses neuromusculaires) qui font le lien avec les fibres musculaires (Fig. 1.2F) (Burke, 1967). L'unité motrice permet la transmission du signal nerveux de la moelle épinière au muscle et ainsi, de déclencher une action motrice. Cependant, certains facteurs tels la vitesse de conduction des axones, les propriétés des unités motrices ainsi que leur recrutement et leur fréquence de décharge (Fig. 1.2C-a et -b), vont influencer le déclenchement et le développement de la force musculaire.

1.2.3.1.3.1. Motoneurone et vitesse de conduction

Un motoneurone est un neurone impliqué dans l'activation d'un muscle qui produit une activité motrice (un mouvement). Comme toute cellule neuronale, il est composé d'un corps cellulaire, de dendrites — expansions spécialisées dans la réception (l'afférence ou l'entrée) de l'information — et d'un axone — section cellulaire spécialisée dans l'efférence (ou sortie) du signal nerveux.

Les motoneurones α sont des cellules de taille moyenne (soma de l'ordre de 50 μm) et sont myélinisés (couche isolante – cellule de Schwann) au niveau de leurs axones ce qui leur confère une vitesse de conduction (saltatoire) moyennement rapide – soit environ 50m.s⁻¹ chez de jeunes adultes (Jimenez *et al.*, 1970; Lauretani *et al.*, 2003). Cependant, il est essentiel de noter que la vitesse de conduction est non seulement influencée par le diamètre de l'axone (Mittal et Logmani, 1987) mais également par la présence et l'épaisseur de la gaine de myéline (Arnold et Harriman, 1970; Jacobs et Love, 1985). Ainsi, puisque Lauretani *et al.* (2006) ont mis en évidence une diminution de la vitesse de conduction avec l'avancée en âge, il serait possible que l'axone et la gaine de myéline soit modifié/affecté au cours du vieillissement ce qui pourrait expliquer partiellement la perte de force musculaire ou de l'altération de son développement. Néanmoins, il est très difficile, voire impossible, de constater ces changements chez l'humain vivant.

1.2.3.1.3.2. Recrutement des unités motrices

Les motoneurones α ne sont pas les seuls éléments nerveux à prendre en compte dans la réalisation d'un mouvement. La force musculaire et son développement sont dépendants de la régulation du nombre d'unités motrices actives (Milner-Brown *et al.*, 1973). Le recrutement des unités motrices, appelée fréquemment recrutement spatial, est dépendant de la taille des motoneurones affiliés (Fig. 1.4). En effet, selon le principe de Henneman (Henneman, 1957; Henneman *et al.*, 1965, 1965), les plus petites unités motrices (et donc qui intègrent un groupe restreint de fibres

musculaires) sont recrutées en premier lorsqu'une action motrice est requise (Fig. 1.4). Généralement, il s'agit des motoneurones affiliés aux fibres musculaires de type I. À ce titre, ils sont nommés lents [(L); « slow twitch»]. Puis vient le tour des motoneurones de plus grosses tailles en commençant par les motoneurones liés aux fibres musculaires IIa [rapides et résistantes à la fatigue (RR; « fast twitch & fatigue resistant »)] puis ensuite aux fibres musculaires IIb [rapides et fatigables (RF; « fast twitch fatigable »)](Burke, 1975). Ainsi, l'augmentation de l'activité électrique provenant de l'encéphale provoque une activation de plus en plus importante des motoneurones spinaux engendrant de ce fait, une augmentation de la tension musculaire (Henneman et al., 1965). Les motoneurones contrôlant de 3 à 2000 fibres fonctionnellement indissociables (Cambier et al., 2004), chaque modification de leur recrutement va affecter la contraction des fibres musculaires et, donc, le niveau de force musculaire développé. Or, le processus de vieillissement entrainerait non seulement une diminution du nombre (Tomlinson et Irving, 1977), du type (Kawamura et al., 1977) et de la taille (Oda, 1984) des unités motrices et notamment après 60 ans (Luff, 1998; Clark et Manini, 2008), mais également une altération de la capacité de recrutement des unités motrices (Jakobi et Rice, 2002). Ainsi puisque les propriétés des différents motoneurones et des fibres musculaires confèrent aux unités motrices formées des caractéristiques bien spécifiques, cela aurait comme possible impact une meilleure résistance à la fatigue mais une plus faible force développée.

Cependant, lorsqu'une force musculaire plus importante est requise, l'augmentation du recrutement des unités motrices (codage spatial; Fig. 1.4) (Winter, 1990) n'est pas le seul facteur impliqué. En effet, il existe également la modification de la fréquence de décharge; en d'autres termes une augmentation de la fréquence de décharge des unités motrices (Nigg *et al.*, 2000).

1.2.3.1.3.3. Fréquence de décharge

La fréquence de décharge d'une unité motrice représente la quantité d'impulsions (potentiels d'action) émis par unité de temps – autrement dit un recrutement temporel (Fig. 1.4).

Une fois qu'une unité motrice est recrutée, celle-ci peut augmenter sa fréquence de décharge et ainsi contribuer à l'augmentation de la force musculaire (Milner-Brown et al., 1973; Enoka et Duchateau, 2017). En effet, les unités L sont peu fatigables et sont capables d'être activées avec une fréquence de stimulation relativement lente pour ainsi développer une force assez faible mais durant une relative longue période (Burke, 1975). Au contraire, les unités RF sont rapidement fatigables et ont besoin d'un train de stimulations rapides afin d'être activées et de produire un pic de force, certes moins long, mais beaucoup plus important (Burke, 1975). Ainsi, comprendre le rôle de la fréquence de décharge dans la production de force musculaire est essentiel. Si la fréquence de décharge des unités motrices est faible, voire unique, la réponse observée dessine des courbes bien distinctes les unes des autres (Fig. 1.4A) appelées également « secousses musculaires » (ou twitchs). Lorsque la fréquence augmente, une sommation temporelle des pics de force va se réaliser et ainsi permettre une production de force plus importante (Fig. 1.4B). L'addition des potentiels postsynaptiques va alors avoir lieu entraînant ainsi une excitation propagée plus importante (Schmidt, 1999). Plus la fréquence augmente, plus il y a une réduction de l'oscillation de la courbe de force. Ainsi, la force maximale produite est atteinte lorsque les stimulations sont tellement rapprochées (très haute fréquence) que le phénomène de fusion tétanique apparaît (Fig. 1.4D). Néanmoins, un changement des propriétés de fréquence décharge (Erim et al., 1999) ont été constatés avec l'avancée en âge. Notons également que la diminution de la conduction nerveuse (par une diminution de la taille des axones ou une détérioration de la gaine de myéline) ou une baisse de l'efficacité des jonctions neuromusculaires engendrent une diminution du taux de décharge des unités motrices (Katzman et Terry, 1983). Ainsi, il apparaitrait une diminution de la force produite par le muscle.

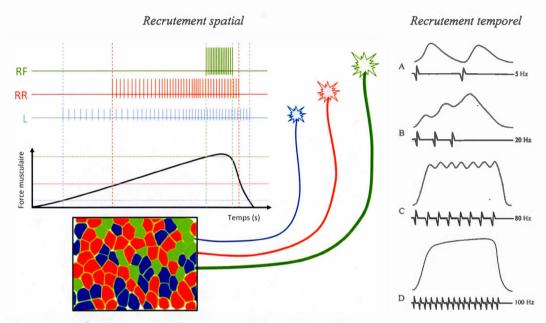


Figure 1.4: Recrutement spatial et temporel des unités motrices

La partie de gauche (recrutement spatial) représente le recrutement des unités motrices en fonctions de leurs tailles (principe de Hennemann) [avec L représentant une unité motrice lente; RR une unité motrice rapide et résistante à la fatigue; et RF une unité motrice rapide et fatigable] et la partie de droite (recrutement temporel) schématise les courbes de force produites en fonction de la stimulation simulant la fréquence de décharge des unités motrices [A illustrant une courbe de force produite par une faible fréquence (une secousse); B une sommation des secousses produite par l'augmentation de la fréquence de stimulation; C un tétanos incomplet; et D un tétanos fusionné (ou complet) résultant d'une fréquence de stimulation élevée] (Adaptée de Kandel et al., 1991).

Ainsi, les motoneurones de la moelle épinière sont donc contrôlés par les voies descendantes provenant du cortex mais également par des afférences pour exercer une régulation de l'activation des motoneurones.

1.2.3.1.4. Coordination intermusculaire – Notion de co-activation

Afin de générer un mouvement, la commande cérébrale doit d'une part activer les motoneurones qui déclenchent le muscle afin qu'il réalise l'action motrice désirée,

mais également, produire une inhibition des motoneurones du muscle antagoniste afin d'obtenir un relâchement de ce dernier et ainsi permettre un mouvement fluide et efficace (Fig. 1.2A). Ainsi, le mouvement pourra être fluide dans le cas où les muscles sont coordonnés et synchronisés (Fig. 1.2A-a), ou saccadé et ralenti si la présence de co-activation (Fig. 1.2A-b) est notée.

De ce fait, il est évident que le mécanisme de co-activation (Fig. 1.2d), correspondant à une contraction simultanée des muscles agonistes et antagonistes, est à considérer lorsqu'il est question de force musculaire. Le niveau de co-activation des muscles antagonistes dépend de différents facteurs tels le type de contraction (Osternig *et al.*, 1984), la charge imposée, la vitesse et la précision du mouvement (Gordon et Ghez, 1984).

Ce mécanisme peut avoir deux rôles bien distincts. D'une part, la co-activation des muscles antagonistes est bénéfique et nécessaire pour la coordination des mouvements mais également afin de maintenir la stabilité des articulations engagées dans le mouvement (Osternig et al., 1984; Minetti, 1994; Milner et al., 1995). En effet, ce mécanisme permet une répartition de la pression au niveau de l'articulation (Solomonow et al., 1988) ou encore une diminution de la pression exercée sur les ligaments durant une contraction maximale (Baratta et al., 1988). Ainsi, la coactivation représente une adaptation protectrice du système neuromusculaire permettant aux individus de maintenir un certain équilibre lors d'un mouvement mais également un contrôle de l'articulation et de la force musculaire déployée lors de mouvements à vitesse modérée ou rapide durant lesquels la synchronisation des muscles est essentielle. Malgré ces actions nécessaires, une co-activation excessive des muscles antagonistes va compromettre la totale activation des muscles agonistes par le mécanisme d'inhibition réciproque (Milner et al., 1995) mais également influencer la capacité à produire un mouvement avec une force maximale. Effectivement, l'activation des muscles antagonistes lors de la réalisation d'un mouvement va limiter le moment de force en luttant contre les muscles agonistes (Kellis et Baltzopoulos, 1997). L'activation des muscles antagonistes est contreproductive au mouvement puisque la force générée par ces derniers sera opposée à la génération de force des muscles agonistes (Baratta *et al.*, 1988; Kellis et Baltzopoulos, 1997; Aagaard *et al.*, 2000). Malheureusement, Madhavan et Shields (2005) et Mixco *et al.* (2012) montrent une co-contraction accrue chez les personnes âgées comparativement à de jeunes adultes pour se maintenir en équilibre.

Comprendre ce qui influence la co-activation devient donc essentiel. Ainsi, celle-ci peut être due à 1) un manque d'inhibition réciproque impliquant entre autres l'interneurone Ia (Fig. 1.1g) et 2) un manque de synchronisation ou de coordination davantage relié à un problème impliquant le cervelet (Fig. 1.1d). Au cours d'un mouvement volontaire, le principal mécanisme régissant le contrôle du muscle antagoniste est l'inhibition réciproque (Fig. 1.5). Celle-ci correspond à un contrôle du mouvement du cortex venant interagir sur les motoneurones (concernant le muscle

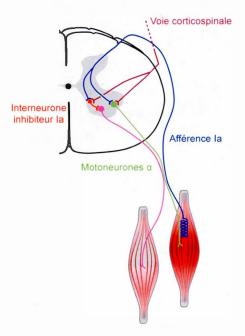


Figure 1.5: Schématisation de l'inhibition réciproque Le signal nerveux provenant du système nerveux central, via la voie corticospinale, va permettre l'excitation des motoneurones du muscle agoniste et l'inhibition du muscle antagoniste via l'interneurone inhibiteur.

antagoniste) et les interneurones Ia (concernant le muscle antagoniste) de la moelle épinière via la voie corticospinale (Day et al., 1984; Katz et al., 1991). Néanmoins, Kido et al. (2004) ont, à notre connaissance, étaient les seuls à montrer une diminution de l'inhibition réciproque post-synaptique au cours de l'avancée en âge. La force musculaire, et en général le mouvement, est d'une part liée à la commande motrice du SNC mais également à l'action motrice qui en découle. De ce fait, en plus des facteurs neurophysiologiques cités précédemment, la force musculaire et son développement sont dépendants de différents facteurs musculaires (Fig. 1.2).

1.2.3.2. Facteurs musculaires

Les modifications au niveau neurophysiologique telles la réduction de l'excitabilité corticale et de la moelle épinière (Scaglioni et al., 2002; Kido et al., 2004; Smith et al., 2009), la diminution du nombre et de la taille des unités motrices (McNeil et al., 2005) ou la modification des propriétés de décharge de celles-ci (Kamen et al., 1995) pourraient expliquer une grande partie de la perte de force musculaire liée au vieillissement alors que 39% dépendraient de facteurs musculaires tels les modifications de l'architecture musculaire (Lieber et Friden, 2000), du phénotype musculaire (proportion et taille des fibres musculaires) (Andersen, 2003) et la dégradation de la qualité contractile [à savoir, le couplage excitation-contraction (Payne et Delbono, 2004)] (Clark et al., 2006).

1.2.3.2.1. Tissu musculaire

1.2.3.2.1.1. Masse musculaire

La composition corporelle, incluant les masses grasse et musculaire, évolue avec le vieillissement. En effet, l'avancée en âge engendre une augmentation de la masse grasse (Jackson *et al.*, 2012) et une diminution de la masse musculaire (Hughes *et al.*, 2002; Rolland et Vellas, 2009).

Néanmoins, c'est principalement la masse musculaire qui va nous intéresser du fait de son lien majeur avec la force musculaire et le mouvement humain (Roubenoff et Hughes, 2000; Visser et al., 2000; Hughes et al., 2001; Janssen et al., 2002; Lauretani et al., 2003; Visser et al., 2005; Goodpaster et al., 2006) et son étude a été privilégiée durant de nombreuses années. Comme pour la force musculaire, la masse musculaire est aussi liée au maintien de l'autonomie des personnes âgées et plus précisément au déclin fonctionnel (Evans et Campbell, 1993; Janssen et al., 2002; Lauretani et al., 2003; Visser et al., 2005; Rolland et al., 2009; Rolland et Vellas, 2009; Bouchard et al., 2011) et au risque de mortalité (Janssen et al., 2002). Cette relation n'est pas surprenante puisque la force musculaire dépend, en partie, de la taille du muscle (Porter et al., 1995; Kanehisa et al., 1997; Raty et al., 1999). Différentes études montrent une diminution de 1 à 2% de masse musculaire par an à partir de 50 ans (Hughes et al., 2002; Rolland et Vellas, 2009). Plus précisément, Delmonico et al. (2009) ont observé lors d'une étude longitudinale de 5 ans que la masse musculaire du quadriceps, d'une cohorte dont l'âge moyen était de 73 ans et dont la masse corporelle était restée stable, avait diminué de 4,9% chez les hommes et de 3,2% chez les femmes. Il est cependant important de noter que la perte de masse musculaire lié à l'avancée en âge n'est pas linéaire puisqu'il existerait une accélération de cette diminution entre 65 et 70 ans (Waters et al., 2000).

De manière plus précise, l'épaisseur du muscle va également être importante puisqu'il est le reflet de la masse musculaire au niveau d'un muscle. Ainsi, celle-ci serait un bon indicateur de la détermination du nombre ou du diamètre des fibres musculaires. Même s'il existe différentes méthodes (comme la section anatomique) pour définir l'épaisseur du muscle, la section transversale physiologique du muscle (ou « cross sectional area »; CSA) est généralement privilégiée puisqu'elle prend en compte l'angle de pennation des fibres musculaires. Cette dernière correspond à la surface d'une coupe perpendiculaire aux fibres du muscle. Il a été démontré une augmentation de la force musculaire proportionnelle à l'augmentation de la surface

musculaire, et ce, que ce soit pour les muscles du membre inférieur (Jones *et al.*, 1989) ou supérieur (Edgerton *et al.*, 1990). De plus, comme nous pouvons le constater sur la figure 5, la CSA sera plus grande pour les muscles pennés comparativement au muscle fusiforme. De ce fait, la force musculaire normalisée par la CSA associée varie entre 16 et 60 N/cm² selon les études (Kanda et Hashizume, 1989; Edgerton *et al.*, 1990; Lieber et Friden, 2000).

Ainsi, la force musculaire est dépendante de la masse musculaire mais plus précisément, du nombre, de l'épaisseur et de la longueur des fibres contenues dans un muscle (Wickiewicz et al., 1983). Et en effet, une fibre musculaire (ou myofibrille) est composée de l'enchainement de structures protéiques : les sarcomères disposés parallèlement (en ligne transversale) et en série (en ligne longitudinale). Puisque la dimension des composants d'un sarcomère reste inchangée que ce soit en période de croissance (dû à l'âge ou un entrainement par exemple) ou de décroissance (vieillissement ou pathologie par exemple), la masse musculaire va être liée à la modification de nombre de sarcomères en parallèle ou en série qui vont respectivement influer sur le diamètre de la fibre musculaire ou la longueur de celleci.

Cependant, Delmonico *et al.* (2009) montrent une diminution de force musculaire au cours du vieillissement, et ce, qu'il y ait une prise ou une perte de masse corporelle en parallèle. De plus, Li *et al.* (2018) indiquent qu'une faible force musculaire est associée à un haut risque de mortalité indépendamment de la masse musculaire chez les personnes âgées de plus de 50 ans. De ce fait, il est essentiel de s'intéresser à d'autres facteurs musculaires pouvant être liés à la perte de force au cours de l'avancée en âge.

1.2.3.2.1.2. Phénotype musculaire

Bien que le motoneurones α soit le siège fondamental de la contraction, la fibre musculaire, elle, en est le moteur. Chaque fibre musculaire est entourée d'un réseau

de capillaires mais également d'une enveloppe excitable (plus communément appelée le sarcolemme). Les myofibrilles qui composent la fibre forment l'appareil contractile du muscle. Ces dernières sont subdivisées en type IIa et IIx, chez l'humain, en fonction de leurs caractéristiques histologiques et histochimiques (Bouisset et Maton, 1995). Ainsi, de manière similaire aux unités motrices décrites précédemment (Section 1.2.3.1.3), il existe des fibres musculaires de type I (qui sont également appelées les fibres oxydatives ou lentes) et des fibres musculaires de type II (nommées fibres glycolytiques ou rapides) (Lexell *et al.*, 1983). Ainsi, les fibres de types I développeront moins de force mais seront également moins fatigables que les fibres de types II (Lexell *et al.*, 1983). De ce fait, les fibres musculaires caractérisant les muscles sont le reflet de l'activité musculaire.

Ainsi, du fait de leurs propriétés contractiles mais également de leurs résistances à la fatigue, un changement de proportion ou de taille de fibres (Fig. 1.2F) peut entrainer non seulement une variation de la force musculaire mais également de la manière dont celle-ci sera développée. Bien qu'une baisse du nombre de fibres explique principalement la perte de masse musculaire qui a lieu pendant le vieillissement, une atrophie spécifique des fibres musculaires semble également impliquée (Lexell et al., 1983; Klitgaard et al., 1990; Aniansson et al., 1992; Hortobagyi et al., 1995). En effet, plusieurs auteurs ont seulement observé une diminution préférentielle de la taille des fibres de type II au cours du vieillissement (Lexell et al., 1983; Coggan et al., 1992; St-Jean-Pelletier et al., 2017). Cependant, les résultats présentés par Andersen (2003) et St-Jean-Pelletier et al. (2017) indiquaient également une atrophie des fibres de type I apparaissant autour de la fin de la sixième décennie ou au début de la septième décennie.

Par ailleurs, contrairement à l'observation d'un pourcentage de fibres de type I plus important au cours du vieillissement qui a pu être faite dans les années 80 (Lexell *et al.*, 1983; Jakobsson *et al.*, 1988), les nouvelles techniques d'imagerie et de traitement des échantillons musculaires ont permis de nuancer ce propos. En effet, il

semblerait que ce phénomène soit surtout lié à une augmentation de la proportion de fibres hybrides (expression de deux isoformes de chaines de myosine ; par exemple, type I/IIa ou I/IIx) dans le muscle âgé (Klitgaard *et al.*, 1990; Andersen, 2003; St-Jean-Pelletier *et al.*, 2017).

Finalement, il est important de comprendre que la relation entre la masse et la force musculaire est compliquée par l'agencement des fibres musculaires, soit l'architecture musculaire.

1.2.3.2.2. Architecture musculaire

Le muscle squelettique possède un degré complexe d'organisation. En effet, il est non seulement organisé au niveau cellulaire (disposition des sarcomères) mais également au niveau macroscopique. Ainsi, l'architecture musculaire (Fig. 1.2e), définie telle l'agencement physique des fibres musculaires au niveau macroscopique qui détermine la fonction mécanique d'un muscle (Lieber et Friden, 2000), est un facteur essentiel de la production de force musculaire et du contrôle du mouvement (Lieber et Friden, 2000; Narici et al., 2003). De ce fait, le type d'architecture présent (Fig. 1.6) définit les paramètres de contraction musculaire tels la force musculaire ou l'amplitude de raccourcissement du muscle. Afin de se contracter, une myofibrille, composée de l'enchainement de sarcomères, utilise les ponts d'actine - myosine (protéines responsables de la contraction fibrillaire). De manière succincte, plus le nombre de sarcomères en série sera important (et donc plus la fibre sera longue), plus le nombre de ponts sera important et plus la force développée par cette fibre sera importante (Wickiewicz et al., 1983; Lieber et Friden, 2000). Ainsi, même si les muscles pennés (Fig. 1.6-b) développent davantage de force que les muscles fusiformes (Fig. 1.6-a) du fait d'un nombre de fibres plus important et de la présence d'un angle de pennation, ils ont une capacité de raccourcissement amoindrie et donc une vitesse de contraction généralement moins importante. Cependant, la littérature est contrastée concernant l'évolution de la longueur des fibres au cours du vieillissement. En effet,

bien que Tomlinson et al. (2014) et Kubo et al. (2003) ne montrent pas de différence de longueur de fibres entre les personnes jeunes et âgées, Morse et al. (2005) ont révélé une diminution de ce facteur au cours du vieillissement. Néanmoins, il a été démontré, sur des modèles animaux, qu'une immobilisation (Williams et Goldspink, 1978), une altération musculaire (Koh et Herzog, 1998) ou encore un entrainement (Lynn et Morgan, 1994) pouvaient agir sur le nombre de sarcomères en série (et donc la longueur de la fibre musculaire).

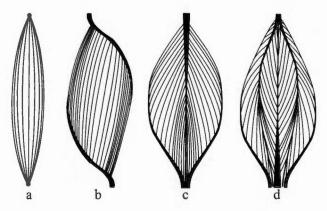


Figure 1.6: Exemples d'architecture musculaire a représente un muscle fusiforme; b un muscle unipenné; c un muscle bipenné et; d un muscle multipenné.

Par ailleurs, en plus de la longueur des fibres musculaires (soit le nombre de sarcomères en série), l'épaisseur du muscle (soit le nombre de sarcomères en parallèle comme nous venons de le voir) et l'angle de pennation, peuvent être des facteurs architecturaux importants. Ainsi, l'angle de pennation, défini comme l'angle formé par la direction des fibres et la ligne d'action du muscle (Lieber, 1992), a un impact physiologique important sur le processus de génération de force musculaire (Cormie et al., 2011) et sera donc différent selon le groupe musculaire ciblé. Notons que la force musculaire produite par le muscle est d'autant plus grande que l'angle de pennation se rapproche de 45 degrés (Bouisset et Maton, 1995). Cependant, lors d'une contraction, l'angle de pennation augmente au fur et à mesure que la fibre se

raccourcit (Zuurbier et Huijing, 1993). Ainsi, une grande force musculaire est développée au début de la contraction et un changement plus petit se réalise par la suite. Cependant, plusieurs études ont observé une diminution de l'angle de pennation au cours du vieillissement (Narici et al., 2003; Morse et al., 2005; Thom et al., 2007; Tomlinson et al., 2014; Narici et al., 2016; Gerstner et al., 2017) ce qui engendrerait donc une altération de la mécanique musculaire et donc de la force musculaire.

En conclusion, la force musculaire et son développement sont dépendants de plusieurs facteurs neurophysiologiques et musculaires qui sont plus ou moins affectés au cours de l'avancée en âge.

1.2.4. Bilan - Sous-objectif 1A

Suite à cette première partie de revue de littérature, certaines tendances, ainsi que certaines failles de la littérature émergent. L'importance de la force musculaire et de son développement dans la réalisation d'activités de la vie quotidienne n'est désormais plus à prouver. Il apparaît que cette dernière est associée à divers indicateurs de santé, résulte de la combinaison d'un certain nombre de paramètres neurophysiologiques et musculaires et diminue avec l'avancée en âge mais également avec l'apparition de pathologies chroniques ou aigues.

Cependant, deux grands points peuvent être mis en évidence. En premier lieu, les facteurs neurophysiologiques et musculaires sont généralement traités de manière individuelle dans la littérature. Il est effectivement très rare de trouver un article abordant plus de 3 facteurs musculaires ou neurophysiologiques et encore moins de regrouper ces deux thèmes dans une même étude. En ce sens, le <u>sous-objectif 1A</u> de cette thèse consistera à comparer la force musculaire et son développement ainsi que les facteurs neurophysiologiques et musculaires les influençant selon l'âge des participants.

1.3. Force musculaire, avancée en âge et capacité fonctionnelle

1.3.1. Espérance de vie en santé et limitations fonctionnelles

Le vieillissement de la population n'est pas le seul facteur entrant en jeu lorsque le maintien de l'autonomie est discuté. De récentes données mondiales ont mis en avant le fait que l'espérance de vie à la naissance augmentait plus rapidement que l'espérance de vie en santé (Salomon et al., 2012). Or, il est malheureux de constater que cette augmentation de la longévité n'est pas synonyme de vie en santé (Organisation mondiale de la santé, 2002). Dans ce même rapport, l'OMS indique qu'un individu né en 2015 devrait avoir une espérance de vie 63,1 ans (64,6 pour les femmes et 61,5 ans pour les hommes) au niveau mondial (Organisation mondiale de la santé, 2016) et de 69,9 ans au niveau du Canada (Organisation mondiale de la santé, 2002). Dans le même sens, au Québec, le nombre d'années sans limitations (et donc en santé) est passé de 67,7 ans en 1987 à 66,2 ans en 1998 (Pageau et al., 2001).

Bien que l'arrivée des limitations, définies telles des difficultés qu'une personne peut rencontrer à exécuter une tâche [mixée selon 2 définitions de la Classification Internationale du Fonctionnement, du handicap et de la santé (CIF) (Organisation mondiale de la santé, 2001)], peut être observée à différents moments au cours de la vie, la période la plus avancée en âge semble être néanmoins la phase la plus propice au développement de ce phénomène. En effet, l'Enquête sur la participation et les limitations d'activités de 2006 (Statistiques Canada, 2009) montre que seulement 11,5% de la population de 15 à 64 ans vit avec une incapacité alors que 43,4% des 65 ans et plus sont touchés.

Au vu de ce constat, il semble donc que le vieillissement de la population (Section 1.2.1), lié à l'augmentation de l'espérance de vie, ait pour effet d'accroître le nombre de personnes à risque d'incapacités [ou de limitations; puisque le terme «incapacité» utilisé dans la Classification Internationale du Handicap de 1980 a été remplacé par «limitation d'activité» dans la CIF actuelle (Organisation mondiale de la santé,

2001)]. En ce sens, le défi de santé publique serait donc de faire en sorte que les années de vie gagnées soient synonymes d'années actives et en santé.

Il semblerait donc que la prise en charge du vieillissement chronologique ne soit pas suffisante et qu'il y ait un intérêt majeur à prendre en compte le vieillissement dans sa globalité lorsque la thématique d'autonomie des personnes âgées est étudiée.

1.3.2. Processus de vieillissement

Comme nous avons pu le constater précédemment, le vieillissement est un enjeu majeur économique, social et de santé. Malheureusement, bien qu'il existe des données démographiques moyennes, le caractère hétérogène du processus de vieillissement n'en est pas moins important. En effet, il existe une pluralité des modes de vieillissement. La détermination de ces derniers est essentielle à la compréhension du vieillissement global d'un individu et donc, dans la mesure du possible, à son ralentissement.

1.3.2.1. Vieillissement chronologique

Le terme de vieillissement, utilisé dans le langage commun, fait généralement référence au vieillissement chronologique. Celui-ci correspond tout simplement à l'avancée en âge en fonction de sa date de naissance (âge civil). Cette classification permet notamment de catégoriser la population tels les « jeunes », les « adultes » ou encore le « troisième âge ». En ce sens, l'OMS définit à 60 ans le début de la catégorie des aînés (Organisation mondiale de la santé, 1999) alors que le gouvernement du Canada va préférer 65 ans (Turcotte et Schellenberg, 2006). De plus, pour certaines sociétés, et notamment en Afrique, l'âge de 50 ans serait plus représentatif de la population dite aînée (Organisation mondiale de la santé, 2000). En fait, l'âge chronologique des seniors correspond généralement au moment où la population d'une société se retire de la vie active.

Bien que cette catégorisation soit essentielle à l'obtention de données démographiques, plusieurs problèmes, mis en avant par Jeandel (2005) peuvent être

alloués à celle-ci. En effet, cette segmentation en groupe d'âge masque non seulement le principe selon lequel la vie est un *continuum* dont toutes les étapes sont interdépendantes mais s'éloigne également de l'intégration du concept de multigénération pourtant essentiel aux mentalités sociales actuelles. Enfin, l'aspect homogène de la population que ce classement diffuse, renvoie généralement à une image négative des seniors en y associant la notion de déficit (Jeandel, 2005). En ce sens, et afin de pouvoir définir une personne dans son ensemble, et non par rapport à la société à laquelle elle appartient, différents processus de vieillissement ont été mis en avant.

[Notons qu'afin de maintenir la clarté de ce manuscrit, les termes de « vieillissement » et « d'avancée en âge » seront exclusivement (à moins d'une spécification) utilisés pour représenter ce processus de vieillissement].

1.3.2.2. Vieillissement biologique

Si la définition générale du vieillissement est respectée, ce dernier entraine de multiples modifications de l'organisme. Ainsi l'avancée en âge et/ou la mise en place d'un âge repère prédéfini n'ont plus leur place dans cette détermination. En effet, ces changements physiologiques peuvent apparaître à des moments bien différents selon les individus ou les étapes de la vie (ex.: la perte de masse musculaire lors d'une fracture, etc.). De ce fait, ce processus sera préférentiellement appelé vieillissement biologique (ou physiologique). De manière relativement concise, en plus d'une dégénérescence cognitive dorénavant bien connue, le vieillissement s'accompagne de nombreux changements physiologiques notamment concernant la composition corporelle (diminution de la masse maigre et de la densité osseuse, augmentation de la masse grasse), le système nerveux (diminution du nombre de neurones corticaux, etc.), la dégénérescence des sens (ouïe, vue, goût), une mal-adaptation du système cardiovasculaire, un système respiratoire dont les capacités et débits sont réduits (entrainant ainsi une fatigue accrue) ainsi que de nombreux troubles de l'appareil locomoteur (Blain et Jeandel, 2003; Lutzler et al., 2005).

Ce processus physiologique dépend de la conjugaison de facteurs génétiques et environnementaux (Hayflick, 1968; Lutzler et al., 2005). Le degré d'implication de chacun étant propre à chaque individu, cela confère à ce processus une grande hétérogénéité. D'une part, un changement de comportement (inactivité physique, alimentation, consommation d'alcool et de tabac, etc.) entraine, avec le temps, une modification des facteurs influençant la stabilité de notre métabolisme. De plus, la part précise prise par l'hérédité n'est pas clairement définie dans le processus de vieillissement (Lutzler et al., 2005).

Enfin, la vie d'un individu est ponctuée par les expériences vécues et le seul modèle biologique n'explique pas l'intégralité du vieillissement global d'une personne. En effet, son évolution psychologique, ses influences sociales et culturelles ainsi que son niveau économique peuvent entrainer une grande variabilité du vieillissement.

Finalement, bien que le processus de vieillissement s'accompagne de modifications des facteurs environnementaux ou prédéfinies par le génome de la personne, chaque individu doit être capable de faire face aux diverses situations qui vont s'imposer à sa vie (deuil, maladie, etc.). En ce sens, il semble essentiel de s'intéresser davantage au processus de vieillissement fonctionnel (Jeandel, 2005).

1.3.2.3. Vieillissement fonctionnel

« Vieillir en bonne santé, c'est être capable de faire tout ce que nous apprécions le plus longtemps possible » (Plaquette informative sur le vieillissement, OMS). En ce sens, nous sommes à même de nous demander quelles sont les modifications qu'entrainent le vieillissement et qui pourrait nous empêcher de réaliser ce que nous souhaitons, finalement être autonome. Selon Evans et Campbell (1993), la diminution de la qualité de vie et de l'autonomie de la personne âgée est induite par une diminution de 40 à 50 % de la capacité fonctionnelle au cours du vieillissement. Cette dernière peut être définie telle la capacité maximale d'une personne à effectuer les activités permettant de combler ses besoins fondamentaux (Verbrugge et Jette, 1994),

remplir son rôle habituel ainsi qu'entretenir sa santé et son bien-être (Leidy, 1994). Par ailleurs, il est effectivement avéré que les actes de la vie quotidienne (AVQ) ne requièrent que 30% des capacités fonctionnelles totales d'un individu, les 70% restant étant considérés comme une réserve fonctionnelle (Jeandel, 2005). Cette marge de sécurité peut être utilisée lors de la survenue d'évènements et/ou d'agressions (physiques ou psychologiques) au cours de la vie. De manière générale, le vieillissement fonctionnel correspond donc à une diminution de la fonctionnalité pouvant entrainer des difficultés de mobilité ou à réaliser des actions nécessaires à la vie courante. Ainsi, différents vieillissements, dont l'âge est uniquement un facteur de risque, ont été définis par la littérature (Rowe et Kahn, 1987).

- (1) Tout d'abord, le *vieillissement réussi* ou à haut niveau fonctionnel correspond à un maintien des capacités fonctionnelles au cours du temps. Il s'agit du principe selon lequel l'individu vit le plus longtemps possible en excellente santé. Malheureusement, l'évolution ou le maintien à ce niveau dépend essentiellement du principe de prévention; or, il n'est pas forcément évident de penser à ses 80 ans quand une personne n'en a seulement que 20. Jeandel (2005) estime que ce niveau de vieillissement devrait être considéré comme le niveau « normal » à condition que chaque individu soit son propre repère.
- (2) Par ailleurs, le *vieillissement usuel* correspond à une diminution des capacités fonctionnelles mais sans que cela soit lié à une pathologie.
- (3) Enfin, le vieillissement fragile (ou avec morbidités) représente une baisse de la fonctionnalité importante. Les comorbidités liées à cet état fonctionnel sont généralement des déficiences (ou déficits) cognitives (démence), cardiovasculaires, locomotrices ou encore sensorielles.

Notons toutefois que cette caractérisation fonctionnelle est, non seulement intéressante du fait de sa notion de réversibilité, mais également du faible impact de l'âge chronologique sur celle-ci. En effet, quel que soit son âge, chaque individu peut changer son chemin fonctionnel dépendamment des adaptations mises en place dans sa vie quotidienne.

1.3.3. Relation entre la force musculaire et le statut fonctionnel

Comme nous avons pu le constater précédemment, la force musculaire dépend non seulement de facteurs neurophysiologiques mais également musculaires. L'étude de ces derniers selon le statut fonctionnel des personnes âgées serait donc plus que bénéfique puisqu'il a récemment été démontré un lien le développement de la force musculaire et la capacité fonctionnelle des membres inférieurs, et ce, quel que soit l'âge des individus (Osawa et al., 2018).

Notons que la littérature étant très peu fournie concernant cette thématique et d'autant plus chez les personnes âgées, la présente partie s'intéressera également à différentes pathologiques entrainant une diminution de la force musculaire, et ce, quel que soit l'âge de la population observée. Ainsi, des hypothèses concernant l'impact des différents facteurs influençant la perte de force selon le statut fonctionnel de personnes âgées pourront être mises en avant.

1.3.3.1. Facteurs neurophysiologiques et statut fonctionnel

Dans un premier temps, il semble évident de penser que si une diminution de force musculaire est notée, une réduction de l'activation musculaire le sera également. Comme nous l'avons précédemment expliqué, il semblerait que les résultats observés dépendent principalement des muscles étudiés lors de la comparaison de groupes d'âge différents. Néanmoins, une réduction de l'activation a été mise en évidence tant chez des adolescents obèses (Blimkie et al., 1990) que des enfants atteints de myopathie de Duchenne (Ropars et al., 2016) ou encore de jeunes adultes blessés médullaires (Thomas et al., 1998). De plus, la présence excessive de co-contraction des muscles antagonistes durant un mouvement pourrait également jouer un rôle majeur dans la perte de fonctionnalité de différentes populations présentant des incapacités (Chae et al., 2002; Eriksrud et Bohannon, 2003; Mayer et Esquenazi, 2003). Néanmoins, la littérature ne semble pas s'accorder sur l'impact de pathologies neurologiques sur ce facteur bien qu'elles soient reliées à une diminution de la

fonctionnalité des individus. En effet, alors que certains auteurs constatent une augmentation de la co-activation chez des individus hémiparésiques (Hammond et al., 1988; Chae et al., 2002), ayant eu un accident vasculaire cérébral (Lamontagne et al., 2000) ou une paralysie cérébrale (Ikeda et al., 1998), d'autres études observaient une co-activation équivalente à celle d'individus en santé, et ce, que ce soit à la suite d'un accident vasculaire cérébrale (Gowland et al., 1992) ou d'une atteinte de la moelle épinière (Thomas et al., 1998). La méthode utilisée serait un point de discordance majeure dans le cas présent (Busse et al., 2005). Par ailleurs, les unités motrices et plus particulièrement, leur recrutement ou encore l'état de myélinisation des axones pourraient influencer la force musculaire et ainsi entrainer des statuts fonctionnels différents. En ce sens, dans une revue de littérature, Thomas et al. (2014) indiquaient que, même si les unités motrices sont davantage recrutées, la fréquence de décharge plus faible de ces dernières et leur synchronisation altérée engendrent une faiblesse musculaire chez des individus présentant une lésion de la moelle épinière. De plus, Zijdewind et Thomas (2003) ont, quant à eux, observé une incapacité de dérecruter rapidement les unités motrices lors d'un mouvement volontaire chez des individus ayant une lésion incomplète de la moelle épinière. Enfin, la vitesse de conduction, reflétant l'état (la taille et la myélinisation) des axones des motoneurones, diminuerait dans certaines conditions ce qui engendrerait une perte de force musculaire. Et en effet, une diminution de cette vitesse chez des patients atteints de lésions médullaires a été constatée (Stefaniwsky et al., 1980; Chang et Lien, 1991; Thomas et al., 2014). Egalement, la diminution de force musculaire d'individus atteints de neuropathie diabétique serait en partie liée à la diminution de la vitesse de conduction des motoneurones, et ce quel que soit l'âge (Andersen et al., 1998).

1.3.3.2. Facteurs musculaires et statut fonctionnel

Comme nous l'avons constaté, la masse musculaire est un des facteurs les plus mis en lien avec la force musculaire mais également les capacités fonctionnelles. Ainsi, 40%

des patients souffrant de maladie pulmonaire chronique obstructive peuvent connaitre une baisse de la masse musculaire (Schols *et al.*, 2005; Vestbo *et al.*, 2006) allant jusqu'à 4,3% par an (Hopkinson *et al.*, 2007), soit environ le double du taux de déclin associé au vieillissement normal (Frontera *et al.*, 2000). De plus, une diminution de la section transversale du muscle des membres inférieurs pouvant atteindre 45% a été mise en évidence seulement 6 semaines après une lésion de la moelle épinière chez de jeunes adultes (Castro *et al.*, 1999). Cette valeur diminue ensuite d'environ 3,2% par décennie (Bauman et Spungen, 2008). Enfin, Mockford et Caulton (2010) montrent des résultats similaires dans une revue de littérature chez des enfants atteints de paralysie cérébrale.

De plus, étant donné que la force musculaire dépend de l'architecture musculaire (Blazevich et Sharp, 2005), des changements de cette dernière lors du vieillissement fonctionnel engendreraient, de facto, une modification de la force musculaire et de son développement. En ce sens, Narici et Cerretelli (1998) ont indiqué un changement majeur de l'architecture musculaire (diminution de l'angle de pennation et de la longueur des fibres) chez de jeunes hommes ayant une atrophie unilatérale du membre inférieur similaire à celui observé lors de l'avancée en âge (Narici et al., 2003; Morse et al., 2005; Thom et al., 2007; Tomlinson et al., 2014).

Par ailleurs, le constat réalisé par différentes expérimentations concernant la modification du phenotypage au cours de l'avancée en âge (Section 1.2.3.2.1.2) ne serait pas forcément identique chez des individus dont la mobilité est altérée. En effet, chez des personnes hémiparétiques (Chokroverty et al., 1976; Landin et al., 1977; Jakobsson et al., 1991; Hachisuka et al., 1997) mais également atteintes de maladie pulmonaire obstructive chronique (Jobin et al., 1998; Whittom et al., 1998; Gosker et al., 2007), une augmentation de la proportion des fibres de type II et une réduction des fibres de type I sont observées.

En conclusion, à ce jour, il semblerait que le vieillissement et l'immobilisation (ou la perte de fonctionnalité) n'entraineraient pas les mêmes conséquences au niveau des facteurs neurophysiologiques et musculaires influençant la force musculaire.

1.3.4. Bilan – Sous-objectif 1B

Au vu de cette deuxième partie de littérature, il est très difficile de déceler le processus de vieillissement mis en cause dans chacun des articles scientifiques abordant le thème de force musculaire et de son développement mais également dans ceux traitant des facteurs influençant celle-ci. De plus, il n'existe que peu d'articles traitant du statut fonctionnel que ce soit chez des jeunes adultes ou des personnes âgées. Or, il est important d'approfondir cette question puisque la capacité fonctionnelle est essentielle à l'autonomie de la personne et que celle-ci ne dépend pas forcément de l'âge chronologique. Ainsi, la variation de force musculaire et les modifications des facteurs reliés doivent être investiguées de manière plus précise. Ainsi, le sous-objectif 1B consistera à comparer la force musculaire ainsi que les facteurs reliés (neurophysiologiques et musculaires) entre des individus ayant une capacité fonctionnelle différente.

1.4. Conséquences de la perte de force musculaire/capacité fonctionnelle

1.4.1. D'un point de vue individuel

La complexité du corps humain et la multiplicité des évènements (deuil, accident, etc.) pouvant apparaître, rendent malheureusement impossible la création d'une courbe claire de la perte de force et d'une échelle des différentes conséquences (mineures ou majeures) en découlant. De plus, l'individu lui-même et surtout ses habitudes de vie vont influencer la survenue des conséquences de la perte de force musculaire. Une personne dotée d'une force musculaire importante, n'aura pas autant de difficulté liée à une perte d'une partie de celle-ci comparativement à un individu déjà faible. Ainsi, l'alimentation, la forme physique et les facteurs génétiques d'un

individu peuvent être des déterminants à prendre en compte lors de la perte de force musculaire (Rolland et Vellas, 2009).

Ainsi, il est évident que la principale conséquence naturelle de la perte de force musculaire est la perte de mobilité et donc d'autonomie fonctionnelle des personnes (Stenholm et al., 2009; Alley et al., 2014; McLean et al., 2014). Cette dernière augmente le risque de chutes (Goes et al., 2016), engendre une réduction de la vitesse de marche (Stenholm et al., 2009; Martinelli et al., 2013) et une augmentation de la perception de l'effort au fur et à mesure de la perte de force musculaire (Gandevia et McCloskey, 1977) pour ne citer que quelques aspects.

1.4.2. D'un point de vue sociétal

Dans un premier temps, l'avancée en âge entraine des conséquences sociétales importantes. En effet, les impacts du vieillissement sur un individu (que ce soit au niveau physique ou encore cognitif) se traduisent souvent par un retrait de ces individus du marché du travail puisqu'ils sont dans l'incapacité d'exercer. La conséquence de ce phénomène est la réduction des revenus personnels ainsi qu'une baisse de contribution à la société. Ce dernier élément fait référence à la participation sociale et à l'existence d'un lien avec la santé, l'un étant le facteur de l'autre (Raymond et al., 2008). Raymond et al. (2008) concluent qu'une plus grande participation sociale améliore non seulement la santé physique mais également mentale et, par le fait même, permet la réduction de l'utilisation des services (aide à domicile permanente ou ponctuelle, aide ménagère, etc.). Par ailleurs, ces auteurs notent qu'avoir une meilleure santé, ou au moins la perception d'avoir une bonne ou une excellente santé, favorise la participation sociale. Or, au Canada en 2008, plus de 60% des personnes âgées de 65 ans et plus se déclaraient ni en très bonne ni en excellente santé (Statistiques Canada, 2010). Ainsi, la morbidité coûte non seulement chère en soins de santé, mais également en contribution aux activités de la société.

Bien évidemment, le vieillissement de la population engendre un coût non seulement social mais également économique. Au niveau mondial, les dépenses de santé annuelles varient entre 20 et 6 000\$ selon le pays (Organisation mondiale de la santé, 2008). Au Canada, en 2010, les dépenses de santé par habitant s'élevaient à 5 614\$CAD (Gouvernement du Canada, 2012) dont 70,6% provenaient de fonds publics (Organisation de coopération et de développement économiques, 2011). De manière plus générale, les dépenses de santé des personnes de plus de 65 ans représentent 45% du budget total attribué à la santé par les gouvernements provinciaux et territoriaux (Institut canadien d'information sur la santé, 2013). Cependant, les problèmes de santé liés au vieillissement sont nombreux (arthrite, maladies cardio-vasculaires et métaboliques, dégénérescence cognitive, etc.) et plus de 1,75 millions de canadiens de plus de 65 ans présentait au moins une incapacité (autrement dit une limitation dans leurs activités quotidiennes) en 2006 (Statistiques Canada, 2009). Cette limitation d'activité va souvent être liée à la mobilité de la personne. En 2012, 33,2% de la population canadienne de 65 ans et plus présentait au moins une incapacité et 20,6% avaient des troubles de mobilité (Bizier et al., 2016). Or, en plus d'être un problème en soit, il est important de noter qu'une personne étant dans l'impossibilité de se mouvoir librement va développer davantage de problèmes de santé (Harper et Lyles, 1988). En effet, d'une part les limitations d'activité ellesmêmes vont générer une augmentation des coûts de soins de santé (consultation d'un médecin, achats de matériel d'aide à la marche, etc.) mais d'autre part, des coûts associés vont être nécessaire (assistance pour des soins personnels tels se laver ou s'habiller; pour exécuter des tâches domestiques et les déplacements de la personne, etc.) (Institut canadien d'information sur la santé, 2013).

Ainsi, il semble évident que la mise en place de stratégies adaptées permettant un maintien des capacités fonctionnelles et donc de l'autonomie des personnes âgées, quel que soit leur âge, est un autre enjeu majeur de santé publique.

1.5. Solutions thérapeutiques

1.5.1. Pharmacologiques

Comme nous l'avons précédemment expliqué, la force musculaire dépend de nombreux facteurs qu'ils soient neurophysiologiques ou musculaires. Ainsi, il est logique de penser que la prise de médicaments agissant sur ces facteurs pourrait influencer favorablement ou négativement la force musculaire. Cependant, seuls les traitements pharmacologiques testés chez l'humain dont la force musculaire était amoindrie seront abordés ci-après.

En premier lieu, il a été démontré que la prise de corticostéroides chez des patients atteints de dystrophie musculaire de Duchenne permet une amélioration de la force musculaire à court terme (Moxley et al., 2005) mais également un maintien de cette dernière à moyen terme ainsi qu'une réduction de la diminution de la force musculaire à long terme comparativement à des patients non traités (Manzur et al., 2008). De plus, la prise de testostérone durant 6 mois permettrait une augmentation de la force musculaire mais également de la puissance fonctionnelle chez les hommes âgés de plus de 65 ans (Travison et al., 2011). Par ailleurs, Onder et al. (2002) ont montré, lors d'un suivi longitudinal de 3 ans, que la prise d'inhibiteurs de l'enzyme de conversion de l'angiotensine (ECA ou ACE en anglais) permettait de ralentir voir de stopper la perte de force musculaire chez des femmes âgées hypertendues. Muir et Montero-Odasso (2011) indiquent que la supplémentation en vitamine D permet d'augmenter la force musculaire chez les personnes âgées. Cependant, Stockton et al. (2011) nuancent ce propos et mettent en évidence, également dans une revue de littérature, que la supplémentation en vitamine D influence la force musculaire uniquement si la personne est déficiente au départ. De plus, chez des adultes brûlés, la vitamine D serait influente uniquement lors de test de force dont la vitesse d'exécution est rapide (Rousseau et al., 2015). Enfin et de manière plus rapide, la

force musculaire pourrait être améliorée seulement 1 heure après l'ingestion d'un supplément Citrulline-Malate (Glenn et al., 2016) chez des joueuses de tennis seniors.

Néanmoins, même si cela semble efficace, la poly-pharmacologie récurrente chez les personnes âgées entraine de nombreux effets secondaires, et surtout une augmentation de la mortalité (Jyrkka *et al.*, 2009; Richardson *et al.*, 2011). Ainsi, cette voix d'intervention doit être évitée au maximum pour la population âgée.

1.5.2. Non-pharmacologique : l'activité physique

Il est désormais admis que la pratique d'activité physique a des effets bénéfiques sur la santé et plus spécifiquement sur la fonction musculaire. Or, comme nous venons de le voir, le changement de force musculaire est attribué à des facteurs neurophysiologiques et musculaires. Cependant, bien que le facteur principal mis en évidence dans l'explication de l'efficacité de ce type d'entrainement sur la force musculaire soit la masse musculaire (Lieber et Friden, 2000), Semmler et al. (2000) suggèrent que celle-ci dépend également d'autres facteurs impliquant notamment le système nerveux. En ce sens, l'augmentation de la force musculaire suivant un entrainement en activité physique dépendrait d'une part (et généralement dans les 4 premières semaines) d'une adaptation du système nerveux aux exercices demandés et d'autre part de changements majeurs (notamment au niveau musculaire) des facteurs influençant la force musculaire (Staron et al., 1994).

Néanmoins, différents types d'entrainements en activité physique existent tels la pliométrie, l'activité physique en résistance, en endurance ou combiné, la stimulation électrique, etc. Ces derniers sont généralement définis par plusieurs composantes telles la présence d'une charge ou non, la vitesse du mouvement, la répétitivité. Cependant, les activités physiques en résistance et récemment en puissance semblent être les plus efficaces pour améliorer la force musculaire, et ce notamment chez les personnes âgées (Hazell *et al.*, 2007; Tschopp *et al.*, 2011; Wallerstein *et al.*, 2012). En ce sens, la section suivante développera les impacts des entrainements en

résistance et en puissance sur la force musculaire, son développement ainsi que les facteurs neuromusculaires impliqués.

1.5.2.1. Activité physique en résistance

Généralement, ce type d'entrainement est défini par deux composantes que sont la présence d'une charge (plus ou moins lourde) et un nombre de répétitions (de 3 à 20 principalement).

1.5.2.1.1. Activité physique en résistance et force musculaire

L'entrainement en résistance est à ce jour une des stratégies non-pharmacologiques les plus étudiées chez la population âgée puisqu'il est considéré comme une méthode sécuritaire et efficace pour augmenter la force musculaire chez cette population (Frontera et al., 1988; Fiatarone et al., 1990; Hakkinen et al., 2000; Hakkinen et al., 2001; Correa et al., 2012; Radaelli et al., 2014; Unhjem et al., 2015). En ce sens, Peterson et al. (2010) ont mis en évidence, au travers d'une revue systématique, une augmentation de la force de poussée des jambes (29%), de la force des extenseurs du genou (33%), et de la force pectorale (24%) a été rapportée par ces auteurs. Cependant, Melov et al. (2007), quant à eux, indiquaient une différence de 38% à la suite d'un entrainement en résistance de 6 mois. Ainsi, la durée de l'entrainement serait sans doute essentielle. Et en effet, Doherty (2003), dans une revue de la littérature, a mis en avant le fait que l'entraînement en résistance pouvait augmenter la capacité maximale à soulever une charge une fois (1RM) de 30 à 152 % en fonction de la durée du protocole (de 8 à 84 semaines). Cependant, Frontera et al. (1988) ont montré des gains de force bien supérieur – soit +107 % sur un mouvement d'extension de la jambe et +227 % sur un mouvement de flexion de la jambe – après une période de 12 semaines d'entraînement chez des personnes âgées (de 60 à 72 ans). Il est intéressant de noter que ces effets peuvent être constatés à tout âge, et ce, même chez des personnes au niveau fonctionnel faible. En effet, un entraînement en résistance de 8 semaines chez des personnes âgées nonagénaires « fragiles » a entraîné un gain de force significatif (+173 % ou 12 kg en moyenne au niveau de l'extension de jambe) (Fiatarone et al., 1990). Pour expliquer cela, Peterson et al. (2010) ont mis en évidence une forte association entre l'amélioration de la force musculaire et l'intensité de l'entraînement, suggérant que de plus hautes intensités d'entraînement amènent à une amélioration plus importante de la force musculaire. Afin de comprendre les mécanismes sous-jacents à cette augmentation de force musculaire suivant un entrainement en résistance, il est important de s'intéresser à l'impact de ce type d'intervention sur les facteurs musculaires et neurophysiologiques associés. Au niveau musculaire, il est indéniable que l'entrainement en résistance permet une augmentation de la masse musculaire (ou masse maigre) chez les personnes âgées (Frontera et al., 1988; Fiatarone et al., 1990; McCartney et al., 1996; Hakkinen et al., 2000; Hakkinen et al., 2001; Hunter et al., 2004; Cannon et al., 2007; Correa et al., 2012; Unhjem et al., 2015). De plus, l'architecture musculaire peut être modifiée par un entrainement en résistance avec notamment une augmentation de la longueur des fibres et de l'angle de pennation (Blazevich et al., 2007; Reeves et al., 2009; Franchi et al., 2014, 2015; McMahon et al., 2014, Guex et al., 2016). De manière parallèle au fait que la perte de force musculaire serait expliquée à 39% par l'altération des facteurs musculaires (Section 1.2.3.2), l'augmentation de la force après l'entrainement serait due pour 40%, à une augmentation de la masse musculaire (Ferri et al., 2003). Plus précisément, la littérature indique, d'une part, une augmentation de la section transversale (Aagaard et al., 2001) pouvant être expliqué, en partie, par l'accroissement de l'angle de pennation (Seynnes et al., 2007), mais d'autre part, une diminution du nombre de fibres co-exprimées (Williamson et al., 2001) lors d'un entrainement en résistance. De plus, des auteurs mettent en avant l'impact d'un entrainement en résistance de 24 semaines sur certains facteurs neuromusculaires telles la diminution de la coactivation des muscles antagonistes chez des personnes âgées de 62 à 78 ans (Hakkinen et al., 2000) et une amélioration de la coordination des muscles agonistes

(Jones et al., 1989). De plus, Patten et al. (2001) et Kamen et al. (1995) montrent une augmentation de la fréquence de décharge après une période d'entrainement en résistance. Néanmoins, bien que le recrutement des motoneurones semble amélioré après une période d'entrainement en résistance, ceci reste controversé et compliqué à définir puisque des sujets non-entrainés sont également capables de réaliser une contraction maximale volontaire lorsqu'ils sont motivés (Bigland et Lippold, 1954). Enfin, Hortobagyi et al. (1996) notent que le changement dans l'inhibition et l'amélioration de la synchronisation serait obtenu de manière plus conséquente lors de contractions excentriques et concentriques comparé à des contractions concentriques seules. Ainsi, il semblerait que ces changements dépendent du type d'entrainement spécifique. Bien que Hakkinen et Komi (1986) et Hakkinen et al. (2000) relatent des changements induits par une adaptation du système neuromusculaire à la suite d'un programme d'entrainement en résistance, Ferri et al. (2003) n'ont observé aucune différence concernant les facteurs neuronaux après 16 semaines d'entrainement en résistance de haute intensité.

1.5.2.1.2. Activité physique en résistance et capacité fonctionnelle

Au vu de cette littérature, l'influence de l'activité physique en résistance sur la force musculaire semble bien établie. Un entrainement permettrait donc d'avoir un impact bénéfique sur la mobilité puisque le gain de force permettrait aux personnes âgées de réaliser les activités de la vie quotidienne (monter des marches, se déplacer sur des surfaces variées et inégales, etc.) et ainsi de conserver une locomotion permettant la conservation de l'indépendance (Pijnappels et al., 2008). En effet, plusieurs études ont montré qu'un gain de force semblerait transférable au niveau fonctionnel tel que démontré par les tests de la chaise, de l'escalier ou encore de la marche (Latham et al., 2003; Messier et al., 2004; Pahor et al., 2006). Ces résultats semblent être contestés par Goodpaster et al. (2008) qui ne montre aucune différence dans le score global de capacité fonctionnelle malgré une augmentation de la force musculaire à la

suite d'un entrainement en activité physique. Il semblerait donc que le gain de force ne soit transférable qu'au niveau de tâches fonctionnelles spécifiques. Finalement, bien qu'une amélioration de la force soit possible chez les personnes très âgées (Kryger et Andersen, 2007), l'acquisition de force plus tôt dans la vie (Sayers, 2008) serait synonyme d'une meilleure préservation de la capacité de mouvements fonctionnels, la prévention d'incapacités et de ce fait, le maintien de l'autonomie lors de l'avancée en âge.

Ainsi, bien que toutes les études précédemment citées s'accordent sur le fait qu'un entrainement en résistance permet une amélioration de la force musculaire, une composante reste néanmoins à ajouter à cela afin d'influencer les capacités fonctionnelles: la vitesse d'exécution du mouvement. Par exemple, Trappe et al. (2000) ont montré qu'un entrainement en résistance permettait d'améliorer la capacité de production de la force musculaire des fibres musculaires grâce à une amélioration de la vitesse de contraction. Par ailleurs, la puissance musculaire serait un meilleur prédicteur des limitations fonctionnelles chez les personnes âgées (Izquierdo et al., 1999; Sayers et al., 2003; Snijders et al., 2009). Ainsi, il est logique de penser qu'un entrainement spécifique en puissance serait encore plus bénéfique pour contrer la perte de puissance, et ce, quel que soit l'âge, l'état fonctionnel ou de santé des individus.

1.5.2.2. Activité physique en puissance

Ce type d'entrainement – ajoutant la composante vitesse à la charge et aux nombres de répétition précédemment cités dans un entrainement classique – commence à être fréquemment étudié depuis quelques années. Ceci n'est pas surprenant puisqu'au cours de l'avancée en âge, la puissance musculaire décline plus rapidement que la force musculaire (Metter et al., 1997) et est également mise en lien avec une mobilité plus réduite (Bassey et al., 1992; Bean et al., 2013). De plus, la réduction de la puissance entraine une augmentation du risque de chutes chez les personnes âgées

(Rubenstein, 2006) puisqu'il devient impossible pour eux de produire une force musculaire assez rapidement pour mettre en place des stratégies posturales en réponse à la perturbation.

1.5.2.2.1. Activité physique en puissance et force musculaire

Ainsi, toutes les études recensées s'accordent sur l'observation d'une amélioration de la force et de la puissance musculaire à la suite d'un entrainement en puissance, et ce, quelles que soient la durée du protocole [de 8 (Henwood et Taaffe, 2005) à 24 semaines (Henwood et al., 2008)] et la population étudiée. En effet, bien que la plupart des études s'intéressaient à des individus de 65 ans et plus en parfaite autonomie (Henwood et Taaffe, 2005; Orr et al., 2006; Bottaro et al., 2007), certaines études comprenaient des jeunes adultes (Van Cutsem et al., 1998) ou encore des personnes âgées ayant une mobilité réduite ou «pré-fragiles» (Hruda et al., 2003; Drey et al., 2012).

Malheureusement, à l'heure actuelle, les mécanismes sous-jacents à ces améliorations de force et également de puissance musculaire restent très peu investigués. Puisque les effets positifs de ce type d'entrainement sont généralement observés sans modification associée de la composition corporelle (c'est-à-dire sans hypertrophie musculaire), ils sembleraient que les améliorations résulteraient principalement d'adaptations neuronales (Henwood et Taaffe, 2005; Drey et al., 2012). En effet, comme nous l'avons précédemment expliqué, la modulation de la force musculaire peut dépendre de plusieurs niveaux du système neuromusculaire (des commandes motrices centrales aux fibres musculaires elles-mêmes). Cependant, à l'heure actuelle, seules quelques études se sont penchées sur l'impact d'un entrainement en puissance sur ces facteurs. Ainsi, Hakkinen et al. (2000), Henwood et Taaffe (2005) et Bottaro et al. (2007) ont mis en évidence une augmentation de l'activation des unités motrices à la suite d'un entrainement en puissance. Un entrainement en résistance à haute intensité de 14 semaines permettrait également une augmentation

de la synchronisation des motoneurones (Aagaard et al., 2000). De plus, une augmentation de l'activation EMG des muscles impliqués dans la marche (fléchisseurs et extenseurs du genou et fléchisseurs plantaires) a été observée à la suite d'un entrainement en puissance de 10 semaines chez des personnes âgées de plus de 65 ans (Beijersbergen et al., 2017). Par ailleurs, d'autres études ont suggéré une diminution de la co-activation des antagonistes suite à l'entrainement (Bottaro et al., 2007; Drey et al., 2012), bien que cela puisse être également associé à un effet d'habituation (Hakkinen et al., 2001) explicable par une augmentation de l'efficacité du système neurophysiologique des ces individus. Au niveau musculaire, Aagaard et al. (2001) ont montré une amélioration de l'angle de pennation et une augmentation de la longueur des fibres musculaires chez de jeunes adultes à la suite d'un entrainement en puissance de 14 semaines. De plus, ce type d'entrainement entrainerait une modification des propriétés des fibres musculaires ce qui engendrerait une augmentation de la vitesse de contraction de ces dernières chez de jeunes adultes (Van Cutsem et al., 1998) et aurait même été impliqué dans le mécanisme de conversion des fibres de type I aux fibres de type II dans une population d'athlètes (Wilson et al., 2012).

Ainsi, bien qu'ils puissent exister de nombreux autres mécanismes sous-jacents responsables des gains de force et de puissance musculaire après un entrainement en puissance, il semble évident que les adaptations neuromusculaires jouent tout de même un rôle crucial. Néanmoins, la question de l'impact de ce type d'entrainement sur la capacité fonctionnelle reste essentiellement à déterminer.

1.5.2.2.2. Activité physique en puissance et capacité fonctionnelle

Une des premières études à avoir investiguer les effets d'un entrainement en puissance a été réalisée par Earles *et al.* (2001). Cette étude a évalué les effets d'un programme en puissance comparativement à un programme de marche durant 12 semaines sur les performances fonctionnelles de personnes âgées. Cependant, bien

que les auteurs ont observé une amélioration de la force musculaire, les capacités fonctionnelles, elles, sont restées stables à la suite de l'entrainement (Earles et al., 2001). Néanmoins, d'autres études rapportent non seulement des améliorations de la puissance musculaire mais également de la force musculaire et de la capacité fonctionnelle chez des personnes de plus de 60 ans en santé ou fragiles (Hruda et al., 2003; Henwood et Taaffe, 2005; Orr et al., 2006; Bottaro et al., 2007; Henwood et al., 2008; Bean et al., 2009; Balachandran et al., 2017). Dans le même sens, Sayers et al. (2016) ont observé une amélioration des performances fonctionnelles chez des hommes et femmes âgées ayant réalisé 12 semaines d'entrainement en puissance avec des mouvements très rapides. Le même constat a été réalisé à la suite d'un entrainement à haute intensité chez une population âgée diabétique (Celes et al., 2017). Mises ensemble, ces études indiquent que l'entrainement en puissance pourrait être la clé pour contrer la perte de mobilité des personnes âgées. Cependant, Sayers et al. (2016) mettaient en évidence la nécessité de réaliser les mouvements à une moyenne de 0.88m/s pour observer un impact de l'entrainement en puissance sur la performance fonctionnelle des personnes âgées. de Vos et al. (2005), quant à eux, ajoutaient la notion de charge en suggérant que lever une charge lourde le plus rapidement possible était la méthode la plus efficace pour améliorer la puissance musculaire, ainsi que la force et l'endurance chez les personnes âgées. De plus, Orr et al. (2006) ont signalé qu'un levé de charges légères rapidement entraînait de meilleures améliorations de la fonction (notamment l'équilibre).

Ainsi, l'entrainement en puissance semble être très clairement bénéfique pour la force musculaire et la performance fonctionnelle. Cependant, et comme en dénote les deux derniers points, la vitesse de mouvement lors de la phase concentrique et la charge optimale les plus efficaces pour améliorer les capacités fonctionnelles ne semblent pas encore avoir été définies. Par conséquent, même si la force musculaire augmente à la suite de tous les types d'intervention en puissance, la variation des facteurs précédemment cités engendreraient peu ou pas d'amélioration de la capacité

fonctionnelle chez les personnes âgées. Et en effet, plusieurs études indiquent que l'amélioration de la force musculaire à la suite d'une intervention en activité physique n'aurait qu'un faible impact sur la survenue d'incapacité au cours de l'avancée en âge (Skelton et al., 1995; Damush et Damush, 1999; Keysor et Jette, 2001; Keysor, 2003; Boshuizen et al., 2005; Liu et Latham, 2011). Ainsi, le transfert des avantages de l'entrainement en résistance à la performance des capacités fonctionnelles serait limité. Et effectivement, il a été suggéré que la relation entre la force musculaire et la performance physique (i.e. la vitesse de marche) est non linéaire (Buchner et al., 1996). Lorsqu'un certain niveau est atteint, une augmentation supplémentaire de la force musculaire n'améliore pas davantage les performances, y compris chez des personnes âgées présentant des incapacités (Ferrucci et al., 1997). Ainsi, il semblerait intéressant de combiner un entrainement en puissance avec des exercices fonctionnels spécifiques susceptibles de faire évoluer la force musculaire et les capacités des personnes âgées de manière continue.

1.5.2.3. Activité physique fonctionnelle

1.5.2.3.1. Comment la définir?

L'activité physique fonctionnelle permet d'entraîner les muscles dans des mouvements coordonnés et multidimensionnels, et de mobiliser de multiples articulations durant des tâches dynamiques avec possiblement des perturbations de l'équilibre afin d'améliorer la fonctionnalité (Boyle, 2004; Sipe et Ritchie, 2012). Ainsi, le principe de l'intervention fonctionnelle est sa spécificité puisque l'entrainement à une activité spécifique est le meilleur moyen de maximiser la performance de cette dernière (Hawley, 2008; Reilly et al., 2009). Cette définition étant relativement large, un grand choix de programmes d'entrainement ayant des conceptions et des objectifs différents peut être établi. De ce fait, alors que Chin A Paw et al. (2006) ont élaboré un entrainement basé sur des jeux tels le lancer ou l'attrapage de balles, plusieurs études se sont intéressées à des exercices stimulants

des tâches locomotrices telles la marche, la montée d'escalier ou le lever de chaise (Cress et al., 1996; Skelton et McLaughlin, 1996; Gillies et al., 1999; Alexander et al., 2001; Dobek et al., 2007; Manini et al., 2007; Littbrand et al., 2009).

1.5.2.3.2. Entrainement fonctionnel, force musculaire et capacité fonctionnelle

En premier lieu, bien que ce ne soit pas forcément le facteur recherché, lorsque l'entrainement fonctionnel comprend un élément de musculation, la force musculaire est améliorée (Cress et al., 1996; Skelton et McLaughlin, 1996; Alexander et al., 2001; Gine-Garriga et al., 2010; Clemson et al., 2012). De manière similaire, puisque l'objectif de l'entraînement fonctionnel est d'optimiser la compétence d'un individu à réaliser une certaine tâche (Siff, 2002), il n'est pas étonnant d'observer une amélioration de la vitesse de lever de chaise lorsque cet exercice est inclus dans l'intervention (Skelton et McLaughlin, 1996; Alexander et al., 2001; Helbostad et al., 2004; Dobek et al., 2007; Gine-Garriga et al., 2010). Plus précisément, Krebs et al. (2007) ont observé une amélioration de la vitesse de marche ainsi que du temps pour le test du lever de chaise à la suite d'un entrainement fonctionnel de 6 semaines chez des personnes âgées. De manière similaire, Skelton et McLaughlin (1996) ont montré une amélioration de tous les tests fonctionnels évalués (lever de chaise, montée d'escalier, Timed up and go) à la suite d'un programme de 8 semaines chez des femmes de 81 ans. Enfin, à la suite d'un entrainement dans lequel le travail de l'équilibre et de la force musculaire était intégré aux activités quotidiennes, le risque de chutes s'est vu diminué de 39% dans une population d'hommes et de femmes âgés de plus de 80 ans (Clemson et al., 2012).

Il est important de noter qu'un entraînement fonctionnel peut cibler soit des éléments essentiels [telles l'accélération ou la force des membres inférieurs (Littbrand *et al.*, 2009)], soit plusieurs éléments axés sur une tâche [telle se lever d'une chaise avec une veste lestée (Skelton et McLaughlin, 1996) ou avec des vitesses différentes

(Krebs et al., 2007)]. Il est donc sensé de penser que l'accumulation de plusieurs exercices fonctionnels permettra d'améliorer davantage la capacité fonctionnelle globale des individus âgés et donc de conserver leur autonomie plus longtemps.

Au vu de cet état des lieux concernant les différentes possibilités d'activité physique, il semblerait intéressant de combiner un entrainement en puissance avec des exercices fonctionnels afin d'optimiser l'amélioration de la force et la puissance musculaires mais surtout la capacité fonctionnelle et la mobilité des personnes âgées. Or, ceci n'a, à notre connaissance, jamais été mis en place pour une population d'hommes âgés en santé.

1.5.3. Bilan – Sous-objectif 2

Suite à cette dernière partie de revue de littérature, plusieurs constats peuvent être faits. Bien que les entrainements en résistance soient encore les plus courants dans la littérature, la dernière décennie a vu émergé des interventions en puissance qui sembleraient plus adaptées aux activités à réaliser par la population âgée. Néanmoins, l'impact de ces interventions sur la capacité fonctionnelle et donc la mobilité des ainés reste trop variable pour en tirer des conclusions formelles. Ainsi, l'association d'exercices fonctionnels à un entrainement en puissance réalisé sur machine serait une intervention à considérer. De ce fait, afin de constater des bénéfices de ce style d'entrainement, le dernier sous-objectif de cette thèse sera d'observer les effets d'un entrainement mixte en puissance sur la force musculaire et son développement ainsi que sur les facteurs neurophysiologiques et musculaires associés chez des hommes âgés en santé en fonction de A) leur âge; ou B) leur statut fonctionnel.

CHAPITRE II

OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES

2.1. Objectif général

Comme mentionné précédemment, la perte de force musculaire est étroitement liée au déclin des capacités fonctionnelles des personnes vieillissantes, et donc à leur perte d'autonomie. De plus, l'activité physique représente la stratégie non-pharmacologique la plus efficace pour lutter contre ce déclin. La force musculaire ainsi que son développement dépendent de nombreux facteurs neurophysiologiques et musculaires. Cependant, le lien entre certains de ces facteurs et la capacité fonctionnelle ainsi que l'impact de l'activité physique sur ces derniers restent mal connus dans la littérature actuelle.

Ainsi, l'objectif principal de cette thèse est de constater de l'influence des facteurs neurophysiologiques et musculaires sur la force musculaire et son développement d'hommes âgés en santé ainsi que d'observer l'effet d'un entrainement mixte en puissance sur ces facteurs et la force musculaire.

2.2. Sous-objectifs

L'objectif principal se décompose en 2 sous-objectifs, chacun divisé en 2 objectifs spécifiques.

2.2.1. Sous-objectif 1

Le premier sous-objectif vise à examiner les facteurs pouvant influencer la force musculaire et son développement à travers les facteurs neurophysiologiques et musculaires associés chez des hommes âgés. Plus spécifiquement, nous visons à

répondre à ce questionnement en fonction de l'âge (sous-objectif 1A) et du niveau fonctionnel (sous-objectif 1B).

2.2.1.1. Hypothèse spécifique 1A

Nous émettons l'hypothèse que les individus les plus âgés (plus de 70 ans) auront non seulement une force musculaire plus faible mais également un développement de cette force plus lent que les hommes âgés de 55 à 65 ans. De plus, les facteurs neurophysiologiques seraient plus affectés chez le groupe plus âgé. Néanmoins, les facteurs musculaires étudiés ici devraient être similaires entre les deux groupes.

2.2.1.2. Hypothèse spécifique 1B

Comme mentionné précédemment, la force musculaire influence la capacité fonctionnelle des personnes âgées et n'est pas seulement dépendante de l'âge. Nous émettons donc l'hypothèse que le force musculaire et son développement mais également les facteurs neurophysiologiques et musculaires seront plus faibles/altérés chez les hommes ayant une capacité fonctionnelle amoindrie.

2.2.2. Sous-objectif 2

Finalement, le second sous-objectif consiste à observer les effets d'un entrainement mixte en puissance sur la force musculaire et son développement ainsi que sur les facteurs neurophysiologiques et musculaires associés chez des hommes âgés en santé. De la même manière que pour l'objectif 1, deux objectifs spécifiques ont été établis en fonction de l'âge (sous-objectif 2A) et du statut fonctionnel (sous-objectif 2B).

2.2.2.1. Hypothèse spécifique 2A

La première hypothèse de ce sous-objectif est que l'entrainement mixte en puissance sera profitable pour l'ensemble des participants. Néanmoins, il sera davantage bénéfique aux hommes les plus âgés (70 ans et plus), et ce, que ce soit concernant la

force musculaire, son développement mais également les facteurs reliés. De plus, nous émettons l'hypothèse qu'après ces 12 semaines d'entrainement, le groupe le plus âgé devrait atteindre le niveau pré-entrainement de force musculaire et de facteurs associés des hommes les plus jeunes.

2.2.2.2. Hypothèse spécifique 2B

La dernière hypothèse du sous-objectif 2 est que l'entrainement mixte en puissance sera davantage bénéfique pour les hommes ayant une faible capacité fonctionnelle, et ce, que ce soit concernant l'intégralité des variables observées (force musculaire, son développement et les facteurs reliés). Enfin, nous émettons l'hypothèse qu'après ces 12 semaines d'entrainement, le groupe le plus faible fonctionnellement parlant aura atteint le niveau pré-entrainement de force musculaire et de facteurs associés des hommes ayant une haute capacité fonctionnelle.

CHAPITRE III

MÉTHODOLOGIE

3.1. Recrutement

3.1.1. Généralités

Afin de recruter les participants, des courriels, affiches et pamphlets ont été distribués dans des centres communautaires, associations, lieux publics ainsi que dans des résidences ou maisons de personnes âgées de la ville de Montréal et des alentours.

Une sélection des personnes intéressées a été réalisée en fonction des critères d'inclusion et d'exclusion décrits dans la prochaine section.

Toutes les procédures expliquées dans cette section ont été approuvées par le Comité Institutionnel d'Éthique de la Recherche avec des Êtres Humains (CIÉR) de l'Université du Québec à Montréal (UQAM) en octobre 2012 (Annexe A). Les objectifs ainsi que les procédures et risques inhérents à cette étude ont été expliqués à tous les participants. Ces derniers ont approuvé et signé le formulaire de consentement (Annexe B).

3.1.2. Critères d'inclusion et d'exclusion

Tous les participants devaient avoir plus de 55 ans, être sédentaire (soit pratiquer moins de 120 minutes d'activité physique structurée ou moins de 180 minutes d'activité physique volontaire par semaine) ainsi qu'avoir un indice de masse corporel (IMC) compris entre 18 et 30 kg/m².

Par ailleurs, les hommes recrutés ne devaient présenter aucune pathologie cardiovasculaire, orthopédique, métabolique, neurophysiologique (auto-déclarées) ou cognitive [passation du MoCA (Nasreddine *et al.*, 2005)]. Ils ne devaient pas fumer plus de 2 cigarettes par jour ni consommer plus de 2 verres d'alcool par jour. De plus, ils ne devaient pas porter de pace maker ou d'implant métallique. Les participants réalisant la biopsie musculaire ne devaient pas prendre de médicaments liés au flux sanguin (anticoagulant, ex : coumadin).

Enfin, afin de valider le protocole d'entrainement, les participants ne devaient pas partir en vacances durant les 12 semaines du protocole d'entrainement.

3.1.3. Protocole général de l'étude

Une entrevue téléphonique a été réalisée chez tous les hommes intéressés afin de les sélectionner en fonction des critères d'inclusion et d'exclusion mentionnés ci-dessus. Après cette sélection initiale, les hommes ont été invités à venir à l'UQAM pour une première visite d'évaluation (Fig. 3.1), afin de déterminer leur composition corporelle, capacité fonctionnelle, fonction cognitive et fonction neuromusculaire. À la fin de celle-ci, il leur a été remis le brassard *Armband* qu'ils ont porté durant 7 jours consécutifs. La seconde visite d'évaluation a été réalisée à l'hôpital Royal Victoria pour les hommes réalisant la biopsie musculaire (Fig. 3.1). L'évaluation initiale s'est donc faite sur 2 jours avec un intervalle maximale de 15 jours afin d'éviter des changements physiologiques. Tous les participants ont été ensuite conviés à venir 3 fois par semaine durant 12 semaines pour réaliser l'entrainement mixte en puissance (EMP). À la fin de cette période, tous les participants ayant

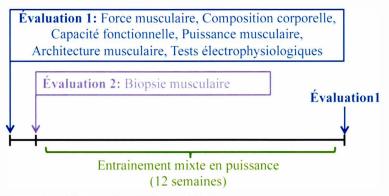


Figure 3.1 : Protocole général de l'étude

terminés le programme ont de nouveau effectué la première visite d'évaluation (Fig. 3.1).

3.1.4. Description du recrutement final

Comme l'indique la figure 3.2, 173 hommes ont été contactés par téléphone afin de leur faire passer un questionnaire permettant de valider les critères de recrutement. À cause de cette étape, 89 personnes ont été exclues à cause d'un IMC trop élevé (n=22), un IMC trop faible (n=1), des problèmes orthopédiques (n=12), d'autres critères de recrutement non adéquats (n=24) ou autres (manque de temps, de motivation, etc.; n=31). Finalement, 84 participants sont venus passer les évaluations à l'UQAM.

Du fait de contre-indications sur les variables d'intérêt, 13 participants ont été exclus. Ainsi, 71 hommes étaient admissibles pour répondre au sous-objectif 1A. Les participants ont été séparés en fonction de leur âge afin de former un groupe de 29 hommes âgés de 55 à 65 ans et un groupe de 42 hommes âgés de 70 ans et plus.

À postériori, les résultats de 11 participants ont été éliminés du fait d'un problème sur l'appareil mesurant la force musculaire. De ce fait, afin de répondre au sous-objectif 1B, 60 hommes ont été divisés en fonction de leur statut fonctionnel (calculé par l'intermédiaire d'un score Z) : 30 individus ayant une forte capacité fonctionnelle et 30 ayant une faible capacité fonctionnelle.

Ces 60 participants ont, par la suite, suivis 12 semaines d'entrainement mixte en puissance qui a engendré un abandon de 16 individus suite à une blessure/maladie (non due au programme proposé ici; n=9), des problèmes personnels (n=4) ou autre (n=3). Pour répondre au sous-objectif 2A, 20 hommes de 55-65 ans ont été comparés à 24 de 70 ans et plus. Enfin, des tertiles ont été établis en fonction du statut fonctionnel des individus ayant complétés l'intervention. Seuls les tertiles supérieur et inférieur ont été conservés à des fins d'analyse pour investiguer l'efficacité de EMP.

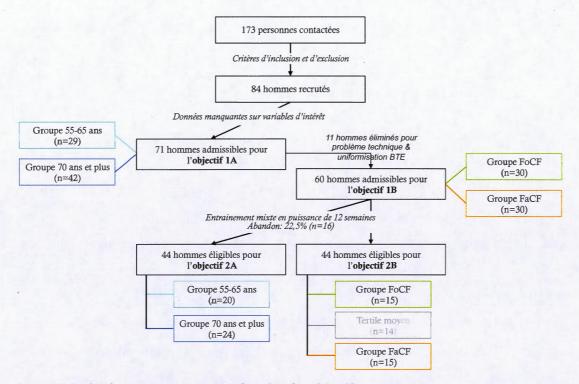


Figure 3.2 : Schéma de recrutement en fonction des objectifs

Il est à noter que toutes les mesures décrites ci-après (excepté la biopsie musculaire) seront réalisées avant et après la période d'EMP de 12 semaines.

3.2. Évaluations des participants

3.2.1. Mesures anthropométriques

Les participants ont été pesés sur un pèse-personne électronique (Omron HBF-500CAN, USA) et leurs tailles ont été mesurées avec un stadiomètre (Seca stadiomètre, USA). L'IMC de tous les participants a été calculé par l'intermédiaire de la formule : masse corporelle (kg)/ taille² (m²).

3.2.2. Dépense énergétique journalière et niveau d'activité physique

La dépense énergétique journalière ainsi que le nombre de pas exécutés quotidiennement ont été estimés par l'intermédiaire d'un accéléromètre tri-axial (SenseWear® MINI Armband) placé sur le bras des participants durant 7 jours consécutifs. Les participants devaient retirer le brassard uniquement lors de la toilette quotidienne. Cette méthode a été décrite et validée précédemment par Brazeau et al. (2016) et Colbert et al. (2011).

3.2.3. Mesures de la composition corporelle

Les mesures des différents compartiments corporels ont été réalisées par absorptiométrie à rayons X à double énergie (Dual energy X-ray absorptiometry -DEXA ou DXA). Il s'agit d'un outil validé et dont le coefficient de variation des différents paramètres mesurés variait de 1 à 3% (Fuller et al., 1992; Cohen et Rushton, 1995). Le DXA a systématiquement été calibré, chaque jour, avant d'être utilisé. Il permettait de mettre en évidence le pourcentage de masse grasse, de masse maigre et de connaître la densité osseuse de la personne. Le participant s'allongeait sur la table de l'appareil. Il était ensuite centré en fonction des lignes dessinées sur le plateau afin de respecter les consignes de fonctionnement de l'appareil (tête à 3 cm de la ligne supérieure, bras ne dépassant pas les lignes extérieures tracées, corps et tête centrés, jambes serrées). Une fois le participant positionné, un premier scan de 6 minutes pour le corps complet était effectué suivi de 2 autres scans au niveau de la tête du fémur et des vertèbres lombaires (L1-L4). Notons que les 2 derniers scans étaient réalisés afin de mesurer la densité osseuse de la personne. En cas d'ostéoporose et afin d'éviter tout risque de fracture, l'individu était exclu de l'étude. Pour la présente étude, la masse grasse totale, ainsi que les masses maigres (MM) totale, des membres inférieurs et de la cuisse droite étaient observées. Notons que la MM des membres inférieurs a été obtenue directement par l'appareil (via le logiciel Prodigy) qui a mesuré la masse maigre dans la zone entre le bassin et les orteils des deux membres inférieurs. Néanmoins, la MM de la cuisse droite a été estimée manuellement en dessinant une zone polygonale tracée du bassin à l'articulation du genou. La MM était ensuite automatiquement calculée dans cette zone définie. Les mesures ont été jugées utilisables uniquement si les membres étaient parfaitement distinguables les uns des autres

3.2.4. Évaluation de la capacité fonctionnelle

Quatre tests issus du « Senior Fitness Test » (Rikli et Jones, 2001) ainsi que 2 tests issus du « Short Physical Performance Battery » (Guralnik et Winograd, 1994), adaptés et valides dans une population âgée (Guralnik et Winograd, 1994; Bouchard et al., 2009), ont été choisis afin de définir un profil fonctionnel des personnes âgées. Notons qu'il s'agit des tests les plus utilisés pour la population gériatrique.

3.2.4.1. Tests du 4m marche

Dans un premier temps, les participants devaient marcher le long d'une toise de 4 mètres à leur rythme naturel de marche (celui qu'ils ont dans la rue). Notons qu'afin d'éliminer la période d'accélération et de décélération, les individus partait 2m avant la toise et ne s'arrêtait que 2m après. Le temps requis pour parcourir la distance de 4 mètres était chronométré et noté puis fut converti en vitesse de marche (m.s⁻¹). Cette conversion nous a permis d'analyser cette variable de façon pratique, puisqu'il s'agit d'un indicateur important de l'autonomie fonctionnelle. En effet, il est à noter qu'une valeur inférieure à 1 m.s⁻¹ est un signe de déclin fonctionnel (Cesari *et al.*, 2005).

Par la suite, il a été demandé à tous les participants de réaliser de nouveau cette action mais, cette fois, en marchant le plus rapidement possible. Le test était également chronométré et a permis de constater de la capacité d'adaptation et d'accélération des individus.

3.2.4.2. Tests de lever-marcher chronométrés (*Timed Up and Go*)

Le participant était chronométré alors qu'il devait se lever d'une chaise (sans utiliser ses bras), marchait 4 mètres, tourner autour d'un plot puis retourner s'asseoir sur la chaise. Dans un premier temps, il a été demandé aux participants de réaliser cette tâche en utilisant sa cadence de marche naturelle, puis, dans un second temps, en marchant le plus rapidement possible (sans jamais courir). Ces tests ont permis d'évaluer la capacité d'un individu à enchaîner deux actions ainsi qu'à observer la vitesse de cette opération.

3.2.4.3. Test de l'escalier

Ce test consiste à alterner un maximum de fois les touches de pied droit et gauche (seulement toucher la marche et non monter dessus) sur une marche de 20 cm de hauteur en 20 secondes. Les sujets devaient réaliser un maximum de « touches » durant ce temps imparti.

3.2.4.4. Test de la chaise

Afin de réaliser ce test, les participants devaient se lever et s'asseoir 10 fois d'une chaise de 40 cm sans accoudoir, et avec les bras croisés sur la poitrine le plus rapidement possible. Le temps entre la position initiale assise et la position finale assise était chronométré. Ce test permet non seulement de mesurer la vitesse la plus rapide à laquelle la personne peut s'asseoir et se lever d'une chaise mais constitue également une méthode d'estimation de la puissance musculaire (cf. Section 3.2.6).

3.2.4.5. Calcul du score z de capacité fonctionnelle

D'une part, afin de classifier le niveau fonctionnel des participants et d'autre part, pour créer les groupes, un score z de capacité fonctionnelle (CF) a été créé en se basant sur les 6 tests précédemment décrits. Dans un premier temps, un score z a été

utilisé pour standardiser chacun des tests individuellement puis pour l'ensemble des 6 tests, par l'intermédiaire de la formule :

$$z = (x-m)/\sigma$$

Où m représente la moyenne de la population étudiée et σ la déviation standard de cette même cohorte.

En ce sens, un score z positif correspond à une valeur au test au-dessus de la moyenne et un score z négatif, une valeur en dessous de la moyenne de la cohorte observée.

3.2.5. Mesures de la force musculaire

3.2.5.1. Forces absolues

3.2.5.1.1. Force musculaire concentrique

Durant la 2^{ème}, 6^{ème} et 12^{ème} semaine d'entrainement, des tests de 1 répétition maximale (1RM) sur une presse assise ont été réalisés par les participants afin de constater de leur force mais également d'ajuster les charges lors de l'EMP.

Après un échauffement de 5 répétitions avec de faibles charges, une charge estimée comme étant légèrement inférieure au 1RM du participant était choisie. Si le sujet réussissait à effectuer l'extension du genou et de la hanche, la charge était augmentée et un nouvel essai était tenté après un repos de 4 minutes. Notons qu'une répétition était considérée comme valide si le mouvement était effectué dans son entièreté, de façon contrôlée et sans assistance. Pour chaque participant, un maximum de 6 essais était accordé pour déterminer le 1RM. L'essai complété dont la charge était la plus élevée était considéré comme étant le 1RM.

Cette technique a été validée chez les personnes âgées (Ferri *et al.*, 2003; Peterson *et al.*, 2010) et les mesures obtenues semblent représentatives des autres mesures de force.

3.2.5.1.2. Force musculaire isométrique

Il s'agissait ici de mesurer la force maximale développée par le quadriceps droit de chaque participant. Ce test était effectué durant le protocole d'électrostimulation (expliqué dans la section 3.2.8.4).

Le participant était assis sur la chaise (Primus RS Chair, BTE, USA) avec la hanche attachée et avec le genou et la hanche à 135° et 90°, respectivement. Du fait de la fragilité observée pour les os des personnes âgées, l'angle du genou a volontairement été augmenté, comparativement au 90° généralement utilisé dans les autres études, afin de diminuer la force maximale qui pourrait être créé au niveau de l'articulation. Il était ensuite demandé au participant de réaliser une contraction volontaire maximale (CVM) de 2s en extension du genou. Trois essais étaient réalisés et une période de repos de 1 min 30s était octroyée entre chacun des essais. La valeur relevée la plus élevée était considérée comme la force maximale isométrique.

3.2.5.1.2.1. Test par l'intermédiaire du BTE

Dans un premier temps, la mesure était effectuée par l'appareil de dynamométrie (BTE Technologies – Primus RS). Le participant était installé sur la chaise et la jambe était attachée au bras de levier mécanique du dynamomètre.

Cependant, cet appareil s'est brisé en cours d'étude et nous avons dû mettre en place une nouvelle technique.

3.2.5.1.2.2. Test par l'intermédiaire d'une cellule de force

Le siège utilisé était celui du BTE, mais la jambe reposait sur un plateau métallique fixé à cette dernière. Un transducteur (cellule) de force était attaché au niveau de la cheville (et plus précisément des malléoles) des participants. Le processus précis de mesure de la force est décrit dans la section 3.2.8.4.

3.2.5.2. Forces relatives

Les masses maigres des membres inférieurs et de la cuisse droite ont été utilisées afin de normaliser les forces musculaires. Cela a donc permis de générer des forces relatives concentrique (Force concentrique absolue/Masse maigre des membres inférieurs; N/kg) et isométrique (Force isométrique absolue/Masse maigre de la cuisse droite; N/kg).

3.2.6. Puissance musculaire

La puissance fonctionnelle de l'ensemble des participants a été déterminée par l'intermédiaire de l'équation développée par Takai *et al.* (2009):

 $P_{fonctionnelle} = [(L - 0.4) \times masse corporelle \times g \times 10] / T_{chaise}$

Où 0,4 (m), L (m) et g (m/s²) représentent, respectivement, la hauteur de la chaise, la longueur du membre inférieur (soit la distance entre le grand trochanter et la malléole latérale du fémur) et l'accélération gravitationnelle (soit 9,8 m/s²). Enfin, T_{chaise} représente le temps réalisé pour réaliser le test de la chaise expliqué dans la section 3.2.4.4.

3.2.7. Mesures musculaires

3.2.7.1. Architecture musculaire

L'architecture musculaire a été mesurée par une technique d'ultrasons (M Turbo Ultrasound System, SonoSite, USA). Afin de standardiser les mesures effectuées, la longueur du fémur (du grand trochanter au condyle externe) a été mesurée et une marque fut apposée au niveau du tiers inférieur du fémur. Les participants étaient conviés à s'asseoir sur une chaise en ayant le pied à plat et la hanche et le genou fléchis à 90°, et les muscles décontractés. Trois images ont été obtenues à l'aide d'une sonde 15-6MHz (HFL 50, SonoSite, USA). La sonde était couverte d'un gel soluble à l'eau afin de fournir un contact sans déformer la peau et les tissus sous-

jacents. Afin de mesurer la masse grasse sous-cutanée au niveau du muscle Vaste Latéral, la sonde était positionnée perpendiculairement au derme et orienté suivant le plan sagittal du muscle. Par la suite, la sonde était placée en suivant le plan longitudinal du muscle afin d'obtenir une image des fibres et ainsi pouvoir mesurer l'épaisseur du muscle, l'angle de pennation que forment les fibres avec le fascia profond et la longueur des fibres. Les images obtenues ont été analysées à l'aide du logiciel ImageJ. Cette technique a été validée et utilisée dans des études ultérieures (Miyatani et al., 2004; Akagi et al., 2010; Thomaes et al., 2012).

3.2.7.2. Phénotype musculaire

Le phénotypage était déterminé à partir d'une biopsie musculaire effectuée sur le muscle VL. Ce dernier a été choisi car il représente un muscle extrêmement important dans la mobilité et l'indépendance des personnes âgées (Kulmala et al., 2014) mais aussi parce qu'il présente moins de risque de complications lors de biopsies musculaires. De plus, ce muscle est grandement impliqué dans la force musculaire et fait partie de la région musculaire la plus étudiée, ce qui facilite la comparaison avec la littérature. La biopsie musculaire a eu lieu à l'hôpital Royal Victoria et était réalisé par le Dr José Morais. Elle a été réalisée sous anesthésie locale (2 piqures étaient nécessaires afin d'anesthésier la peau puis les tissus sous-cutanés; un temps de 6 minutes d'attente était respecté afin d'être certain de la bonne réalisation de cette anesthésie) au niveau du tiers inférieur latéral de la cuisse droite. Le prélèvement du tissu a été effectué à l'aide d'une aiguille spécifique (Bergström) aux biopsies de tissus mous (Tarnopolsky et al., 2011). Le tissu prélevé était préparé (bloc histologique) et congelé avec de l'azote liquide sur le lieu de prélèvement. Des coupes de 7 à 10 µm d'épaisseur de muscle cryogénisé ont été effectuées à l'aide d'un cryostat à -20°C et montées sur des lames de verre. Afin d'observer la taille et la typologie des fibres musculaires, des marquages histologiques pour les 3 isoformes des chaines lourdes de myosine (MHC I, IIa et IIx) ont été réalisés (Gouspillou et al.,

2014). Le traçage des fibres individuelles a ensuite été réalisé en utilisant le logiciel Image J.

3.2.8. Mesures neurophysiologiques

Les évaluations neurophysiologiques consistait à mesurer 1) le réflexe de Hoffmann afin de déterminer l'excitabilité spinale, 2) les paramètres d'une contraction induite (secousse) par une stimulation électrique du muscle Vaste Latéral (amplitude de la secousse, temps de contraction et de ½ relaxation), 3) la capacité du système neuromusculaire à produire une contraction volontaire maximale (CVM) sans stimulation externe, puis 4) en superposant une stimulation électrique afin de déterminer la capacité de chaque individu à activer totalement le muscle Vaste Latéral, et 5) la capacité des participants à réaliser un mouvement fonctionnel (se lever d'une chaise).

Tous les tests ont été enregistrés en utilisant le logiciel Axoscope 10 et ont été analysés par l'intermédiaire des logiciels Clampfit 10 (Molecular Devices, USA) et Sigmaplot (Systat Software Inc. Etats-Unis).

3.2.8.1. Enregistrement électromyographique (EMG)

La peau recouvrant le soléaire (Sol), le nerf tibial dans le creux poplité, les muscles Vaste Latéral (VL) et Biceps Fémoral – court chef (BF) a été rasée avec un rasoir jetable et ces zones ont ensuite été nettoyées et désinfectées avec une compresse imprégnée d'alcool. Pour le muscle Soléaire, deux électrodes (hypoallergéniques adhésives en mousse d'hydrogel conducteur; 8mm; Modèle Medi-Trace 133, Covidien Kendall MA, USA), avec une distance inter-électrode d'environ 10mm, ont été placées sur le muscle inférieur au chef du muscle Gastrocnémien médial. Pour l'enregistrement EMG du muscle VL, deux autres électrodes ont été installées au niveau de la partie charnue du muscle à approximativement 10 cm au-dessus du bord supérieur de la patella. De plus, 2 électrodes supplémentaires ont été posées juste au-

dessus du bord latéral de la fosse poplitée afin d'enregistrer le court chef du BF. Pour finir, une électrode de masse a été disposée au niveau de la surface antérieure du tibia. Les signaux EMG ont été amplifiés (Grass P511; Astro-Med Inc, West Wrwick, RI, USA) et filtrés avec une bande passante (de 10-300Hz) avant d'être numérisés à 2kHz sur un système d'acquisition de données 12 bits (Axoscope 10 et Digidata 1440A; Molecular Devices, Sunnyvale, CA, USA). Les appareils d'enregistrement étaient reliés à un système d'isolation afin d'assurer une alimentation continue sans surcharges indésirables.

3.2.8.2. Mesure du réflexe myotatique

Le reflexe de Hoffmann (réflexe H) était induit par stimulation du nerf tibial au niveau du creux poplité avec une impulsion de 1 ms toutes les 5 à 8 secondes de façon aléatoire (Magladery, 1955; Hugon, 1973). Les participants étaient couchés en décubitus ventral sur une table matelassée avec les bras et les épaules détendues et la tête alignée dans l'axe du cou. L'intensité du stimulus était augmentée progressivement jusqu'à l'obtention du réflexe H maximal (Hmax) et de la réponse motrice maximale (Mmax). Les amplitudes de ces 2 ondes ont été mesurées en utilisant le logiciel Clampfit (Molecular Devices, USA). Pour chaque participant, le rapport Hmax / Mmax a été calculé. Cette technique a été validée et utilisée par plusieurs études (Hugon, 1973; Schieppati et al., 1986; Knikou, 2008).

3.2.8.3. Contraction du muscle Vaste Latéral induite par une stimulation électrique

Pour la réalisation de ce test ainsi que du suivant (section 3.2.8.4), les participants étaient assis dans une chaise réglable avec la hanche droite et le genou maintenus respectivement à 90° et 135° (Fig. 3.3). Un transducteur de force était fixé au niveau de la cheville droite des individus. Par la suite, deux électrodes auto-adhésives (9cm x

5 cm) ont été placées de chaque côté de la zone centrale (de la partie charnue du muscle) du muscle VL droit.

Une contraction musculaire a été provoquée par un train (500 Hz) de 3 ondes carrées de 1ms chacune (Stimulateur Grass S88 et unité d'isolation SIU5; Astro-med Inc, West Warwick, RI, USA). Trois stimulations ont été induites au hasard à un intervalle compris entre 15-20 secondes. L'amplitude maximale de la force musculaire induite, et les temps de contraction et de ½ relaxation ont été déterminées à partir des courbes de force observées (Fig. 3.3).

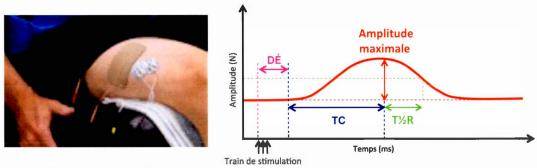


Figure 3.3 : Stimulation électrique du muscle Vaste Latéral

La photo de droite montre la manière dont les électrodes de stimulation ont été disposées sur le muscle Vaste Latéral de chaque participant. Le schéma de droite indique les mesures réalisées. DÉ: Délai électromécanique; TC: Temps de contraction; T½R: Temps de demi-relaxation.

3.2.8.4. Contraction volontaire maximale du muscle Vaste Latéral

Par la suite, les participants ont été invités à effectuer 3 CVM du muscle VL de 2 secondes chacune. Chaque essai a été séparé par une période de repos d'au moins 1 min 30. Les phases de développement de la force (pente ascendante), de maintien (plateau) et de relâchement (pente descendante) ont été analysées sur la courbe de force musculaire observée mais également au niveau de l'EMG enregistré (Fig. 3.4). Par ailleurs, une corrélation croisée a été réalisée lors de la CVM afin de déterminer le niveau de co-activation des muscles antagonistes VL et BF (Fig. 3.4).

Puis, après au moins 3 min de repos, les participants ont été invités à effectuer de nouveau une CVM sur laquelle a été superposée une stimulation électrique maximale.

La secousse a été appliquée pendant la phase de maintien de la CVM, soit environ 1 s après l'apparition du plateau de force.

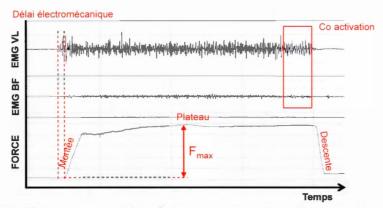


Figure 3.4: Facteurs mesurés lors de la contraction volontaire maximale

Avec VL: Muscle Vaste Latéral; BF: Muscle Biceps Fémoral; Fmax: Force isométrique maximale.

3.3. Entrainement mixte en puissance

Tous les participants ont complété 12 semaines d'entrainement mixte en puissance (EMP) dans le laboratoire d'entraînement équipé de l'UQAM. Les séances de 1 heure ont été programmées trois fois par semaine avec une pause de 48 heures entre les sessions et ont été supervisés par un kinésiologue. Chaque session a commencé par une période d'échauffement (10 min) selon le choix du participant (tapis de marche ou vélo elliptique) et se termine par des exercices d'étirement (10 min).

La partie de travail effectif de l'EMP a été divisée en 2 parties.

3.3.1. Exercices avec charges

La première partie était composée de quatre exercices de résistance qui ciblait les principaux groupes musculaires impliqués dans le maintien de la mobilité et de l'indépendance: a) les ischio-jambiers (flexion du genou; Fig. 3.5A), b) les pectoraux/extenseurs du coude (développé des bras assis; Fig. 3.5B), c) le grand dorsal (tirage à poulie haute; Fig. 3.5C) et d) les fessiers/quadriceps (extension des

membres inférieurs assis; Fig. 3.5D). Pendant les six premières semaines, les participants devaient effectuer une série de 12 répétitions comme échauffement spécifique et deux séries de 8 à 12 répétitions avec un tempo forcé de 1-0-2-0 (1 sec pour le mouvement concentrique, 0 sec pour le mouvement isométrique, 2 sec pour l'effort excentrique et 0 sec repos) afin de créer la dominante puissance (Ferri *et al.*, 2003). Les deux premières semaines ont été utilisées pour se familiariser avec le protocole. Au cours de la troisième semaine, un premier test de 1 répétition maximale (1RM) a été réalisé. Les charges ont ensuite été ajustées à 80% du 1RM. Pour les six dernières semaines, la charge d'entraînement a été augmentée en ajoutant une série de répétitions. Entre chaque série, une période de 1 min de repos était allouée. Finalement, les charges ont été régulièrement augmentées pour permettre aux participants de maintenir une intensité de travail élevée au cours des 12 semaines.

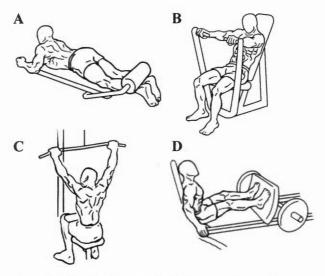


Figure 3.5 : Schématisation de l'entrainement avec charges. A représente l'exercice de flexion du genou, B le développé des bras, C le tirage à poulie haute et D l'extension des membres inférieurs assis.

3.3.2. Exercices fonctionnels

La seconde partie consistait à effectuer trois séries de 10 répétitions de six exercices fonctionnels. Le nombre de répétitions était fixé, mais le niveau de difficulté était

contrôlé et ajusté en fonction de l'échelle de Borg modifiée (0-10). Ainsi lorsque la difficulté estimée (et ressentie) par le participant était inférieure à 8, les exercices étaient adaptés et évolués afin de maintenir un effort intense lors de chaque séance d'entrainement.

- 1) Les quadriceps, ischio-jambiers et les fessiers étaient travaillés avec des flexions des cuisses (squat) avec ballon suisse (Fig. 3.6A). Le participant était dos au mur, appuyé contre le ballon suisse. Il devait réaliser une flexion des cuisses en gardant le dos collé au ballon. Il s'arrêtait lorsque ses genoux étaient fléchis à 90 degrés.
- 2) Le contrôle postural quant à lui, était renforcé par une mobilisation du bassin et du tronc par des mouvements de rotation assis sur ballon suisse (Fig. 3.6B). Chaque participant était assis sur le ballon suisse et réalisait des mouvements circulaires du bassin, puis en forme de huit (8) en conservant les mains sur les hanches. Lorsque l'exercice était réalisé avec aisance, il était demandé au participant de lever les jambes alternativement en respectant 3 secondes de contraction (lever de la jambe) et 3 secondes de relâchement (descente de la jambe). Les bras servaient alors de stabilisateurs pour le participant qui pouvait choisir de les garder le long du corps ou de les positionner en croix.
- 3) Des rotations externes de l'épaule permettrait le renforcement de la coiffe des rotateurs, essentielle à la stabilisation de cette articulation (Fig. 3.6C). Le participant se tenait debout, avec l'élastique (ou la charge quand cela devenait facile) dans sa main, le coude fléchit à 90 degrés (et donc l'avant-bras parallèle au sol). Il devait réaliser un mouvement en forme d'arc de cercle vers l'extérieur tout en gardant le coude collé à son tronc.
- 4) La montée d'escalier permettait de mobiliser les muscles des membres inférieurs (Fig. 3.6D). Le participant devait monter sur une marche (20 cm) et en redescendre en alternant pied droit et pied gauche au départ. Lorsque l'exercice était réalisé avec aisance, des poids (un dans chaque main) étaient donnés au participant. Puis si cela

devenait une nouvelle fois trop « facile», cet exercice était réalisé sur une marche plus haute (40 cm) sans poids d'abord et puis avec si besoin était.

- 5) Les participants devaient réaliser des flexions alternées des coudes avec haltères afin de renforcer les muscles fléchisseurs des membres supérieurs (Fig. 3.6E). Le participant devait, en gardant le dos bien droit et les muscles abdominaux contractés, réalisé des flexions de coude avec des poids qui augmentaient en fonction de l'aisance de celui-ci à réaliser l'exercice.
- 6) Un renforcement des muscles stabilisateurs du tronc et du dos était effectué par l'intermédiaire du chien d'arrêt (*bird-dog*) (Fig. 3.6F). Le participant devait, en gardant le dos droit et les muscles abdominaux contractés, lever et aligner avec le tronc, un bras et la jambe opposée puis réaliser le même exercice avec le bras opposé.

Les participants ayant terminé au moins 80% de l'EMP (29 sessions) étaient retenus pour les analyses.

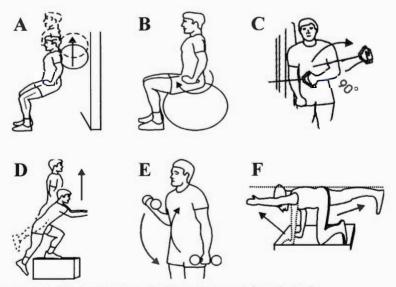


Figure 3.6: Schématisation de l'entrainement fonctionnel A représente les flexions de cuisse avec ballon Suisse; B une mobilisation du tronc; C une rotation d'épaule externe; D une montée d'escalier; E des flexions de coude et; F une renforcement des stabilisateurs du tronc.

3.4. Analyses statistiques

Pour commencer, une vérification de la normalité de la distribution de l'ensemble des données a été réalisée par les tests de Skewness et Kurtosis.

Précisons qu'aucune correction des résultats (post-hoc) n'a été effectuée par la suite. En effet, puisque l'étude a été conçue, et les participants recrutés, afin de répondre à notre problématique, les analyses de ce manuscrit sont des comparaisons planifiées (primary analysis) et non descriptives. Par ailleurs, l'intégralité de nos hypothèses est justifiée par la littérature. En ce sens, il ne devrait pas y avoir de faux positifs dans nos analyses. Il n'était donc pas nécessaire de corriger nos tests statistiques avec un test de Bonferroni ou un équivalent (Armstrong, 2014). Notons également qu'en principe, il existe un risque de 5% de générer des faux positifs (Nakagawa, 2004). Ainsi, cela reviendrait à utiliser un p équivalent à 0,0009 (car nous avons 57 variables) si le Bonferroni était utilisé dans nos analyses. Cette valeur de p est généralement utilisée seulement pour des analyses épidémiologiques (grand échantillon où toutes les variables sont généralement liées).

Ainsi, pour le sous-objectif 1, des tests paramétriques t de Student ont été réalisés entre les groupes d'âge (55-65 et 70+) d'une part, et les groupes fonctionnels (FoCF et FaCF) d'autre part, afin de déterminer s'il existait des différences concernant les variables anthropométriques, cognitives, musculaires et neurophysiologiques.

De plus, afin de répondre au sous-objectif 2, des tests paramétriques t de Student ont été effectués pour l'intégralité des variables lors de la période pré-entrainement. mais également pour afin de comparer les groupes d'âge, d'une part, et fonctionnels, d'autre part. Enfin, une comparaison des valeurs pré et post EMP ont été effectués par l'intermédiaire d'un test GLM (modèle linéaire général) à mesures répétées. Cependant, du fait du manque de puissance de nos analyses, des tests t appariés entre les groupes 55-65 et 70+ puis FoCF et FaCF ainsi qu'une comparaison des

pourcentages de changement dus à l'intervention ont été effectués par la suite et présenté ci-après.

Toutes les analyses statistiques ont été effectuées avec le logiciel SPSS (version 20.0, Chicago, IL, USA). $P \le 0.05$ était considéré comme statistiquement significatif et les résultats seront représentés tels Moyenne \pm Écart-type.

CHAPITRE IV

RÉSULTATS

4.1. Population étudiée

Comme précédemment illustré dans l'organigramme de la section précédente (Fig. 3.1), 71 hommes âgés en santé ont finalement été pris en compte pour nos analyses. Dans un premier temps, ces individus ont été divisés de deux manières différentes selon l'objectif visé. D'une part, afin de répondre au sous-objectif 1A, ces personnes ont été divisées en 2 groupes en fonction de leur âge, soit 29 hommes âgés de 55 à 65 ans (55-65) et 42 hommes âgés de 70 ans et plus (70+). D'autre part, afin de pouvoir répondre au sous-objectif 2B, un score Z de capacité fonctionnelle a été créé pour tous les participants. Les 60 hommes restants ont été divisés en fonction de leur score Z de capacité fonctionnelle, soit 30 hommes avec une forte capacité fonctionnelle (FoCF) et 30 hommes ayant une capacité fonctionnelle plus faible (FaCF).

Par la suite, il a été proposé aux 60 hommes ayant complétés l'intégralité des tests de poursuivre les investigations avec un programme de 12 semaines d'entrainement mixte en puissance. Cependant, seulement 44 personnes ont terminé notre programme; soit 26,7% d'abandon. Afin de répondre au sous-objectif 2A, les 44 hommes ayant complété l'intégralité de l'intervention ont été divisés en fonction de leur âge, soit 20 hommes de 55-65 ans (55-65) et 24 hommes de 70 ans et plus (70+). Enfin, afin de pouvoir répondre au sous-objectif 2B, le groupe de finissants a été divisé en tertiles tels 15 hommes ayant une forte capacité fonctionnelle, 14 hommes ayant une capacité fonctionnelle moyenne et 15 hommes ayant la capacité fonctionnelle la plus faible de la cohorte. Les analyses réalisées pour cet objectif

particulier ne concerneront que les hommes les plus forts (FoCF) et les plus faibles (FaCF).

4.2. Caractéristiques des participants

4.2.1. Étude relative à l'âge

Les résultats qui vont suivre correspondent à ce que nous avons observé lorsque les données étaient analysées pour répondre au sous-objectif 1A. Ainsi, en raison de la nature de notre devis, une différence d'âge entre les groupes 55-65 et 70+ a été observée (Tableau 4.1). Cependant, il est important de noter qu'il n'existait pas de différences concernant l'intégralité des mesures de composition corporelle (masse grasse totale, masses maigres totale, des membres inférieurs et de la cuisse droite) entre les deux groupes (Tableau 4.1). De manière similaire, l'intégralité de nos participants semblait avoir un profil cognitif (MoCA total) comparable (Tableau 1). Au niveau fonctionnel, les groupes 55-65 et 70+ avaient un profil similaire concernant les vitesses de marche (normale et rapide), le *Timed up and go* rapide, le test de la chaise et de l'escalier ainsi que le score de fonctionnalité (Score Z) total. Cependant, le groupe 55-65 était plus rapide que le groupe 70+ pour réaliser le *Timed up and go* à une vitesse normale (p=0,049; Tableau 4.1). Enfin, la dépense énergétique et le nombre de pas journaliers étaient identiques entre les 2 groupes d'âge (Tableau 4.1).

4.2.2. Étude relative au statut fonctionnel

Lorsque les données sont analysées en fonction du niveau fonctionnel des participants (sous-objectif 1B), nous constatons que l'ensemble des tests fonctionnels et à fortiori le score Z total [critère de division des groupes] étaient différents (p<0,001) entre nos groupes (Tableau 4.1). Ainsi de part notre devis, le groupe FoCF était plus rapide concernant les tests de 4m marche normale (p<0,001) et rapide (p<0,001), les *Timed up and go* normal (p<0,001) et rapide (p<0,001) ainsi que le test de la chaise

(p<0,001) comparativement au groupe FaCF (Tableau 4.1). Les hommes les plus forts fonctionnellement réalisaient plus de tapes lors du test de l'escalier (p<0,001) que les individus FaCF (Tableau 4.1).

Cependant, de manière surprenante, aucune différence d'âge n'a été constatée entre les deux groupes fonctionnels (Tableau 4.1). De plus, tous les participants avaient une composition corporelle similaire, et ce, que ce soit concernant la masse grasse totale, les masses maigres totale, des membres inférieurs et de la cuisse droite (Tableau 4.1). Enfin, les deux groupes avaient un profil cognitif (MoCA total) ainsi qu'un niveau d'activité physique (dépense énergétique et nombre de pas journaliers) comparables (Tableau 4.1).

Tableau 4.1: Caractéristiques des participants selon l'âge et le statut fonctionnel

Résultats exprimés tels Moyenne ± Écart-type. p<0,05 indiqué en gras et 0,05<p<0,1 indiqué en italique. IMC= Indice de masse corporelle; MG= Masse grasse; MM= Masse maigre; DE= Dépense énergétique.

Vari	Variables	Groupe 55-65 (n=29)	Groupe 70+ (n=42)	Ь	Groupe FoCF (n=30)	Groupe FaCF (n=30)	ф
	Âge (années)	$61,8 \pm 2,9$	$73,3 \pm 4,5$	<0,001	$68,0 \pm 5,7$	$70,7 \pm 7,9$	0,13
,	Taille (cm)	$171,9 \pm 4,9$	$171,5 \pm 6,0$	0,73	$172,1 \pm 4,3$	$171,0 \pm 6,3$	0,45
ıtelle	Masse corporelle (kg)	77,9 ± 11,1	76,5 ± 11,5	0,61	74,9 ± 8,5	$75,2 \pm 11,4$	06,0
orpo	IMC (kg.m-2)	26,3 ± 3,7	26,0 ± 3,1	0,64	25,3 ± 2,3	25,7 ± 3,5	0,54
o noi	MG totale (%)	27,5 ± 7,2	25,6 ± 7,0	0,26	25,9 ± 6,0	25,2 ± 7,8	0,70
iisod	MM totale (kg)	52,9 ± 4,7	53,5 ± 5,7	9,0	52,3 ± 4,5	52,8 ± 5,5	0,74
Com	MM des membres inférieurs (kg)	18,9 ± 2,2	18,9 ± 2,2	1,00	18.8 ± 2.0	18,6 ± 2,2	19,0
	MM de la cuisse droite (kg)	6,49 ± 0,86	$6,52 \pm 0,93$	06,0	6,47 ± 0,80	$6,36 \pm 0,89$	0,63
	MoCA total (/30)	27,0 ± 1,8	26,7±2,7	0,57	27,4±2,0	$26, I \pm 2, 9$	90'0
j j	Marche 4m normale (m.s ⁻¹)	$1,47 \pm 0,24$	$1,42 \pm 0,21$	0,40	$1,57\pm0,17$	$1,28\pm0,18$	<0,001
əllər	Marche 4m rapide (m.s ⁻¹)	$2,19 \pm 0,39$	$2,15 \pm 0,41$	69'0	$2,42 \pm 0,34$	$1,89 \pm 0,28$	<0,001
inoit	Timed Up and Go normal (s)	9,39 ± 1,35	$10,15 \pm 1,70$	0,049	$8,82 \pm 0,97$	$10,88\pm1,52$	<0,001
ouoj	Timed Up and Go rapide (s)	$6,55 \pm 1,10$	6,95 ± 1,08	0,13	$6,06 \pm 0,51$	$7,57 \pm 0,92$	<0,001
ètior	Test de la chaise (s)	21,3 ± 3,9	22,0 ± 3,6	0,40	$20,0 \pm 3,4$	23,3 ± 3,2	<0,001
Cap	Test de l'escalier (nb)	$33,0\pm6,I$	$30,6 \pm 5,0$	0,07	$35,2 \pm 3,9$	$27,6 \pm 4,2$	<0,001
1,5	Score Z total	$0,16 \pm 0,83$	-0.12 ± 0.76	0,14	$0,63 \pm 0,36$	-0.63 ± 0.58	<0,001
ď	DE journalière (kcal/jour)	2503 ± 412	2340 ± 335	0,11	2355 ± 397	2230 ± 377	0,24
٧	Nombre de pas (nb/jour)	8099 ± 4033	7675 ± 2745	0,65	7886 ± 3206	6950 ± 4114	0,35

4.2.3. Étude relative à l'effet de l'entrainement mixte en puissance en fonction de l'âge

Les résultats suivants représentent les analyses réalisées pour répondre au sousobjectif 2A et sont donc relatifs à l'effet de l'EMP de 12 semaines en fonction de l'âge des participants. Avant l'intervention, il n'existait pas de différences concernant l'intégralité des mesures de la composition corporelle (masse corporelle, masse grasse totale, masses maigres totale, des membres inférieurs et de la cuisse droite) entre les deux groupes d'âge (Tableau 4.2).

Cependant, suite à l'EMP alors que la masse grasse totale a diminuée chez les personnes de 55-65 ans (p=0,017), celle-ci est restée stable pour le groupe 70+ (Tableau 4.2). Les masses maigres totales et des membres inférieurs ont été augmentées significativement par l'ensemble des participants (quel que soit l'âge) après la période de 12 semaines d'entrainement (Tableau 4.2). Par contre, la masse maigre de la cuisse, elle, n'a pas changé suite à l'intervention, et ce, pour nos deux groupe d'âge (Tableau 4.2).

D'un point de vue cognitif (MoCA total), il n'existait pas de différence avant l'EMP entre les 2 groupes d'âge (Tableau 4.2). Néanmoins, à la suite de l'entrainement, le score global du MoCA a augmenté chez le groupe 55-65 (p=0,035) mais pas pour les 70+.

Par ailleurs, avant la période d'EMP, les groupes 55-65 et 70+ avaient un profil fonctionnel semblable, et ce, quels que soient les tests fonctionnels réalisés et le score Z total. Avec l'entrainement, alors que le groupe 70+ a amélioré l'intégralité des tests fonctionnels [soit les vitesses de marche normale (p=0,025) et rapide (p=0,009), les *Timed up and go* normal (p=0,018) et rapide (p=0,014), le test de la chaise (p=0,006) et de l'escalier (p<0,001) et le score Z total (p<0,001)], le groupe 55-65, quant à lui, n'a amélioré que les tests fonctionnels complexes tels les tests de la chaise (p<0,001) et de l'escalier (p<0,001) ainsi que le score Z total (p<0,001). Notons toutefois que ce

groupe a également eu tendance (p=0,058) à améliorer son temps au *Timed up and go* rapide (Tableau 4.2).

Finalement, la dépense énergétique et le nombre de pas journaliers étaient identiques entre les deux groupes d'âge avant la période d'entrainement (Tableau 4.2). Le groupe 70+ est le seul à avoir augmenté sa dépense énergétique journalière (p=0,040) à la suite de l'EMP (Tableau 4.2).

Notons, pour finir, qu'aucune différence concernant les pourcentages de changements (Δ) n'est observée entre les groupes 55-65 et 70+ au niveau des profils corporels, cognitifs, fonctionnels et d'activité physique (Tableau 4.2).

Résultats exprimés tels Moyenne ± Écart-type, p<0,05 indiqué en gras et 0,05<p<0,1 indiqué en italique concernant les différences pré/post EMP. *Différence significative (p<0,05) entre les groupes 55-65 et 70+ avant la période d'EMP. IMC= Indice de masse corporelle; MG= Masse grasse; MM= Masse maigre; DE= Dépense énergétique. Tableau 4.2 : Caractéristiques des participants avant et après un entrainement mixte en puissance en fonction de l'âge

		Group	Groupe 55-65 (n=20)	(Grou	Groupe 70+ (n=24)			Δ (%)	
>	Variables	Pré EMP	Post EMP	d	Pré EMP	Post EMP	р	Groupe 55-65	Groupe 70+	ф
	Âge (années)	$61,5 \pm 3,0$	-	-	$72,5 \pm 3,0*$	-	-	-		
8	Taille (cm)	171,8 ± 4,4	$171,7 \pm 4,5$	75,0	171,9 ± 5,8	$171,9 \pm 5,8$	26,0	$-0,03 \pm 0,25$	-0,00 ± 0,27	0,70
relle	Masse corporelle (kg)	76,4 ± 9,6	77,1 ± 8,6	0,25	74,6 ± 11,4	$74,0 \pm 10,6$	0,26	1,1 ± 3,91	$0,82 \pm 2,43$	0,71
orpo	IMC (kg.m-²)	25,9 ± 3,3	26,1 ± 2,8	0,23	25,2 ± 3,1	$25,4 \pm 3,0$	0,21	$1,32 \pm 4,15$	$0,76 \pm 2,42$	0,58
o noi	MG totale (%)	26,6 ± 7,6	$25,5 \pm 7,1$	0,017	24,9 ± 7,7	$24,3 \pm 6,8$	0,11	$-2,03 \pm 12,63$	$-1,09 \pm 8,22$	0,77
tisoc	MM totale (kg)	52,6 ± 3,4	54,0 ± 3,7	<0,001	52,5 ± 6,0	53,4 ± 5,4	0,001	2,76 ± 2,76	$1,99 \pm 2,34$	0,32
lwog	MM des membres inférieurs (kg)	18,7 ± 1,7	19,2 ± 1,9	<0,001	18,8 ± 2,4	$19,1 \pm 2,4$	0,007	$2,78 \pm 2,68$	$2,03 \pm 3,54$	0,44
)	MM de la cuisse droite (kg)	6,47 ± 0,69	$6,36 \pm 0,74$	0,22	6,42 ± 0,97	$6,33 \pm 0,77$	0,18	$-1,63 \pm 6,02$	$-0,90 \pm 4,55$	0,65
	MoCA total (/30)	27,4 ± 1,2	$28,2 \pm 1,6$	0,035	$26,2 \pm 3,0$	$26,9 \pm 2,4$	0,18	$2,91 \pm 5,32$	$3,21 \pm 9,70$	0,91
,	Marche 4m normale (m.s ⁻¹)	$1,47 \pm 0,23$	$1,55 \pm 0,24$	0,11	$1,44 \pm 0,21$	$1,53 \pm 0,18$	0,025	$6,71 \pm 15,00$	$7,73 \pm 15,43$	0,83
əlləu	Marche 4m rapide (m.s ⁻¹)	2,29 ± 0,38	$2,39 \pm 0,34$	0,11	2,16 ± 0,33	$2,29 \pm 0,34$	600'0	5,33 ± 11,43	$6,57 \pm 11,05$	0,72
noit	Timed Up and Go normal (s)	9,32 ± 1,57	$8,86 \pm 1,21$	0,11	$10,07 \pm 1,71$	9,19 ± 1,23	0,018	$-3,90 \pm 13,52$	$-7,16 \pm 14,64$	0,45
ouoj	Timed Up and Go rapide (s)	6,38 ± 1,10	5,98 ± 0,96	90'0	6,76 ± 1,02	$6,35 \pm 0,89$	0,014	$-5,36 \pm 13,19$	-5,55 ± 9,74	96'0
àtias	Test de la chaise (s)	20,6 ± 4,1	17,6 ±3,2	<0,001	21,0 ± 3,2	$19,1 \pm 3,2$	900'0	-15,0 ± 8,7	-9,2 ± 14,6	0,18
Caps	Test de l'escalier (nb)	34,8 ± 5,5	$38,1 \pm 5,3$	<0,001	31,7 ± 4,9	$34,9 \pm 5,4$	<0,001	$10,1 \pm 9,0$	10,8 ± 11,3	0,82
	Score Z total	$0,30 \pm 0,84$	$0,74 \pm 0,66$	<0,001	$0,03 \pm 0,76$	$0,47 \pm 0,62$	<0,001	$191,9 \pm 618,2$	$-6,93 \pm 293,9$	0,17
ď	DE journalière (kcal/jour)	2549 ± 423	2764 ± 774	0,35	2375 ± 331	2594 ± 455	0,040	$11,8 \pm 38,1$	1,91 ± 2,01	0,87
V	Nombre de pas (nb/jour)	8278 ± 4154	7905 ± 3327	99'0	850£ ± 889L	8227 ± 2611	0,49	$13,7 \pm 50,6$	18,5 ± 47,5	0,77

4.2.4. Étude relative à l'effet de l'entrainement mixte en puissance en fonction du statut fonctionnel

Les résultats exprimés dans cette section sont relatifs au sous-objectif 2B; soit de comparer l'effet d'un entrainement mixte en puissance sur des individus ayant un statut fonctionnel différent. Ainsi, de manière évidente, le tableau 4.3 montre une différence significative concernant tous les tests de capacité fonctionnelle et à fortiori le score Z total entre les deux groupes fonctionnels. Cependant, alors que l'intégralité des tests de capacité fonctionnelle et le score Z total ont été significativement améliorés pour le groupe FaFC à la suite de l'entraînement, seuls le score Z total (p=0,004) et les tests de la chaise (p=0,002) et de l'escalier (p=0,002) ont été augmentés par le groupe FoFC (Tableau 4.3). Enfin, le groupe FaCF a davantage amélioré (pourcentage de changement, Δ) le temps du 4m marche normale (p=0,019) et a eu tendance à améliorer plus ses résultats au *Timed up and go* rapide (p=0,054) et au test de l'escalier (p=0,095) que le groupe FoCF (Tableau 4.3).

De manière surprenante, la composition corporelle (masses corporelle, grasse ou maigre) de tous les participants était semblable avant la période d'entrainement de 12 semaines (Tableau 4.3). Cependant, alors que le groupe FaCF n'a eu aucun changement de composition corporelle, le groupe FoCF a augmenté la masse corporelle (p=0,004), l'IMC (p=0,007), les masses maigres totale (p<0,001) et des membres inférieurs (p<0,001) et diminué la masse grasse totale (p=0,028) après l'EMP (Tableau 4.3). La masse maigre de la cuisse est néanmoins restée stable pour ce groupe (Tableau 4.3). Au vu de ces résultats, il n'était donc pas surprenant d'observer un pourcentage de changement plus important concernant la masse maigre des membres inférieurs du groupe FoCF comparativement à celui du groupe FaCF (p=0,023; Tableau 4.3). Notons également qu'une tendance était observée concernant la masse maigre totale (p=0,084; Tableau 4.3). Finalement, toutes les autres variables de composition corporelle évoluaient de manière similaire pour l'ensemble des individus (Tableau 4.3).

Le profil cognitif des participants était similaire au début de la période d'intervention (Tableau 4.3). À la fin de l'EMP, seul le groupe FaCF a amélioré son score au MoCA total (p=0,044; Tableau 4.3). Néanmoins, il n'y avait pas de différence concernant l'évolution du score cognitif entre les deux groupes fonctionnels à la suite de l'EMP (Tableau 4.3).

Enfin, le groupe FaCF réalisait moins de pas journaliers (p=0,043) et avait tendance (p=0,089) à avoir une dépense énergétique moindre comparativement au groupe FoCF en pré-EMP (Tableau 4.3). Cependant, ces variables sont restées stables pour l'ensemble des participants à la suite des 12 semaines d'entrainement et les deux groupes avaient un pourcentage de changement dû aux entrainements similaire concernant ces deux variables (Tableau 4.3).

Tableau 4.3 : Caractéristiques des participants avant et après un entrainement mixte en puissance en fonction du statut fonctionnel

Résultats exprimés tels Moyenne \pm Écart-type. p<0,05 indiqué en gras et 0,05<p<0,1 indiqué en italique concernant les différences pré/post EMP. *p<0,05 et $^{\$}0,05$ concernant les différences entre les groupes FoCF et FaCF avant la période d'EMP. IMC= Indice de masse corporelle ; MG= Masse grasse ; MM= Masse maigre ; DE= Dépense énergétique.

		Group	Groupe FoCF (n=15))	Group	Groupe FaCF (n=15))	7	Δ (%)	
>	Variables	Pré EMP	Post EMP	р	Pré EMP	Post EMP	р	Groupe FoCF	Groupe FaCF	р
	Âge (années)	65,3 ± 5,2		-	69,1 ± 7,8	•	-			•
	Taille (cm)	170,2 ± 3,6	170,2 ± 3,8	08'0	172,4 ± 6,5	$172,4 \pm 6,6$	16,0	0,01 ± 0,24	-0,01 ± 0,35	0,85
orelle	Masse corporelle (kg)	72,8 ± 8,8	74,1 ± 8,5	0,004	75,8 ± 11,8	$76,3 \pm 11,0$	0,52	1,91 ± 2,08	0.86 ± 4.02	0,38
orpo	IMC (kg.m ⁻²)	25,1 ± 2,9	25,6 ± 2,8	0,007	25,5 ± 3,6	25,6 ± 3,3	19,0	1,94 ± 2,32	$0,80 \pm 4,31$	0,37
o noi	MG totale (%)	24,8 ± 6,8	23,9 ± 6,4	0,028	24,8 ± 9,5	24,6 ± 8,6	0,62	-3,14 ± 6,93	2,73 ± 14,59	0,17
tisoc	MM totale (kg)	51,5 ± 3,9	53,2 ± 4,0	<0,001	53,2 ± 5,9	53,9 ± 5,5	0,15	3,34 ± 1,60	1,52 ± 3,54	0,084
lwo	MM des membres inférieurs (kg)	6'1 ± 9'81	19,3 ± 1,8	<0,001	19,0 ± 2,4	$19,2 \pm 2,7$	0,18	3,84 ± 2,60	1,08 ± 3,59	0,023
)	MM de la cuisse droite (kg)	6,39 ± 0,82	6,43 ± 0,73	89,0	6,52 ± 0,96	6,35 ± 0,78	0,12	0.89 ± 5.51	-2,13 ± 5,70	0,15
	MoCA total (/30)	27,2 ± 2,0	27,7 ± 2,1	0,35	25,9 ± 3,0	27,1 ± 2,5	0,044	1,91 ± 6,66	6,10 ± 10,44	0,21
	Marche 4m normale (m.s ⁻¹)	1,60 ± 0,18	$1,62 \pm 0,23$	92,0	$1,24 \pm 0,16*$	$1,42 \pm 0,18$	900'0	1,32 ± 12,35	15,36 ± 17,54	0,019
əllən	Marche 4m rapide (m.s-1)	2,50 ± 0,28	2,59 ± 0,26	0,22	$1,91 \pm 0,38*$	$2,10 \pm 0,32$	0,032	4,14 ± 10,52	9,76 ± 13,85	0,23
noit	Timed Up and Go normal (s)	88'0 ± 09'8	8,35 ± 1,14	0,51	11,48 ± 1,62*	$10,10 \pm 1,01$	0,017	-2,01 ± 16,47	-9,79 ± 13,99	0,18
onol	Timed Up and Go rapide (s)	5,67 ± 0,40	2,60 ± 0,90	0,72	7,73 ± 0,94*	$6,87 \pm 0,83$	0,004	<i>-1,38</i> ± <i>12,23</i>	-10,29 ± 11,53	0,054
Stior	Test de la chaise (s)	18,4 ± 3,5	15,9 ± 2,2	0,002	23,6 ± 3,5*	$20,3 \pm 2,7$	0,001	-13,60 ± 11,70	-11,90 ± 9,60	0,70
SqRJ	Test de l'escalier (nb)	37,2 ± 3,2	40,7 ± 4,0	0,002	27,2 ± 4,2*	31,6 ± 4,4	<0,001	9,82 ± 10,14	16,04 ± 9,10	0,095
	Score Z total	0.88 ± 0.26	$1,22 \pm 0,29$	0,004	-0,77 ± 0,67*	$0,10 \pm 0,47$	<0,001	-93,9 ± 477,1	$43,7 \pm 50,0$	0,29
ď	DE journalière (kcal/jour)	2588 ± 450	2732 ± 1113	0,81	2315 ± 308§	2739 ± 638	0,12	7,37 ± 45,65	26,54 ± 38,44	0,40
٧	Nombre de pas (nb/jour)	9472 ± 2927	10289 ± 3267	0,80	6424 ± 4307*	8468 ± 4090	9,00	$11,0 \pm 39,2$	17,5 ± 73,2	0,84

4.3. Force musculaire

4.3.1. Forces musculaires isométriques et concentriques des participants selon l'âge et le statut fonctionnel

Afin de répondre au sous-objectif 1, les forces musculaires absolues et relatives des participants ont été mesurées. La force musculaire isométrique absolue n'était pas différente entre les 2 groupes d'âge (Fig. 4.1A), et ce, quelle que soit la méthode de mesure utilisée (BTE ou cellule de force). Au contraire, la force concentrique absolue était supérieure pour le groupe 55-65 comparativement au groupe de 70+ (p=0,002; Fig. 4.1B). De plus, puisqu'il n'y avait pas de différence entre les groupes d'âge concernant la composition corporelle, il n'était pas étonnant d'obtenir des résultats similaires lorsque les forces musculaires isométriques et concentriques étaient normalisées par les masses maigres de la cuisse et des membres inférieurs, respectivement. Ainsi, la figure 4.1C ne montre aucune différence concernant la force isométrique relative alors que la force concentrique relative était, elle, supérieure pour le groupe 55-65 comparativement au groupe 70+ (p=0,001; Fig. 4.1D).

Par ailleurs et sans surprise, la force musculaire isométrique absolue était significativement plus élevée pour le groupe FoCF comparativement au groupe FaCF lors d'une prise de mesure avec la cellule de force (p=0,022) alors qu'il n'y avait qu'une tendance lors de la prise par BTE (p=0,063; Fig. 4.1E). Dans le même sens, la force concentrique absolue était inférieure pour le groupe FaCF comparativement au groupe FoCF (p=0,006; Fig. 4.1F). Tout comme les résultats en fonction de l'âge, après normalisation de la force isométrique par la masse maigre de la cuisse et la force concentrique par la masse maigre des membres inférieurs, un constat similaire à celui des forces absolues a pu être réalisé. En effet, la force isométrique relative était plus faible pour le groupe FaCF comparativement au groupe FoCF, et ce, lors d'une mesure réalisée avec le BTE (p=0,007) ou la cellule de force (p=0,021; Fig. 4.1G).

Enfin, la force concentrique relative était plus faible pour le groupe FaCF que pour le groupe FoCF (p=0,004; Fig. 4.1H).

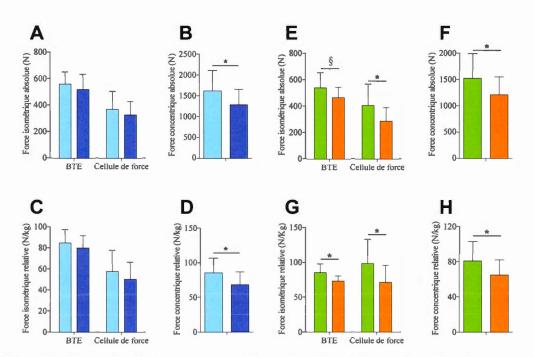


Figure 4.1 : Forces isométriques et concentriques selon l'âge et le statut fonctionnel

A: Force isométrique absolue des groupes 55-65 (en bleu) et 70+ (en violet) selon le matériel utilisé. B: Force concentrique absolue selon le groupe d'âge. C: Force isométrique relative à la masse maigre de la cuisse droite selon le groupe d'âge. D: Force concentrique relative à la masse maigre des membres inférieurs selon le groupe d'âge. E: Force isométrique absolue des groupes FoCF (en vert) et FaCF (en orange) pour les deux matériels utilisés. F: Force concentrique absolue selon le statut fonctionnel. G: Force isométrique relative à la masse maigre de la cuisse droite selon le statut fonctionnel. H: Force concentrique relative à la masse maigre des membres inférieurs selon le statut fonctionnel. Résultats exprimés tels Moyenne \pm Écart-type. *Différence significative (p<0,05) et \$tendance (0,05<p<0,1) entre les groupes.

4.3.2. Effet de l'entrainement mixte en puissance sur les forces isométriques et concentriques selon l'âge des participants

Les forces musculaires absolues et relatives des participants ont été analysées avant et à la suite d'un entrainement mixte en puissance de 12 semaines.

Ainsi, avant la période d'entrainement, la force musculaire isométrique absolue n'était pas différente entre les deux groupes d'âge (Fig. 4.2A), et ce, quelle que soit la méthode de mesure utilisée (BTE ou cellule de force). Cependant, alors que les deux groupes ont vu leur force s'accroitre significativement après l'EMP lors d'une prise de mesure par la jauge de contrainte (cellule de force; G55-65: p=0,001; G70+: p=0,040), à cause de problème technique, la mesure prise par le BTE montre une diminution de la force isométrique absolue pour le groupe 55-65 (p=0,014; Fig. 4.2A). De plus, la force concentrique absolue était supérieure (p=0,001) avant l'EMP pour le groupe 55-65 comparativement au groupe de 70+ (Fig. 4.2B). Cependant, tous les participants ont amélioré cette force après 12 semaines d'entrainement (G55-65 : p<0,001 ; G70+ : p<0,001 ; Fig. 4.2B). De manière similaire, il n'existait pas de différence entre les deux groupes d'âge concernant la force isométrique relative avant la période d'entrainement (Fig. 4.2C) mais une amélioration de la force isométrique relative (mesurée par la cellule de force) pouvait être constatée après l'EMP de 12 semaines (Fig. 4.2C) et ce quel que soit le groupe d'âge observé (G55-65 : p=0,001; G70+: p=0,037). Par ailleurs, la force concentrique relative était plus grande pour le groupe 55-65 avant la période d'entrainement (p=0,001; Fig. 4.2D), même si celle-ci a permis une augmentation de cette force pour tous les participants (G55-65: p<0,001; G70+: p<0,001; Fig. 4.2D).

Malgré le haut niveau de variabilité, notons que les pourcentages de changement étaient similaires pour nos deux groupes d'âge concernant la force isométrique absolue (G55-65 : $9.3 \pm 39.1\%$ vs. G70+ : $10.0 \pm 58.6\%$; p=0,97) et relative (G55-65 : $10.2 \pm 39.6\%$ vs. G70+ : $10.8 \pm 58.5\%$; p=0,97) mais également la force concentrique absolue (G55-65 : $40.2 \pm 26.9\%$ vs. G70+ : $36.7 \pm 17.3\%$; p=0,65) et relative (G55-65 : $36.0 \pm 26.2\%$ vs. G70+ : $34.7 \pm 19.2\%$; p=0,85).

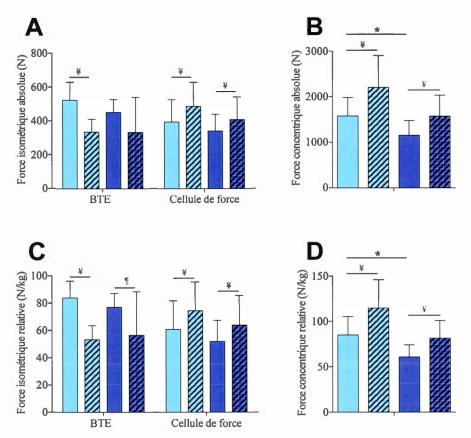


Figure 4.2 : Effet d'un entrainement mixte en puissance sur les forces isométriques et concentriques selon l'âge

A : Force isométrique absolue des groupes 55-65 (en bleu) et 70+ (en violet) avant (sans rayures) et après (avec rayures) la période d'entrainement selon le matériel utilisé. B : Force concentrique absolue selon le groupe d'âge avant et après l'intervention. C : Force isométrique relative à la masse maigre de la cuisse droite selon le groupe d'âge avant et après l'intervention. D : Force concentrique relative à la masse maigre des membres inférieurs selon le groupe d'âge. Résultats exprimés tels Moyenne ± Écart-type. *Différence significative (p<0,05) et les groupes. *Différence significative (p<0,05) et let d'appende pré et post entrainement.

4.3.3. Effet de l'entrainement mixte en puissance sur les forces isométriques et concentriques selon le statut fonctionnel des participants

Afin de répondre à l'objectif spécifique 2B, les forces musculaires ont été analysées par rapport au niveau fonctionnel des participants. Ainsi, alors que la force

musculaire isométrique absolue était significativement plus élevée pour le groupe FoCF comparativement au groupe FaCF lors d'une prise de mesure avec la cellule de force (p=0,007) avant l'EMP, il n'existait pas de différence lors de la prise par BTE (Fig. 4.3A). La partie droite de la figure 4.3A montre une augmentation de la force musculaire isométrique absolue mesurée par cellule de force pour les deux groupes fonctionnels après 12 semaines d'EMP (FoCF: p=0,012; FaCF; p=0,046). Cependant, comme indiqué précédemment à cause d'un problème technique, cette force, mesurée par BTE, diminuait pour le groupe FaCF (p=0,001) alors qu'elle restait constante pour le groupe FoCF après l'intervention (Fig. 4.3A). Notons également que, suite à une défaillance du système, seulement 1 participant FoCF a pu être testé avec cette méthode à la fin de la période d'entrainement. De plus, la force concentrique absolue était inférieure pour le groupe FaCF comparativement au groupe FoCF (p=0,016) avant les 12 semaines d'EMP (Fig. 4.3B) et tous les participants ont amélioré significativement cette force après l'entrainement de 12 semaines (FoCF: p=0,001; FaCF: p<0,001; Fig. 4.3B).

Lorsque normalisées par rapport à la masse maigre de la cuisse droite et des membres inférieurs, les changements de force musculaire étaient similaires à ceux obtenus pour les forces absolues. En effet, avant la période d'entrainement, la force isométrique relative était plus faible pour le groupe FaCF comparativement au groupe FoCF mais uniquement lors d'une mesure par la cellule de force (p=0,005; Fig. 4.3C). Cependant, bien qu'une augmentation de la force isométrique relative était constatée après les 12 semaines d'EMP avec la cellule de force (FoCF: p=0,023; FaCF: p=0,042), cette force musculaire avait tendance à diminuer avec le BTE (Fig. 4.3C) que ce soit pour le groupe FoCF (p=0,051) ou FaCF (p=0,064); ceci est toujours en lien avec les problèmes du BTE. Par ailleurs, la force concentrique relative était plus faible pour le groupe FaCF, et ce, avant et après la période d'entrainement, même si celle-ci a permis une augmentation de cette force pour tous les participants (Fig. 4.3D).

Enfin, malgré le niveau de variabilité élevé, les pourcentages de changements étaient similaires pour nos 2 groupes fonctionnels concernant les forces isométrique (FoCF: $14.3 \pm 21.1\%$ vs. FaCF: $5.4 \pm 59.6\%$; p=0.63) et concentrique (FoCF: $37.0 \pm 23.3\%$

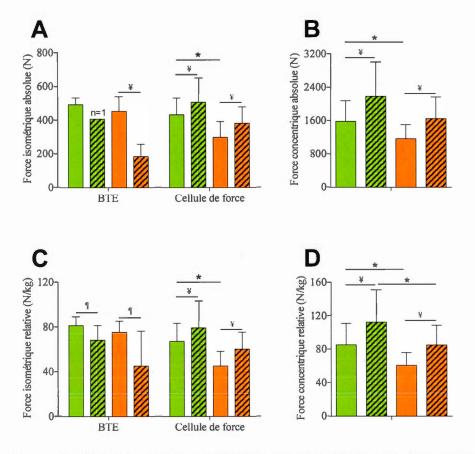


Figure 4.3 : Effet d'un entrainement mixte en puissance sur les forces isométriques et concentriques selon le statut fonctionnel

A : Force isométrique absolue des groupes FoCF (en vert) et FaCF (en orange) avant (sans rayures) et après (avec rayures) la période d'entrainement selon le matériel utilisé. B : Force concentrique absolue selon le groupe fonctionnel avant et après l'intervention. C : Force isométrique relative à la masse maigre de la cuisse droite selon le statut fonctionnel avant et après l'intervention. D : Force concentrique relative à la masse maigre des membres inférieurs selon le statut fonctionnel. Résultats exprimés tels Moyenne \pm Écart-type. *Différence significative (p<0,05). *Différence significative (p<0,05) et ¶tendance (0,05<p<0,1) entre la période pré et post entrainement.

vs. FaCF : $41.9 \pm 21.1\%$; p=0,57) absolues ainsi que les forces isométrique (FoCF: $10.4 \pm 23.2\%$ vs. FaCF : $8.5 \pm 59.2\%$; p=0,92) et concentrique (FoCF: $29.7 \pm 24.6\%$ vs. FaCF : $40.4 \pm 21.0\%$; p=0,23) relatives.

4.4. Puissance musculaire

4.4.1. Puissance musculaire selon l'âge et le statut fonctionnel des participants

La puissance musculaire [estimée à l'aide de l'équation de Takai (Takai et al., 2009)] a été calculée pour tous les participants et comparée selon l'âge ou le niveau fonctionnel de ces derniers. Ainsi, la figure 4.4A illustre la puissance musculaire en fonction de l'âge et la figure 4.4B, en fonction du statut fonctionnel. Aucune différence de puissance musculaire n'a pu être distinguée entre les deux groupes d'âge (Fig. 4.4A). Par contre, lorsque les résultats sont examinés en fonction de la capacité fonctionnelle, le groupe FaCF avait une puissance musculaire plus faible que le groupe FoCF (p=0,009; Fig. 4.4B).

4.4.2. Effet de l'entrainement mixte en puissance sur la puissance musculaire

Lorsque la puissance musculaire Takai était calculée avant et à la suite d'une période de 12 semaines d'entrainement mixte en puissance, les résultats suivant étaient observés. Avant l'intervention, aucune différence n'était constatée concernant les deux groupes d'âge (Fig. 4.4C) alors que le groupe FoCF avait une puissance musculaire plus élevée que le groupe FoCF (p=0,045; Fig. 4.4D). À la suite de l'EMP, tous les participants ont vu leur puissance musculaire s'améliorer, et ce, quel que soit l'âge (G55-65: p<0,001; G70+: p=0,004; Fig. 11C) ou le statut fonctionnel (FoCF: p=0,001; FaCF: p<0,001; Fig. 4.4D) de ces derniers. Cependant, que ce soit avec une comparaison des résultats selon l'âge (G55-65: 19,0 \pm 14,2% vs. G70+: $11.7 \pm 16.2\%$; p=0,14) ou le statut fonctionnel (FoCF: $17.9 \pm 17.0\%$ vs. FaCF: $16.2 \pm 12.3\%$; p=0,79), les pourcentages de changement des participants étaient similaires à la suite de l'EMP.

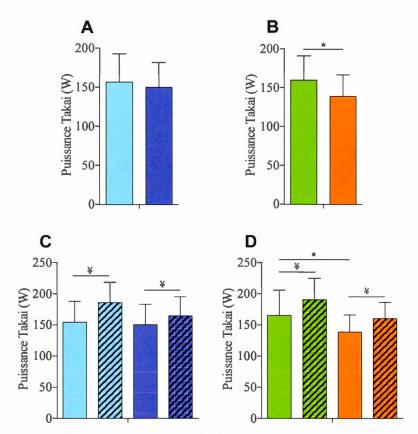


Figure 4.4: Puissance musculaire Takai

A: Puissance musculaire chez des individus 55-65 (en bleu) et 70+ (en violet). B: Puissance musculaire d'individus ayant un fort (en vert) et un faible (en orange) niveau fonctionnel. C: Puissance musculaire selon l'âge des participants avant (sans rayure) et après (avec rayures) un entrainement mixte en puissance. D: Puissance musculaire selon le statut fonctionnel des participants avant (sans rayure) et après (avec rayures) un entrainement mixte en puissance. Résultats exprimés tels Moyenne ± Écart-type. *Différence significative (p<0,05) entre les groupes. *Différence significative (p<0,05) entre les groupes.

4.5. Caractéristiques musculaires des participants

4.5.1. Étude relative à l'âge

Afin de répondre au sous-objectif 1A, les caractéristiques musculaires telles le phénotype, l'architecture musculaire et les caractéristiques de la secousse musculaire

du muscle VL ont été investigués selon l'âge et les résultats vous sont présentés cidessous.

Ainsi, la taille et la proportion des fibres musculaires étaient similaires entre les groupes de 55-65 ans et de 70+, et ce, quelle que soit la typologie observée (Tableau 4.4).

Néanmoins, l'architecture musculaire semblait varier entre les deux groupes d'âge. En effet, le groupe de 55-65 ans avait une masse grasse sous-cutanée au niveau de la cuisse plus importante que le groupe 70+ (p=0,009; Tableau 4.4). De plus, le groupe le plus jeune avait une longueur des fibres du muscle VL plus grande que le groupe 70+ (p=0,006; Tableau 4.4). Cependant, tous les participants avaient une épaisseur de muscle VL et un angle de pennation similaires.

Enfin, malgré une différence de force musculaire (i.e. concentrique absolue) observée entre les deux groupes d'âges, l'amplitude de la secousse musculaire mesurée avec le BTE ne différait pas (Tableau 4.4). Néanmoins, la même mesure effectuée avec la cellule de force indiquait une amplitude plus importante pour le groupe 55-65 comparativement aux participants de 70+ (p=0,002; Tableau 4.4). De plus, les temps de contraction et de ½ relaxation étaient similaires pour les deux groupes d'âge (Tableau 4.4). Enfin, le temps entre la stimulation électrique et le début de la réponse musculaire (délai électromécanique) était comparable pour tous les participants (Tableau 4.4).

4.5.2. Étude relative au statut fonctionnel

Afin d'aider à répondre au sous-objectif 1B, une comparaison des caractéristiques musculaires a été réalisée en fonction du niveau fonctionnel des participants.

Ainsi, le tableau 4.4 indique une taille et une proportion des fibres musculaires similaires entre les groupes FoCF et FaCF. Néanmoins, le groupe FaCF tendait à avoir des fibres de type I/IIa plus petites que le groupe FoCF (p=0,08; Tableau 4.4).

Par ailleurs, l'architecture musculaire de tous les participants était semblable que ce soit au niveau de l'épaisseur musculaire ou de la masse grasse sous-cutanée, de l'angle de pennation ou encore de la longueur des fibres du VL (Tableau 4.4).

Enfin, l'amplitude de la secousse musculaire était similaire pour tous les participants quelle que soit le matériel utilisé pour la mesurer (Tableau 4.4). De plus, les temps de contraction et de ½ relaxation ainsi que le délai électromécanique étaient également semblables entre les deux groupes fonctionnels (Tableau 4.4).

Tableau 4.4: Caractéristiques musculaires des participants selon l'âge et le statut fonctionnel Résultats exprimés tels Moyenne ± Écart-type. p<0,05 indiqué en gras et 0,05<p<0,1 indiqué en italique concernant les différences entre les groupes. MG= Masse grasse; VL= muscle Vaste Latéral.

70	Vari	Variables	Groupe 55-65	Groupe 70+	۵	Groupe FoCF	Groupe FaCF	а
Taille des fibres de type I I (μm²) 6220 ± 1970 5976 ± 1757 0,74 Taille des fibres de type II (μm²) 6515 ± 2377 5229 ± 1721 0,11 Taille des fibres de type II x (μm²) 4523 ± 2224 4356 ± 2756 0,90 Taille des fibres de type IIx (μm²) 5341 ± 1930 4312 ± 2214 0,24 Taille des fibres de type II a (μm²) 6210 ± 1941 5625 ± 1635 0,40 Proportion des fibres de type II a (%) 47,4 ± 17,5 53,5 ± 13,1 0,28 Proportion des fibres de type IIx (%) 4,96 ± 9,81 2,76 ± 4,59 0,50 Proportion des fibres de type IIx (%) 4,96 ± 9,81 2,76 ± 4,59 0,50 Proportion des fibres de type IIx (%) 9,88 ± 5,58 8,06 ± 7,70 0,50 Proportion des fibres de type IIx (%) 9,88 ± 5,58 8,06 ± 7,70 0,50 Proportion des fibres de type IIx (%) 9,88 ± 5,58 8,06 ± 7,70 0,40 Proportion des fibres de type IIx (%) 1,51 ± 3,02 1,17 ± 1,76 0,70 Proportion des fibres de type IIx (%) 9,88 ± 5,58 8,06 ± 7,70 0,40 Proportion des fibres de type IIx (%) 9,88 ± 5,58 8,06 ± 7,70 0,40 Proportion des fibres (m) 12,84 ± 3,09 13,22 ± 2,49 0,58 Tomps de pennation (°) 12,84 ± 3,09 13,22 ± 2,49 0,00 Tomps de pennation (°) 12,9 ± 6,1 20,9 ± 16,4 0,36 Tomps de ½ relaxation (ms) 92,9 ± 38,9 90,3 ± 35,1 0,40 Tomps de ¼ relaxation (ms) 92,9 ± 38,9 90,3 ± 35,1 0,61 1,9 0,61 1,9 1,1 1,1 1,1 1,1 1,1 1,1 1,1 1,1 1,			(67=u)	(7 5 _0)	-	(ne=n)	(nc=n)	
Taille des fibres de type IIα (μm²) 6515 ± 2274 4356 ± 2756 0,90 Taille des fibres de type IIα (μm²) 4523 ± 2224 4356 ± 2756 0,90 Taille des fibres de type IIα (μm²) 5341 ± 1930 4312 ± 2214 0,24 Taille totale des fibres (μm²) 6210 ± 1941 5625 ± 1635 0,40 Proportion des fibres de type IIα (%) 47,4 ± 17,5 53,5 ± 13,1 0,28 Proportion des fibres de type IIα (%) 4,96 ± 9,81 2,76 ± 4,59 0,50 Proportion des fibres de type IIα (%) 4,96 ± 9,81 2,76 ± 4,59 0,50 Proportion des fibres de type IIα (%) 9,88 ± 5,58 8,06 ± 7,70 0,50 Proportion des fibres de type IIα (%) 9,88 ± 5,58 8,06 ± 7,70 0,50 Proportion des fibres de type IIα/IX (%) 9,88 ± 5,58 8,06 ± 7,70 0,50 Proportion des fibres de type IIα/IX (%) 1,51 ± 3,02 1,17 ± 1,76 0,70 Proportion des fibres de type IIα/IX (%) 9,88 ± 5,58 8,06 ± 7,70 0,50 Proportion des fibres de type IIα/IX (%) 1,51 ± 3,02 1,17 ± 1,76 0,70 Proportion des fibres de type IIα/IX (%) 9,88 ± 5,58 8,06 ± 7,70 0,40 Proportion des fibres (cm) 1,50 ± 0,17 0,14 ± 0,14 0,14 0,10 0,50 Proportion des fibres (cm) 1,50 ± 0,17 0,14 ± 0,14 0,14 0,10 0,50 Proportion des fibres (cm) 1,50 ± 0,10 1,3,2 ± 2,49 0,00 1,30 Proportion des fibres (cm) 1,2,01 ± 3,79 0,29 ± 16,4 0,36 Proportion des fibres (cm) 1,2,01 ± 3,79 0,03 1,3,5 ± 1,3,7 1,3,6 ± 7,9 0,00 1,3,6 Proportion des fibres (cm) 1,2,01 ± 3,79 0,03 ± 13,7 1,3,6 ± 7,9 0,00 1,40 Proportion (cm) 1,2,01 ± 3,79 0,03 ± 13,7 1,3,6 ± 1,3,0 0,40 Proportion (cm) 1,4 ± 1,2,9 1,3,6 ± 1,3,7 1,3,6 ± 1,3,9 1,3,9 1,3,9 ± 1,3,9 1,3,9 ± 1,3,9 1,3,9 ± 1,3,9 1,3,9 ± 1,3,9 1,3,9 ± 1,3,9 1,3,9 ± 1,3,9 1,3,9 ± 1,3,9 1,3,9 ± 1,3,9 1,3,9 ± 1,3,9 1,3,9 ± 1,3,9 ± 1,3,9 ± 1,3,9 ± 1,3,9 ± 1,3,9 ± 1,3,9 ± 1,3,9 ± 1,3,9 ± 1,3,9 ± 1,			6220 ± 1970	5976 ± 1757	0,74	5638 ± 1282	6212 ± 2003	0,35
Taille des fibres de type IIx (µm²) 4534 ± 2124 4356 ± 2756 0,90 Taille des fibres de type IIx (µm²) 5341 ± 1930 4312 ± 2214 0,24 Taille des fibres de type IIa (µm²) 6210 ± 1941 5625 ± 1635 0,40 Proportion des fibres de type IIa (%) 47,4 ± 17,5 53,5 ± 13,1 0,28 Proportion des fibres de type IIa (%) 4,96 ± 9,81 2,76 ± 4,59 0,50 Proportion des fibres de type IIa (%) 4,96 ± 9,81 2,76 ± 4,59 0,50 Proportion des fibres de type IIa (%) 4,96 ± 9,81 2,76 ± 4,59 0,50 Proportion des fibres de type IIa (%) 4,96 ± 9,81 2,76 ± 4,59 0,50 Proportion des fibres de type IIa (%) 6,38 ± 5,58 8,06 ± 7,70 0,50 Proportion des fibres de type IIa/IIX (%) 9,88 ± 5,58 8,06 ± 7,70 0,50 MG sous-cutanée (cm) 1,66 ± 0,37 1,72 ± 2,49 0,48 Angle de pennation (°) 15,9 ± 6,1 20,9 ± 16,4 0,36 Anmplitude - BTE (N) 15,9 ± 6,1 20,9 ± 16,4 0,36 Temps de contraction (ms) 108,8 ± 19,2 113,7 ± 23,0 0,40 Temps de v'z relaxation (ms) 11,4 ± 12,9 33,6 ± 11,9 0,61			6515 ± 2377	5229 ± 1721	0,11	5642 ± 1499	5211 ± 2229	0,54
Taille des fibres de type I/Ila (µm²) Taille des fibres de type I/Ila (µm²) Taille des fibres de type IIa/IIx (µm²) Taille totale des fibres (µm²) Fraille totale des fibres (µm²) Proportion des fibres de type IIa (%) Proportion des fibres de type IIa (%) Proportion des fibres de type IIa (%) Proportion des fibres de type IIx (%) Proportion des fibres de type IIIa (%) Proportion des fibres de type IIa (%)		Taille des fibres de type IIx (µm²)	4523 ± 2224	4356 ± 2756	06,0	5323 ± 2495	3896 ± 2508	0,30
Taille des fibres de type IIa/IIx (μ m²) 5341 ± 1930 4312 ± 2214 0,24 Taille totale des fibres (μ m²) 6210 ± 1941 5625 ± 1635 0,40 Proportion des fibres de type IIa (%) 47,4 ± 17,5 53,5 ± 13,1 0,28 Proportion des fibres de type IIa (%) 4,96 ± 9,81 2,76 ± 4,59 0,50 Proportion des fibres de type IIA (%) 4,96 ± 9,81 2,76 ± 4,59 0,50 Proportion des fibres de type IIAIX (%) 9,88 ± 5,58 8,06 ± 7,70 0,50 Proportion des fibres de type IIa/IIX (%) 9,88 ± 5,58 8,06 ± 7,70 0,50 Proportion des fibres de type IIa/IIX (%) 9,88 ± 5,58 8,06 ± 7,70 0,50 Proportion des fibres de type IIa/IIX (%) 1,51 ± 3,02 1,17 ± 1,76 0,70 Proportion des fibres de type IIa/IIX (%) 9,88 ± 5,58 8,06 ± 7,70 0,50 Proportion des fibres (cm) 1,66 ± 0,38 1,59 ± 0,42 1,59 ± 0,42 1,59 ± 0,42 1,59 ± 0,42 1,50 ± 1,59 ± 0,41 1,59 ± 0,41 1,50 ± 1		Taille des fibres de type I/IIa (μm²)	4534 ± 2189	3261 ± 1175	0,15	0111 = 6814	2465 ± 523	0,08
Taille totale des fibres (μm^3) 6210 ± 1941 5625 ± 1635 0,40 Proportion des fibres de type I (ϕ) $47,4 \pm 17,5$ $53,5 \pm 13,1$ $0,28$ Proportion des fibres de type IIx (ϕ) $36,3 \pm 14,2$ $34,5 \pm 12,4$ $0,72$ Proportion des fibres de type IIx (ϕ) $4,96 \pm 9,81$ $2,76 \pm 4,59$ $0,50$ Proportion des fibres de type IIx (ϕ) $1,51 \pm 3,02$ $1,17 \pm 1,76$ $0,70$ Proportion des fibres de type IIx (ϕ) $9,88 \pm 5,58$ $8,06 \pm 7,70$ $0,50$ MG sous-cutanée (ϕ) $0,24 \pm 0,17$ $0,14 \pm 0,14$ $0,009$ MG sous-cutanée (ϕ) $1,66 \pm 0,38$ $1,59 \pm 0,42$ $0,45$ Angle de pennation (ϕ) $12,84 \pm 3,09$ $13,22 \pm 2,49$ $0,58$ Angle de pennation (ϕ) $12,94 \pm 3,79$ $0,94 \pm 16,4$ $0,36$ Amplitude - BTE (λ) $15,9 \pm 6,1$ $20,9 \pm 16,4$ $0,36$ Amplitude - Cellule de force (λ) $28,3 \pm 13,7$ $13,6 \pm 7,9$ $0,40$ Temps de λ z relaxation (ϕ s) $0,29 \pm 38,9$ $0,36 \pm 16,4$ $0,40$ Temps de λ z relaxation (ϕ s) $0,2,9 \pm 38,9$ $0,36 \pm 10,4$ $0,40$	əd	Taille des fibres de type IIa/IIx (µm²)	5341 ± 1930	4312 ± 2214	0,24	0691 <i>∓ LL</i> 15	4061 ± 2346	0,20
Proportion des fibres de type I (%) $47,4 \pm 17,5$ $53,5 \pm 13,1$ $0,28$ Proportion des fibres de type IIa (%) $36,3 \pm 14,2$ $34,5 \pm 12,4$ $0,72$ Proportion des fibres de type IIx (%) $4,96 \pm 9,81$ $2,76 \pm 4,59$ $0,50$ Proportion des fibres de type IIIx (%) $1,51 \pm 3,02$ $1,17 \pm 1,76$ $0,70$ Proportion des fibres de type IIIx (%) $9,88 \pm 5,58$ $8,06 \pm 7,70$ $0,50$ MG sous-cutanée (cm) $0,24 \pm 0,17$ $0,14 \pm 0,14$ $0,009$ Ångle de pennation (°) $1,56 \pm 0,38$ $1,59 \pm 0,42$ $0,45$ Angle de pennation (°) $12,84 \pm 3,09$ $13,22 \pm 2,49$ $0,58$ Amplitude - BTE (N) $15,9 \pm 6,1$ $20,9 \pm 16,4$ $0,006$ Amplitude - Cellule de force (N) $28,3 \pm 13,7$ $13,6 \pm 7,9$ $0,002$ Temps de $\frac{1}{2}$ relaxation (ms) $10,8,8 \pm 19,2$ $113,7 \pm 23,0$ $0,40$ Temps de $\frac{1}{2}$ relaxation (ms) $22,9 \pm 38,9$ $90,3 \pm 35,1$ $0,81$ Délai électromécanique (ms) $31,4 \pm 12,9$ $33,6 \pm 11,9$ $0,61$	Çtonş	Taille totale des fibres (µm²)	6210 ± 1941	5625 ± 1635	0,40	5628 ± 1132	5661 ± 2046	0,63
Proportion des fibres de type IIa (%) $36,3 \pm 14,2$ $34,5 \pm 12,4$ $0,72$ Proportion des fibres de type IIx (%) $4,96 \pm 9,81$ $2,76 \pm 4,59$ $0,50$ Proportion des fibres de type IIIx (%) $1,51 \pm 3,02$ $1,17 \pm 1,76$ $0,70$ Proportion des fibres de type IIIx (%) $9,88 \pm 5,58$ $8,06 \pm 7,70$ $0,50$ MG sous-cutanée (cm) $0,24 \pm 0,17$ $0,14 \pm 0,14$ $0,009$ Angle de pennation (°) $1,56 \pm 0,38$ $1,59 \pm 0,42$ $0,45$ Longueur des fibres (cm) $12,84 \pm 3,09$ $13,22 \pm 2,49$ $0,58$ Longueur des fibres (cm) $15,9 \pm 6,1$ $20,9 \pm 16,4$ $0,006$ Amplitude - BTE (N) $15,9 \pm 6,1$ $20,9 \pm 16,4$ $0,006$ Amplitude - Cellule de force (N) $28,3 \pm 13,7$ $13,6 \pm 7,9$ $0,002$ Temps de $1/2$ relaxation (ms) $0,29 \pm 13,2$ $0,40$ $0,40$ Temps de $1/2$ relaxation (ms) $0,2,9 \pm 38,9$ $0,03 \pm 35,1$ $0,01$ Délai électromécanique (ms) $0,2,9 \pm 38,9$ $0,03 \pm 10,2$ $0,00$	ъР	Proportion des fibres de type I (%)	$47,4 \pm 17,5$	53.5 ± 13.1	0,28	53,5 ± 14,3	$48,3 \pm 15,8$	96,0
Proportion des fibres de type IIx (%) $4,96 \pm 9,81$ $2,76 \pm 4,59$ $0,50$ Proportion des fibres de type IIa/IIx (%) $1,51 \pm 3,02$ $1,17 \pm 1,76$ $0,70$ Proportion des fibres de type IIa/IIx (%) $9,88 \pm 5,58$ $8,06 \pm 7,70$ $0,50$ MG sous-cutanée (cm) $0,24 \pm 0,17$ $0,14 \pm 0,14$ $0,009$ Épaisseur VL (cm) $1,66 \pm 0,38$ $1,59 \pm 0,42$ $0,45$ Angle de pennation (°) $12,84 \pm 3,09$ $13,22 \pm 2,49$ $0,58$ Longueur des fibres (cm) $12,01 \pm 3,79$ $9,54 \pm 3,22$ $0,006$ Amplitude - BTE (N) $15,9 \pm 6,1$ $20,9 \pm 16,4$ $0,36$ Temps de contraction (ms) $108,8 \pm 19,2$ $113,7 \pm 23,0$ $0,40$ Temps de $\frac{1}{2}$ relaxation (ms) $92,9 \pm 38,9$ $90,3 \pm 35,1$ $0,61$ Délai électromécanique (ms) $31,4 \pm 12,9$ $33,6 \pm 11,9$ $0,61$		Proportion des fibres de type IIa (%)	$36,3 \pm 14,2$	$34,5 \pm 12,4$	0,72	33,0 ± 10,7	$38,0 \pm 15,9$	0,32
Proportion des fibres de type I/IIa (%) $1,51 \pm 3,02$ $1,17 \pm 1,76$ $0,70$ Proportion des fibres de type IIa/IX (%) $9,88 \pm 5,58$ $8,06 \pm 7,70$ $0,50$ MG sous-cutanée (cm) $0,24 \pm 0,17$ $0,14 \pm 0,14$ $0,009$ Épaisseur VL (cm) $1,66 \pm 0,38$ $1,59 \pm 0,42$ $0,45$ Angle de pennation (°) $12,84 \pm 3,09$ $13,22 \pm 2,49$ $0,58$ Longueur des fibres (cm) $12,91 \pm 3,79$ $9,54 \pm 3,22$ $0,006$ Amplitude - BTE (N) $15,9 \pm 6,1$ $20,9 \pm 16,4$ $0,36$ Amplitude - Cellule de force (N) $28,3 \pm 13,7$ $13,6 \pm 7,9$ $0,002$ Temps de contraction (ms) $108,8 \pm 19,2$ $113,7 \pm 23,0$ $0,40$ Temps de $\frac{1}{2}$ relaxation (ms) $92,9 \pm 38,9$ $90,3 \pm 35,1$ $0,61$ Délai électromécanique (ms) $31,4 \pm 12,9$ $33,6 \pm 11,9$ $0,61$		Proportion des fibres de type IIx (%)	4,96 ± 9,81	2,76 ± 4,59	0,50	3,70 ± 7,96	$2,87 \pm 3,87$	0,74
Proportion des fibres de type IIa/IIx (%) 9,88 ± 5,58 8,06 ± 7,70 0,50 MG sous-cutanée (cm) 0,24 ± 0,17 0,14 ± 0,14 0,009 Épaisseur VL (cm) 1,66 ± 0,38 1,59 ± 0,42 0,45 Angle de pennation (°) 12,84 ± 3,09 13,22 ± 2,49 0,58 Longueur des fibres (cm) 12,01 ± 3,79 9,54 ± 3,22 0,006 Amplitude - BTE (N) 15,9 ± 6,1 20,9 ± 16,4 0,36 Temps de contraction (ms) 108,8 ± 19,2 113,6 ± 7,9 0,40 Temps de ½ relaxation (ms) 92,9 ± 38,9 90,3 ± 35,1 0,81 Délai électromécanique (ms) 31,4 ± 12,9 33,6 ± 11,9 0,61		Proportion des fibres de type I/IIa (%)	$1,51 \pm 3,02$	$1,17 \pm 1,76$	0,70	1,47 ± 1,85	$0,94 \pm 2,84$	0,54
MG sous-cutanée (cm) 0,24 ± 0,17 0,14 ± 0,14 0,009 Épaisseur VL (cm) $1,66 \pm 0,38$ $1,59 \pm 0,42$ $0,45$ Angle de pennation (°) $12,84 \pm 3,09$ $13,22 \pm 2,49$ $0,58$ Longueur des fibres (cm) $12,01 \pm 3,79$ $9,54 \pm 3,22$ $0,006$ Amplitude - BTE (N) $15,9 \pm 6,1$ $20,9 \pm 16,4$ $0,36$ Amplitude - Cellule de force (N) $28,3 \pm 13,7$ $13,6 \pm 7,9$ $0,002$ Temps de contraction (ms) $108,8 \pm 19,2$ $113,7 \pm 23,0$ $0,40$ Temps de $\frac{1}{2}$ relaxation (ms) $92,9 \pm 38,9$ $90,3 \pm 35,1$ $0,81$ Délai électromécanique (ms) $31,4 \pm 12,9$ $33,6 \pm 11,9$ $0,61$		Proportion des fibres de type IIa/IIx (%)	9,88 ± 5,58	$8,06 \pm 7,70$	0,50	$8,33 \pm 6,94$	$9,90 \pm 7,62$	0,57
Épaisseur VL (cm) $1,66 \pm 0,38$ $1,59 \pm 0,42$ $0,45$ Angle de pennation (°) $12,84 \pm 3,09$ $13,22 \pm 2,49$ $0,58$ Longueur des fibres (cm) $12,01 \pm 3,79$ $9,54 \pm 3,22$ $0,006$ Amplitude - BTE (N) $15,9 \pm 6,1$ $20,9 \pm 16,4$ $0,36$ Amplitude - Cellule de force (N) $28,3 \pm 13,7$ $13,6 \pm 7,9$ $0,002$ Temps de contraction (ms) $108,8 \pm 19,2$ $113,7 \pm 23,0$ $0,40$ Temps de $\frac{1}{2}$ relaxation (ms) $92,9 \pm 38,9$ $90,3 \pm 35,1$ $0,81$ Délai électromécanique (ms) $31,4 \pm 12,9$ $33,6 \pm 11,9$ $0,61$	ə.		$0,24\pm0,17$	$0,14 \pm 0,14$	600'0	$0,21 \pm 0,16$	0.17 ± 0.15	0,27
Angle de pennation (°) $12,84 \pm 3,09$ $13,22 \pm 2,49$ $0,58$ Longueur des fibres (cm) $12,01 \pm 3,79$ $9,54 \pm 3,22$ $0,006$ Amplitude - BTE (N) $15,9 \pm 6,1$ $20,9 \pm 16,4$ $0,36$ Amplitude - Cellule de force (N) $28,3 \pm 13,7$ $13,6 \pm 7,9$ $0,002$ Temps de $\frac{1}{2}$ relaxation (ms) $108,8 \pm 19,2$ $113,7 \pm 23,0$ $0,40$ Temps de $\frac{1}{2}$ relaxation (ms) $92,9 \pm 38,9$ $90,3 \pm 35,1$ $0,81$ Délai électromécanique (ms) $31,4 \pm 12,9$ $33,6 \pm 11,9$ $0,61$	ectur orisin		$1,66 \pm 0,38$	$1,59 \pm 0,42$	0,45	$1,63 \pm 0,44$	$1,57 \pm 0,36$	0,55
Longueur des fibres (cm) 12,01 ± 3,79 9,54 ± 3,22 0,006 Amplitude - BTE (N) $15,9 \pm 6,1$ $20,9 \pm 16,4$ $0,36$ Amplitude - Cellule de force (N) $28,3 \pm 13,7$ $13,6 \pm 7,9$ $0,002$ Temps de contraction (ms) $108,8 \pm 19,2$ $113,7 \pm 23,0$ $0,40$ Temps de $\frac{1}{2}$ relaxation (ms) $92,9 \pm 38,9$ $90,3 \pm 35,1$ $0,81$ Délai électromécanique (ms) $31,4 \pm 12,9$ $33,6 \pm 11,9$ $0,61$	rchit Iosun		$12,84 \pm 3,09$	$13,22 \pm 2,49$	85'0	$13,02 \pm 3,01$	$12,97 \pm 3,02$	0,95
Amplitude - BTE (N) 15,9 ± 6,1 20,9 ± 16,4 0,36 Amplitude - Cellule de force (N) 28,3 ± 13,7 13,6 ± 7,9 0,002 Temps de contraction (ms) 108,8 ± 19,2 113,7 ± 23,0 0,40 Temps de ½ relaxation (ms) 92,9 ± 38,9 90,3 ± 35,1 0,81 Délai électromécanique (ms) 31,4 ± 12,9 33,6 ± 11,9 0,61	¥		$12,01 \pm 3,79$	$9,54 \pm 3,22$	90000	$10,58 \pm 3,17$	$10,12 \pm 3,63$	0,62
Amplitude – Cellule de force (N) $28,3\pm13,7$ $13,6\pm7,9$ $0,002$ Temps de contraction (ms) $108,8\pm19,2$ $113,7\pm23,0$ $0,40$ Temps de ½ relaxation (ms) $92,9\pm38,9$ $90,3\pm35,1$ $0,81$ Délai électromécanique (ms) $31,4\pm12,9$ $33,6\pm11,9$ $0,61$	ire	Amplitude - BTE (N)	15.9 ± 6.1	$20,9 \pm 16,4$	96,0	14,5 ± 4,4	$19,1 \pm 17,3$	0,40
Temps de contraction (ms) $108,8 \pm 19,2$ $113,7 \pm 23,0$ $0,40$ Temps de ½ relaxation (ms) $92,9 \pm 38,9$ $90,3 \pm 35,1$ $0,81$ Délai électromécanique (ms) $31,4 \pm 12,9$ $33,6 \pm 11,9$ $0,61$	eius	Amplitude – Cellule de force (N)	$28,3 \pm 13,7$	13,6 ± 7,9	0,002	$21,2 \pm 14,0$	$18,9 \pm 12,4$	0,70
Temps de $\frac{1}{2}$ relaxation (ms) 92.9 ± 38.9 90.3 ± 35.1 0.81 Délai électromécanique (ms) 31.4 ± 12.9 33.6 ± 11.9 0.61	nw ə	Temps de contraction (ms)	108.8 ± 19.2	$113,7 \pm 23,0$	0,40	$101,4 \pm 17,3$	$104,7 \pm 22,4$	65,0
Délai électromécanique (ms) $31,4 \pm 12,9$ $33,6 \pm 11,9$ 0,61	ssno	Temps de ½ relaxation (ms)	92,9 ± 38,9	$90,3 \pm 35,1$	0,81	$80,6 \pm 32,1$	$82,5 \pm 26,4$	0,84
	Sec	Délai électromécanique (ms)	$31,4 \pm 12,9$	33,6 ± 11,9	0,61	36,I ± 13,3	$38,1 \pm 14,0$	0,61

4.5.3. Étude relative à l'effet de l'entrainement mixte en puissance en fonction de l'âge

Les caractéristiques de l'architecture et de la secousse musculaires ont été mesurées et analysées afin de constater de leurs possibles variabilités suite à une période de 12 semaines d'entrainement mixte en puissance. Notons qu'aucune biopsie n'a été réalisée pour répondre à ce sous-objectif (2A) puisque nous ne voulions pas augmenter le risque lié à l'ampleur du protocole de recherche.

Ainsi, avant la période d'intervention, le groupe de 55-65 ans avait une masse grasse sous-cutanée au niveau de la cuisse (p=0,009) plus importante que le groupe 70+ (Tableau 4.5). Cependant, tous les participants avaient une épaisseur de muscle VL, un angle de pennation ainsi qu'une longueur de fibres musculaires similaires (Tableau 4.5). Excepté une augmentation de l'épaisseur du muscle VL (p=0,040) pour le groupe 70+, l'EMP n'a entrainé aucune modification de l'architecture musculaire de nos participants, (Tableau 4.5). Notons également que la masse grasse sous-cutanée du groupe 55-65 a eu tendance à diminuer à la suite de l'intervention (p=0,07; Tableau 4.5).

De plus, mis à part l'amplitude de la secousse musculaire mesurée avec la cellule de force qui était plus élevée pour le groupe 55-65 comparativement au groupe 70+ (p=0,035), les caractéristiques de la secousse musculaire réalisée sur le muscle VL (temps de contraction et de ½ relaxation, délai électromécanique) étaient similaires pour tous les participants avant l'intervention (Tableau 4.5). Cependant, à la suite des 12 semaines d'EMP, alors que l'amplitude de la secousse musculaire et le temps de ½ relaxation restaient semblables, le temps de contraction augmentait et le délai électromécanique diminuait de manière significative pour le groupe 70+ (respectivement p=0,005 et p=0,029) mais seulement en tendance pour le groupe 55-65 (respectivement p=0,05 et p=0,07; Tableau 4.5).

Pour finir, l'analyse des deltas de changement a montré que le groupe 70+ a eu tendance à augmenter davantage l'amplitude de la secousse musculaire avec l'EMP (p=0,07) que le groupe 55-65. Néanmoins, tous les autres pourcentages de changement (i.e. l'architecture musculaire et les autres variables liées à la secousse musculaire) étaient similaires entre les deux groupes (Tableau 4.5).

Résultats exprimés tels Moyenne \pm Écart-type. p<0,05 indiqué en gras et 0,05<p<0,1 indiqué en italique concernant les différences pré/post EMP ou entre les groupes 55-65 et 70+ avant la période d'EMP. MG= Tableau 4.5 : Caractéristiques musculaires des participants avant et après un entrainement mixte en puissance en fonction de l'âge Masse grasse; VL= muscle Vaste Latéral.

		Group	Groupe 55-65 (n=20))	Grou	Groupe 70+ (n=24)		7	Δ (%)	
>	Variables	Pré EMP	Post EMP	р	Pré EMP	Post EMP	р	Groupe 55-65	Groupe 70+	р
	MG sous-cutanée (cm)	0,25 ± 0,17	0.19 ± 0.14	20'0	$0.10 \pm 0.10*$ 0.08 ± 0.09	60°0 = 80°0	0,40	-10,9 ± 47,5	$10,8 \pm 27,8$	0,37
utos nisio	Épaisseur VL (cm)	$1,63 \pm 0,33$	$1,69 \pm 0,44$	95,0	1,65 ± 0,48	$1,85 \pm 0,41$	0,040	$5,3 \pm 27,1$	$18,9 \pm 34,9$	0,21
	Angle de pennation (°)	13,18 ± 3,19	13,18 ± 3,19 13,79 ± 2,87		0,53 $12,97 \pm 2,09$ $13,97 \pm 2,65$	$13,97 \pm 2,65$	0,20	$10,9 \pm 36,7$	$10,3 \pm 27,8$	96'0
	Longueur des fibres (cm)	11,45 ± 4,14	$11,27 \pm 3,59$	0,86	$10,23 \pm 3,48$	$10,57 \pm 3,34$	0,58	$5,9 \pm 38,9$	$8,3 \pm 30,0$	0,84
ənir	Amplitude - BTE (N)	16,2 ± 6,8	$13,2 \pm 1,0$	0,17	14,6 ± 4,3	22,6 ± 22,7	0,22	003107	C (CC - 2 70)	0.07
scula	Amplitude - Cellule de force (N)	23,5 ± 12,9	$20,9 \pm 12,9$	0,37	12,8 ± 8,5*	18,9 ± 14,5	0,56	-0,6 ± 36,9	100,7 ± 221,2	0,07
nw ə	Temps de contraction (ms)	91,3 ± 16,2	$103,8 \pm 17,3$	0,05	95,4 ± 15,0	$109,4 \pm 20,8$	0,005	$15,7 \pm 22,8$	$15,3 \pm 18,0$	96'0
ssno	Temps de 1/2 relaxation (ms)	90,6 ± 29,2	$86,8 \pm 16,0$	0,78	$104,6 \pm 27,5$	$97,0 \pm 25,3$	0,16	6,6 ± 44,8	-5,8 ± 14,9	0,44
39 5	Délai électromécanique (ms)	30.1 ± 12.4	23.6 ± 3.6	0.07	33.6 ± 11.9	307 = 124 236 = 3.6 0.07 33.6 = 11.9 28.2 = 9.1 0.029	0.029	-12.1 ± 28.6	-11.4 ± 25.7 0.94	0.94

4.5.4. Étude relative à l'effet de l'entrainement mixte en puissance en fonction du statut fonctionnel

Une observation des facteurs musculaires tels l'architecture et la secousse musculaire du muscle VL a été effectuée afin de pouvoir répondre à une partie au sous-objectif 2B. Avant la période d'entrainement, le groupe FoCF avait tendance à avoir une masse grasse sous-cutanée au niveau de la cuisse plus élevée que le groupe FaCF (p=0,069; Tableau 4.6). Néanmoins, l'épaisseur musculaire, l'angle de pennation et la longueur des fibres étaient, eux, similaires entre les deux groupes fonctionnels (Tableau 4.6).

À la suite de l'EMP, tous les participants ont conservés une architecture musculaire semblable à celle de la période pré-intervention (Tableau 4.6). Toutefois, le groupe FaCF a eu tendance à diminuer sa masse grasse sous-cutanée avec les 12 semaines d'entrainement (p=0,08; Tableau 4.6).

Par ailleurs, avant l'EMP, alors que l'amplitude de la secousse musculaire était similaire entre les deux groupes lorsque mesurée avec le BTE, celle-ci était plus élevée pour le groupe FoCF comparativement au groupe FaCF lorsque la cellule de force était utilisée (p=0,045; Tableau 4.6). Néanmoins, en période de préintervention, toutes les autres variables de la secousse musculaire (temps de contraction et de ½ relaxation, délai électromécanique) étaient semblables pour les deux groupes fonctionnels (Tableau 4.6).

Cependant, à la suite de l'intervention, l'amplitude de la secousse est restée stable pour tous les participants, et ce, quelle que soit la méthode de mesure utilisée (Tableau 4.6). De manière similaire, aucune variation du temps de ½ relaxation ou du délai électromécanique n'a été constatée (Tableau 4.6) dans les deux groupes étudiés. Cependant, le temps de contraction de tous les participants [significativement pour le groupe FoCF (p=0,024) et tendance pour le groupe FaCF (p=0,09)] a augmenté à la suite des 12 semaines d'entrainement (Tableau 4.6).

Néanmoins, les pourcentages de changement concernant les variables d'architecture musculaire ainsi que celles de la secousse musculaire du muscle VL étaient similaires entre les 2 groupes (Tableau 4.6).

Tableau 4.6 : Caractéristiques musculaires des participants avant et après un entrainement mixte en puissance en fonction du statut fonctionnel

Résultats exprimés tels Moyenne ± Écart-type. p<0,05 indiqué en gras et 0,05<p<0,1 indiqué en italique concernant les différences pré/post EMP. *p<0,05 et [§]0,05<p<0,1 concernant les différences entre les groupes FoCF et FaCF avant la période d'EMP. MG= Masse grasse ; VL= muscle Vaste Latéral.

		Group	Groupe FoCF (n=15)	(Group	Groupe FaCF (n=15))		Δ (%)	
N N	Variables	Pré EMP	Post EMP	р	Pré EMP	Post EMP	р	Groupe FoCF	Groupe FaCF	p
9.1	MG sous-cutanée (cm)	$0,19 \pm 0,13$	$0,15 \pm 0,10$	0,22	§11'0 = 01'0	0,08 ± 0,11	80,0	9,11 ± 56,24	$-20,03 \pm 23,54$	0,20
ectur alair	Épaisseur VL (cm)	1,69 ± 0,41	1,84 ± 0,40	0,29	1,63 ± 0,44	1,76 ± 0,46	0,28	$13,6 \pm 33,4$	$12,2 \pm 33,1$	0,92
rchit nusc	Angle de pennation (°)	13,33 ± 2,73	$14,60 \pm 3,05$	0,31	12,92 ± 2,59	$13,48 \pm 2,66$	0,36	$14,85 \pm 35,65$	5,43 ± 16,49	0,41
V	Longueur des fibres (cm)	$11,77 \pm 3,63$	11,77 ± 3,63 10,96 ± 3,80	0,39	$10,01 \pm 4,02$	$10,72 \pm 3,72$	0,31	$-3,14 \pm 30,49$	$10,06 \pm 25,88$	0,27
arire	Amplitude - BTE (N)	$16,2 \pm 0,6$	13,9 (n=1)		11,9 ± 1,7*	8,9 ± 5,5	0,48	766 766	6 601 1 6 31	900
zenjs	Amplitude – Cellule de force (N)	18,2 ± 12,2	18,8 ± 10,8	16,0	13,7 ± 13,7	9,4 ± 4,0	0,55	32,0 ± 73,0	43,7 ± 192,5	0,03
nшə	Temps de contraction (ms)	94,1 ± 18,3	105,9 ± 18,2	0,024	93,3 ± 16,9	$110,3 \pm 21,2$	60'0	$17,3 \pm 21,0$	$20,8 \pm 20,1$	0,76
ssno	Temps de 1/2 relaxation (ms)	98,5 ± 27,7	91,0 ± 19,7	0,30	9,61 ± 9,601	86,4 ± 19,7	0,17	-8,3 ± 28,8	-15,8 ± 18,8	0,65
Sec	Délai électromécanique (ms)	28,8 ± 12,1	23,8 ± 3,7	0,22	24,0 ± 1,3	$23,1 \pm 3,0$	0,49	$-6,02 \pm 35,48$	-3,80 ± 12,63	0,85

4.6. Contraction volontaire isométrique maximale

4.6.1. Étude relative à l'âge

Afin de continuer notre investigation des différences pouvant exister concernant des facteurs liés à la force musculaire et son développement selon l'âge (sous-objectif 1A), les caractéristiques d'une contraction volontaire maximale (CVM) ont été mesurées et analysées pour observer la variabilité pouvant exister entre les participants lors d'un mouvement volontaire. Ainsi, le groupe 55-65 relâchait plus rapidement la contraction (pente descendante) que le groupe 70+ durant la CVM (p=0,021; Fig. 4.5A). Néanmoins, les deux groupes d'âge développaient (pente ascendante) et maintenaient (plateau) la force de contraction de manière similaire (Fig. 4.5A).

Par ailleurs, il n'y avait pas de différence entre les participants concernant le temps entre l'activation musculaire et le début du mouvement volontaire (délai électromécanique) lors de la CVM (Fig. 4.5B).

De plus, la figure 4.5C n'indique aucune différence entre les groupes d'âge concernant l'amplitude EMG moyenne lors des 3 phases de la CVM. Enfin, il n'y avait pas de différence entre les groupes concernant la fréquence EMG moyenne durant les 3 phases de la CVM (Fig. 4.5D).

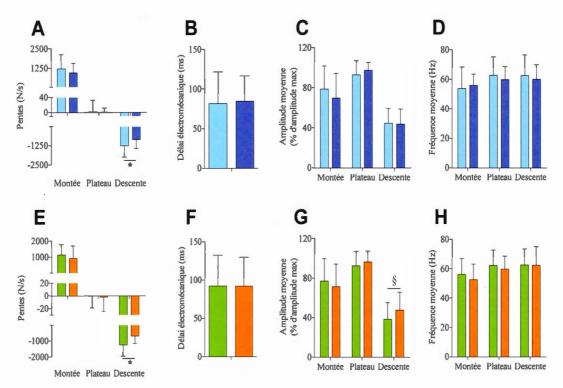


Figure 4.5: Développement de la force musculaire et analyse spectrale d'une contraction volontaire maximale selon l'âge et le statut fonctionnel

A: Pentes de développement, de maintien et de relâchement de la force musculaire pour des individus de 55-65 (en bleu) et de 70+ (en violet). B: Délai électromécanique selon les groupes d'âge. C: Amplitude EMG (exprimée en pourcentage d'amplitude maximale durant le CVM) pour les groupes 55-65 et 70+. D: Taux de décharge (fréquence moyenne) du muscle Vaste Latéral durant les 3 phases de la CVM pour les groupes 55-65 et 70+. E: Pentes de développement, de maintien et de relâchement de la force musculaire pour des individus ayant un fort (en vert) ou un faible (en orange) niveau fonctionnel. F: Délai électromécanique pour les groupes FoCF et FaCF. G: Amplitude EMG (exprimée en pourcentage d'amplitude maximale durant le CVM) pour les groupes FoCF et FaCF. H: Taux de décharge (fréquence moyenne) du muscle Vaste Latéral durant les 3 phases de la CVM pour les groupes FoCF et FaCF. Résultats exprimés tels Moyenne ± Écart-type. *Différence significative (p<0,05) et §tendance (0,05<p<0,1) entre les groupes.

4.6.2. Étude relative au statut fonctionnel

De la même manière que précédemment, une contraction volontaire maximale a été réalisée par les participants puis analysée afin de répondre cette fois au sous-objectif 1B, soit par rapport au statut fonctionnel des individus. Le groupe FaCF relâchait plus lentement la contraction (pente descendante) que le groupe FoCF durant la CVM

(p=0,001; Fig. 4.5E). Cependant, les groupes fonctionnels développaient (pente ascendante) et maintenaient (plateau) la force de contraction de manière semblable (Fig. 4.5E).

De plus, il n'y avait pas de différence entre les deux groupes fonctionnels concernant le délai électromécanique lors de la CVM (Fig. 4.5F) et l'amplitude EMG moyenne lors des phases de montée et de plateau (Fig. 4.5G). Néanmoins, le groupe FoCF avait tendance (p=0,051) à avoir une amplitude EMG moyenne plus faible que le groupe FaCF durant le relâchement de la CVM (phase de descente; Fig. 4.5G).

Enfin, il n'y avait pas de différence entre les groupes concernant la fréquence EMG moyenne durant les 3 phases de la CVM (Fig. 4.5H).

4.6.3. Étude relative à l'effet de l'entrainement mixte en puissance en fonction de l'âge

Afin de répondre au sous-objectif 2A, une contraction volontaire maximale a de nouveau était analysée avant et après un entrainement mixte en puissance de 12 semaines et comparée entre les deux groupes d'âge.

Les résultats pré-intervention montrent que, bien que les deux groupes développaient (pente ascendante) et maintenaient (plateau) une force de contraction de manière similaire, le groupe 55-65 relâchait plus rapidement la contraction (pente descendante) que le groupe 70+ durant la CVM (p=0,045; Fig. 4.6A).

À la suite de l'EMP, tandis qu'il s'agissait d'une simple tendance pour le groupe 55-65 (p=0,07), une amélioration significative du maintien de la force (plateau) durant les 2 sec de contraction a été constatée pour le groupe 70+ (p=0,027; Fig. 4.6A).

De plus, aucune différence entre les deux groupes d'âge n'a été observée concernant le délai électromécanique lors de la CVM avant l'intervention (Fig. 4.6B). Cependant, ce délai a été réduit chez les individus de 55-65 ans (p=0,010) après les 12 semaines d'EMP alors qu'il était resté similaire pour le groupe 70+ (p=0,83; Fig. 4.6B).

Par ailleurs, l'amplitude EMG moyenne lors des phases de développement et de relâchement de la CVM était semblable pour tous les participants (Fig. 4.6C). Néanmoins, le groupe 55-65 avait tendance à avoir une amplitude EMG moyenne plus faible (p=0,06) que le groupe 70+ durant le maintien de la force musculaire maximale (plateau; Fig. 4.6C). À la suite de l'entrainement, bien que les amplitudes moyennes soient restées similaires pour l'ensemble de nos participants lors des phases de montée et de descente, le groupe 55-65 a eu tendance (p=0,095) à avoir un niveau EMG moyen (ou amplitude) plus élevé durant la phase de maintien de la CVM (plateau; Fig. 4.6C).

Enfin, aucune différence entre les groupes concernant la fréquence EMG moyenne durant les 3 phases de la CVM n'a été observée avant l'EMP (Fig. 4.6D). À la suite des 12 semaines d'intervention, les fréquences moyennes mesurées lors des 3 phases de la CVM sont restées constantes pour l'ensemble des participants.

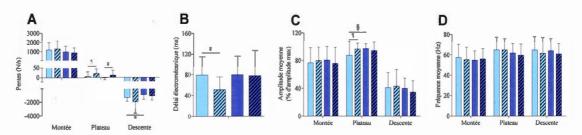


Figure 4.6: Développement de la force musculaire et analyse spectrale d'une contraction volontaire maximale selon l'âge avant et après un entrainement mixte en puissance

A : Pentes de développement, de maintien et de relâchement de la force musculaire pour des individus de 55-65 (en bleu) et de 70+ (en violet) avant (sans rayure) et après (avec rayures) un entrainement mixte en puissance de 12 semaines. B : Délai électromécanique selon les groupes d'âge avant et après l'intervention. C : Amplitude EMG (exprimée en pourcentage d'amplitude maximale durant le CVM) pour les groupes 55-65 et 70+ avant et après l'intervention. D : Taux de décharge (fréquence moyenne) du muscle Vaste Latéral durant les 3 phases de la CVM pour les groupes 55-65 et 70+ avant et après l'intervention. Résultats exprimés tels Moyenne ± Écart-type. *Différence significative (p<0,05) et \$tendance (0,05<p<0,1) entre les groupes. *Différence significative (p<0,05) et \$tendance (0,05<p<0,1) entre la période pré et post entrainement.

Pour finir, les changements dus à l'EMP étaient similaires pour tous les participants. En effet, les deltas du développement (G55-65 : 79,7 \pm 192,6% vs. G70+ : 44,2 \pm 159,5%; p=0,52), du maintien (G55-65 : -109,3 \pm 410,0% vs. G70+ : -221,5 \pm 454,0%; p=0,42) et du relâchement (G55-65 : 58,9 \pm 127,3% vs. G70+ : 57,9 \pm 118,2%; p=0,98) de la CVM mais également du délai électromécanique (G55-65 : -25,3 \pm 48,4% vs. G70+ : 7,7 \pm 70,6%; p=0,11) étaient semblables entre les deux groupes. De la même manière, aucune différence n'était observée concernant les changements d'amplitude EMG [Développement (G55-65 : 12,2 \pm 39,9% vs. G70+ : 1,0 \pm 47,2%; p=0,44), Maintien (G55-65 : 18,5 \pm 42,1 vs. G70+ : -2,7 \pm 14,0; p=0,061), Relâchement (G55-65 : -35,0 \pm 107,6 vs. G70+ : -9,1 \pm 35,5; p=0,12)] ou de fréquence moyenne du signal EMG [Développement (G55-65 : -1,1 \pm 23,6 vs. G70+ : 3,6 \pm 17,4; p=0,47), Maintien (G55-65 : 3,1 \pm 25,9 vs. G70+ : -1,7 \pm 20,7; p=0,52), Relâchement (G55-65 : -2,2 \pm 27,3 vs. G70+ : -2,2 \pm 23,8; p=1,0)] entre les deux groupes.

4.6.4. Étude relative à l'effet de l'entrainement mixte en puissance en fonction du statut fonctionnel

À la suite des résultats obtenus précédemment, la CVM a été de nouveau analysée avant et après un entrainement mixte en puissance mais comparée, cette fois ci, en fonction du niveau de capacité fonctionnelle des participants (Sous-objectif 2B).

Avant l'intervention, les deux groupes fonctionnels développaient (pente ascendante) et maintenaient (plateau) une force de contraction de manière semblable (Fig. 4.7A). Cependant, le groupe FaCF relâchait plus lentement la contraction (pente descendante) que le groupe FoCF durant la CVM (p=0,005; Fig. 4.7A). Après les 12 semaines d'entrainement, le groupe FoCF avait tendance à augmenter sa vitesse de contraction (pente ascendante; p=0,06) alors qu'elle restait constante pour le groupe le plus faible (Fig. 4.7A). Néanmoins, l'EMP a permis une augmentation de la force

musculaire durant la phase de maintien (plateau; p=0,019) durant les 2 sec de contraction seulement pour le groupe FaCF (Fig. 4.7A).

De plus, il n'y avait pas de différence entre les 2 groupes fonctionnels concernant le délai électromécanique lors de la CVM que ce soit avant (Fig. 4.7B) ou à la suite de l'intervention (Fig. 4.7B). Cependant, ce délai s'est vu diminué après les 12 semaines d'EMP mais uniquement de manière significative (p=0,022) pour le groupe FoCF (Fig. 4.7B).

Par ailleurs, aucune différence n'a été observée entre les groupes fonctionnels concernant l'amplitude EMG moyenne lors des phases de développement (montée), de maintien (plateau) et de relâchement (descente) de la force musculaire (Fig. 4.7C). À la suite de l'EMP, tous les participants ont conservé une amplitude EMG moyenne semblable, et ce, quelle que soit la phase de la CVM observée (Fig. 4.7C). Notons toutefois que, même si cela n'est pas significatif (p=0,27), le groupe FaCF est passé d'un pourcentage d'amplitude maximale de 94,2±15,1% à près de 100% (99,4±2,2% exactement) lors de la phase de maintien (plateau) de la CVM (Fig. 4.7C).

Enfin, il n'y avait pas de différence entre les deux groupes fonctionnels concernant la fréquence EMG moyenne durant les 3 phases de la CVM, et ce, que ce soit avant ou à la suite de la période d'entrainement (Fig. 4.7D). Seule la fréquence moyenne lors de la phase de développement (pente ascendante ou montée) a été augmentée avec l'EMP mais uniquement pour le groupe FaCF (p=0,038). Les fréquences moyennes mesurées lors des phases de maintien et de relâchement sont restées constantes pour l'ensemble des participants.

Pour finir, les changements dus à l'EMP étaient similaires entre les groupes observés excepté concernant le pourcentage de changement de la pente lors de la phase de maintien de la CVM qui était plus important pour le groupe FaCF comparativement au groupe FoCF (FoCF : $20.9 \pm 226.3\%$ vs. FaCF : $-308.6 \pm 492.0\%$; p=0,028). Pour les autres variables, les deltas des pentes de développement (FoCF : $102.2 \pm 201.8\%$

vs. FaCF: $50.0 \pm 198.3\%$; p=0,50) et de relâchement (FoCF: $61.0 \pm 135.9\%$ vs. FaCF: $50.9 \pm 88.5\%$; p=0,82) de la CVM mais également du délai électromécanique (FoCF: $-31.1 \pm 31.9\%$ vs. FaCF: $-26.3 \pm 36.5\%$; p=0,77) étaient semblables. De la même manière, aucune différence n'est observée concernant les changements d'amplitude EMG [Développement (FoCF: $14.3 \pm 39.8\%$ vs. FaCF: $5.2 \pm 60.2\%$; p=0,64); Maintien (FoCF: $4.0 \pm 19.8\%$ vs. FaCF: $9.9 \pm 30.0\%$; p=0,55), Relâchement (FoCF: $6.9 \pm 103.2\%$ vs. FaCF: $5.4 \pm 43.5\%$; p=0,96)] ou de fréquence moyenne du signal [Développement (FoCF: $0.1 \pm 20.6\%$ vs. FaCF: $10.2 \pm 14.7\%$; p=0,16); Maintien (FoCF: $-3.8 \pm 22.8\%$ vs. FaCF: $5.8 \pm 16.7\%$; p=0,23), Relâchement (FoCF: $-6.1 \pm 18.1\%$ vs. FaCF: $4.5 \pm 25.5\%$; p=0,22)].

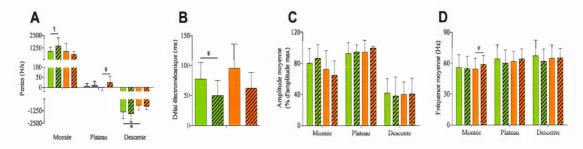


Figure 4.7: Développement de la force musculaire et analyse spectrale d'une contraction volontaire maximale selon le statut fonctionnel avant et après un entrainement mixte en puissance

A : Pentes de développement, de maintien et de relâchement de la force musculaire pour des individus ayant un fort (FoCF; en vert) ou un faible (FaCF; en orange) niveau fonctionnel avant (sans rayure) et après (avec rayures) un entrainement mixte en puissance de 12 semaines. B : Délai électromécanique selon les groupes fonctionnels avant et après l'intervention. C : Amplitude EMG (exprimée en pourcentage d'amplitude maximale durant le CVM) pour les groupes FoCF et FaCF avant et après l'intervention. D : Taux de décharge (fréquence moyenne) du muscle Vaste Latéral durant les 3 phases de la CVM pour les groupes FoCF et FaCF avant et après l'intervention. Résultats exprimés tels Moyenne ± Écart-type. *Différence significative (p<0,05) entre les groupes. *Différence significative (p<0,05) entre les groupes.

4.7. Caractéristiques neurophysiologiques des participants

4.7.1. Étude relative à l'âge

Pour finir de répondre au sous-objectif 1A, l'investigation des caractéristiques neurophysiologiques tels des facteurs centraux (excitabilité spinale, activation et co-activation musculaire) et périphériques (vitesse de conduction du signal nerveux) était essentiel.

Tout d'abord, l'excitabilité spinale, exprimée par le ratio Hmax/Mmax, ne différait pas entre les deux groupes d'âge (Fig. 4.8A). Par la suite, les vitesses de conduction des afférences Ia ainsi que des motoneurones α ont été estimées selon la longueur des segments et la latence de l'onde M. Alors qu'aucune différence n'a été observée concernant la vitesse de conduction des afférences Ia (Fig. 4.8B), le groupe 55-65 avait une vitesse de conduction des motoneurones α plus élevée que celle du groupe 70+ (p=0,028; Fig. 4.8C). De plus, la figure 4.8D montre que le groupe 55-65 activait significativement moins le muscle VL (c'est à dire un pourcentage de réserve plus élevé) que le groupe 70+ (p=0,019). Par ailleurs, afin de déterminer si la force générée était influencée par l'activation du muscle antagoniste, une corrélation croisée des EMG du muscle Vaste Latéral et du court chef du Biceps Fémoral a été réalisée. La Figure 4.8E montre un niveau similaire de co-activation pour les deux groupes d'âge.

4.7.2. Étude relative au statut fonctionnel

Afin de répondre à l'objectif spécifique 1B, les facteurs neurophysiologiques cités précédemment ont été observés pour le niveau fonctionnel des participants. Ainsi, l'excitabilité spinale ne différait pas entre les deux groupes fonctionnels (Fig. 4.8F). Il n'existe pas non plus de différence concernant les vitesses de conduction des afférences Ia (Fig. 4.8G) et des motoneurones α (Fig. 4.8H) pour l'ensemble des participants. Néanmoins, comme indiqué au niveau de la figure 4.8I, le groupe FaCF

active significativement moins le muscle Vaste Latéral (c'est à dire un pourcentage de réserve plus élevé) que le groupe FoCF (p=0,026). Enfin, un niveau similaire de co-activation a été observé entre les deux groupes.

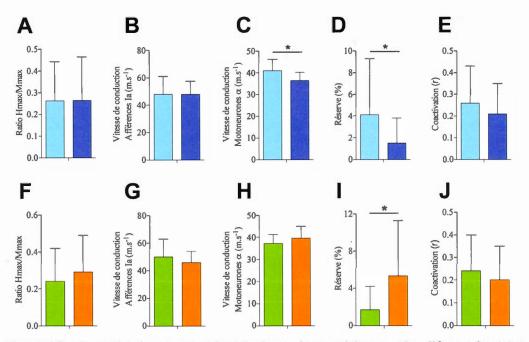


Figure 4.8 : Caractéristiques neurophysiologiques des participants selon l'âge et le statut fonctionnel

A: Excitabilité spinale exprimée par le ratio Hmax/Mmax pour les groupes de 55-65 (en bleu) et de 70+ (en violet). B: Vitesse de conduction des afférences la des groupes 55-65 et 70+. C: Vitesse de conduction des motoneurones α pour les groupes 55-65 et 70+. D: Pourcentage de réserve (taux d'activation) pour les groupes 55-65 et 70+. E: Niveau de co-activation pour les groupes 55-65 et 70+. F: Excitabilité spinale pour les groupes de statut fonctionnel fort (FoCF; en vert) et faible (FaCF; en orange). G: Vitesse de conduction des afférences la des groupes FoCF et FaCF. H: Vitesse de conduction des motoneurones α pour les groupes FoCF et FaCF. I: Pourcentage de réserve (taux d'activation) pour les groupes FoCF et FaCF. J: Niveau de co-activation pour les groupes FoCF et FaCF. Résultats exprimés tels Moyenne \pm Écart-type. *Différence significative (p<0,05) entre les groupes.

4.7.3. Étude relative à l'effet de l'entrainement mixte en puissance en fonction de l'âge

Les facteurs neurophysiologiques ont été observés avant et après un entrainement mixte en puissance de 12 semaines selon l'âge des participants afin de répondre au sous-objectif 2A.

Avant l'intervention, l'excitabilité spinale ne différait pas selon l'âge des participants (Fig. 4.9A). De plus, le ratio Hmax/Mmax est resté similaire à la suite de l'EMP, et ce, quel que soit le groupe observé (Fig. 4.9A). Par ailleurs, alors qu'aucune différence n'a été observée concernant la vitesse de conduction des afférences Ia (Fig. 4.9B), le groupe 55-65 avait tendance (p=0,08) à avoir une vitesse de conduction des motoneurones α plus élevée que celle du groupe 70+ (Fig. 4.9C) avant l'EMP. Néanmoins, les figures 4.9B et 4.9C indiquent que l'entrainement n'a produit aucune modification des vitesses de conduction des afférences la et des motoneurones α, respectivement. Ensuite, aucune différence significative n'a été observée concernant l'activation musculaire du muscle VL (Fig. 4.9D). Cependant, notons que le groupe 55-65 était extrêmement variable (écart-type important) avant l'EMP concernant cette variable. Et, bien que graphiquement il semblait y avoir une diminution du pourcentage de réserve (et de l'écart-type) avec l'entrainement pour le groupe 55-65, aucune différence significative n'a été constatée entre les périodes pré et post entrainement pour l'ensemble des participants (Fig. 4.9D). Enfin, la figure 4.9E montre un niveau similaire de co-activation entre les deux groupes. L'EMP ne semble pas non plus avoir d'influence sur ce facteur puisque les niveaux de co-activation restent constants à la suite de l'intervention pour les deux groupes (Fig. 4.9E).

Pour finir, les pourcentages de changements observés pour ces facteurs neurophysiologiques étaient similaires pour les deux groupes d'âge. En effet, que ce soit pour l'excitabilité spinale (G55-65 : $15.9 \pm 77.9\%$ vs. G70+ : $11.7 \pm 42.8\%$; p=0,89), les vitesses de conduction des afférences Ia (G55-65 : $14.9 \pm 38.7\%$ vs.

G70+: -4,2 ± 23,9%; p=0,23) et des motoneurones α (G55-65: -4,9 ± 14,4% vs. G70+: 7,3 ± 12,5%; p=0,08) ainsi que le pourcentage de réserve (G55-65: 749,7 ± 2439,3% vs. G70+: 116,0 ± 325,6%; p=0,44) ou encore le niveau de co-activation (G55-65: 32,6 ± 72,3% vs. G70+: 62,0 ± 184,0%; p=0,53), aucune différence significative n'a été observée.

4.7.4. Étude relative à l'effet de l'entrainement mixte en puissance en fonction du statut fonctionnel

Afin de terminer cette section Résultats et de compléter les analyses, une comparaison des facteurs neurophysiologiques a été réalisée entre les groupes ayant un statut fonctionnel différent.

L'excitabilité spinale ne différait pas entre les deux groupes fonctionnels avant l'intervention (Fig. 4.9F) et l'EMP n'a pas non plus permis de modifier ce facteur (Fig. 4.9F). De plus, les vitesses de conduction des afférences la (Fig. 4.9G) et des motoneurones α (Fig. 4.9H) étaient similaires pour l'ensemble des participants lors du test réalisé avant l'intervention. Les valeurs obtenues sont également restées stables suite à la période de 12 semaines d'entrainement (Fig. 4.9G et 4.9H). Par ailleurs, comme indiqué par la figure 4.9I, les groupes FaCF et FoCF activaient de manière similaire le muscle VL (pourcentage de réserve comparable). Cependant, du fait de la variabilité des résultats (écart-type important), il semblait que, graphiquement, le groupe FaCF avait un pourcentage de réserve supérieur à celui du groupe FoCF avant la période d'entrainement (Fig. 4.9I) et que l'EMP permettait une diminution du pourcentage de réserve (et de l'écart-type) pour le groupe FaCF. Cependant, aucune différence significative n'a été constatée entre les périodes pré et post entrainement pour l'ensemble des participants (Fig. 4.9I). Enfin, la figure 4.9J montre un niveau similaire de co-activation pour les deux groupes fonctionnels. L'EMP ne semble pas non plus avoir d'influence sur ce facteur puisque les niveaux de co-activation sont restés constants pour les deux groupes suite à l'intervention (Fig. 4.9J).

Pour finir, les pourcentages de changements concernant l'excitabilité spinale (FoCF: $4.2 \pm 36.6\%$ vs. FaCF: $15.9 \pm 39.3\%$; p=0,61), les vitesses de conduction des afférences Ia (FoCF: $19.5 \pm 45.6\%$ vs. FaCF: $4.8 \pm 29.1\%$; p=0,53) et des motoneurones α (FoCF: $-5.2 \pm 14.0\%$ vs. FaCF: $-0.4 \pm 16.8\%$; p=0,65) ainsi que le pourcentage de réserve (FoCF: $-43.0 \pm 42.4\%$ vs. FaCF: $1238.0 \pm 3158.2\%$; p=0,37) ou encore le niveau de co-activation (FoCF: $20.8 \pm 71.4\%$ vs. FaCF: $52.4 \pm 158.0\%$; p=0,49), ne différaient pas selon les deux groupes fonctionnels.

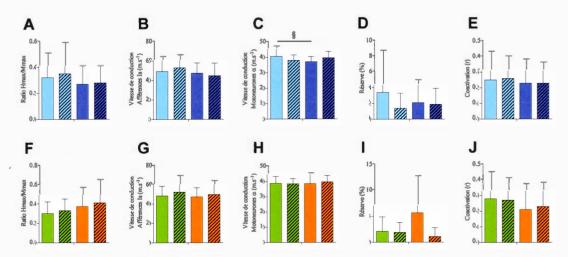


Figure 4.9 : Caractéristiques neurophysiologiques avant et après un entrainement mixte en puissance selon l'âge et le statut fonctionnel des participants

A: Excitabilité spinale exprimée par le ratio Hmax/Mmax pour les groupes de 55-65 (en bleu) et de 70+ (en violet) avant (sans rayure) et après (avec rayures) un entrainement mixte en puissance de 12 semaines. B: Vitesse de conduction des afférences Ia des groupes 55-65 et 70+ avant et après l'EMP. C: Vitesse de conduction des motoneurones α pour les groupes 55-65 et 70+ avant et après l'EMP. D: Pourcentage de réserve (taux d'activation) pour les groupes 55-65 et 70+ avant et après l'EMP. E: Niveau de co-activation pour les groupes 55-65 et 70+ avant et après l'EMP. F: Excitabilité spinale pour les groupes de statut fonctionnel fort (FoCF; en vert) et faible (FaCF; en orange) avant (sans rayure) et après (avec rayures) l'EMP. G: Vitesse de conduction des afférences Ia des groupes FoCF et FaCF avant et après l'EMP. H: Vitesse de conduction des motoneurones α pour les groupes FoCF et FaCF avant et après l'EMP. I: Pourcentage de réserve (taux d'activation) pour les groupes FoCF et FaCF avant et après l'EMP. J: Niveau de co-activation pour les groupes FoCF et FaCF avant et après l'EMP. J: Niveau de co-activation pour les groupes FoCF et FaCF avant et après l'EMP. Résultats exprimés tels Moyenne \pm Écart-type. §tendance (0,05<p<0,1) entre les groupes.

4.8. Bilan des résultats

En résumé et de manière générale, les résultats indiquent que les groupes d'âge différents avaient non seulement un profil fonctionnel similaire mais également une composition corporelle, un statut cognitif et un niveau d'activité physique identiques. Et bien que le groupe le plus jeune avait une force musculaire plus élevée que le groupe 70+, la puissance musculaire était, elle, semblable. Le profil musculaire, quant à lui, était également similaire entre les deux groupes d'âge, excepté concernant l'architecture musculaire dont quelques variables différaient. De plus, alors que l'analyse de l'EMG du muscle Vaste Latéral était semblable lorsqu'un mouvement maximal volontaire était exécuté, le groupe le plus âgé se relaxait plus lentement que le groupe 55-65. De toutes les variables neurophysiologiques observées, seuls la vitesse de conduction des motoneurones α ainsi que le pourcentage d'activation (ou de réserve) différaient selon l'âge.

Les statuts fonctionnels différents, quant à eux, s'accompagnaient d'un âge, d'une composition corporelle, d'un statut cognitif ainsi que d'un niveau d'activité physique similaire. Parallèlement à cela, la force et la puissance musculaire étaient plus faibles pour les personnes les plus faibles. Cependant, les résultats indiquent un profil musculaire identique entre les deux groupes. Néanmoins, lorsqu'un mouvement maximal volontaire était réalisé et analysé, le groupe le plus faible relâchait leur force plus lentement que le groupe FoCF. Toutefois, cela ne semble pas être explicable par les variables liées à l'EMG observées. Enfin, excepté concernant l'activation du muscle VL qui était plus importante pour le groupe FoCF, le profil neurophysiologique, quant à lui, était comparable entre les deux groupes fonctionnels.

En ce qui concerne les groupes d'âge, l'entrainement mixte en puissance a permis, non seulement, une amélioration de la force et de la puissance musculaires mais également de la composition corporelle, du statut fonctionnel (et plus particulièrement pour le groupe 70+) et de leur capacité de maintenir la force

musculaire. Néanmoins, ces 12 semaines d'intervention n'ont pas influencé le profil neurophysiologique au sein des groupes d'âge.

Lorsqu'examiner du point de vue fonctionnel, l'entrainement mixte en puissance a résulté en une amélioration de la force et de la puissance musculaires ainsi que de leur capacité de maintenir la force isométrique pour l'ensemble des participants. De plus, les deux groupes ont amélioré leur profil fonctionnel et bien que le groupe FoCF ait obtenu une meilleure composition corporelle, celle du groupe FaCF est, quant à elle, restée semblable. Cependant, les profils musculaires et neurophysiologiques sont restés relativement stables, et ce, quel que soit le statut fonctionnel des participants.

CHAPITRE V

DISCUSSION

La présente étude a été conçue pour 1) déterminer si l'âge, d'une part, et 2) le profil fonctionnel, d'autre part, des personnes âgées pouvaient influencer des mesures de force et de développement de la force musculaire afin d'identifier les facteurs musculaires et neurophysiologiques pouvant expliquer celles-ci, et 3) d'observer l'impact d'un entrainement mixte en puissance sur ces facteurs en fonction de l'âge ou de la fonctionnalité. Ainsi, la force musculaire et son développement mais également les facteurs musculaires et neurophysiologiques influençant ces derniers ont été étudiés avant et après un entrainement mixte en puissance.

Rappelons que nos résultats, et la discussion suivante, ne s'appliquent qu'à un groupe d'hommes âgés autonomes et n'ayant aucune pathologie (orthopédique, neurologique, cognitive, etc.) particulière. Ainsi, nos conclusions s'appliquent plus spécifiquement à ce groupe restreint.

5.1. Impact de l'âge sur la force musculaire et son développement

Le vieillissement étant largement reconnu pour être associé à la diminution de la force musculaire (Larsson et al., 1979; Bassey et al., 1988; Poulin et al., 1992; Delmonico et al., 2009), il n'est pas surprenant de trouver une force musculaire concentrique absolue et relative (qualité musculaire) plus importante dans le groupe le plus jeune (55-65 ans) comparativement aux hommes de 70+. De manière similaire, la force du muscle VL induite par une stimulation électrique (secousse musculaire) était plus élevée pour le groupe 55-65. Ainsi, une des explications possible est que chaque muscle, de manière intrinsèque, subit une légère perte de

force musculaire au cours du vieillissement et que cela se refléterait davantage lors d'un mouvement plus complexe (tel une extension de genou et de hanche, un levé de chaise ou une montée d'escalier) puisque tous les muscles sont activés conjointement. Cependant, nos résultats concernant la force isométrique, appuyés par les travaux de Larsson et al. (1979) qui comparaient des hommes âgés de 60-69 ans à des individus de 70 ans, ne montrent pas de différence entre nos groupes 55-65 et 70+. Ceci est tout de même en opposition à ceux de plusieurs auteurs (Murray et al., 1980; Young et al., 1985; Overend et al., 1992; Mau-Moeller et al., 2013) qui ont montré une diminution de la force musculaire isométrique au cours du vieillissement. Néanmoins, ces observations restent à nuancer puisque ces études comparaient des jeunes adultes à des hommes de 70+. Ainsi, afin d'avoir une vision global et de mieux appréhender le processus de perte de force musculaire au cours du vieillissement, il semblerait judicieux de s'intéresser désormais à des groupes d'âge plus restreints (5 ou 10 ans) comme Larsson et al. (1979) l'avaient fait en divisant la population étudiée pour chaque décennie.

Plusieurs facteurs comme la composition corporelle, et principalement la masse musculaire, sont associés à la perte de force musculaire au cours du vieillissement (Maughan et al., 1983; Frontera et al., 1991; Frontera et al., 2000; Delmonico et al., 2009). Néanmoins, Hughes et al. (2001) indiquent que la perte de masse musculaire n'expliquerait que 5% de la perte de force au cours du vieillissement. D'autres auteurs indiquent, eux aussi, que la diminution de force musculaire au cours du vieillissement expliquée précédemment, a lieu qu'il y ait ou non une variation de la masse corporelle (Delmonico et al., 2009) ou de la taille du muscle (Kallman et al., 1990). Ainsi, compte tenu du fait que nos résultats n'indiquaient pas de différence de composition corporelle, et plus particulièrement de masse musculaire, entre les deux groupes d'âge, il semblerait que cette dernière ne soit pas déterminante dans la perte de force musculaire au cours de l'avancée en âge. Notons toutefois qu'une différence de masse grasse sous-cutanée au niveau de la cuisse droite a été constatée entre les

groupes étudiés malgré une répartition de la masse grasse similaire dans l'organisme (pourcentage de masses grasses androïde et gynoïde semblable pour tous les participants). Cette observation est cohérente avec celles rapportées par Visser *et al.* (2003) et Raguso *et al.* (2006) indiquant une augmentation de la masse grasse durant l'âge moyen et une diminution de celle-ci au cours de la vieillesse (plus de 65 ans). Il est tout de même important de nuancer ces résultats puisque le groupe 55-65 avait seulement 0,1cm de masse grasse sous-cutanée de plus que le groupe 70+ ce qui n'est pas cliniquement différent.

De plus, contrairement à ce que nous attendions du fait des études existantes montrant le lien de la force musculaire et la capacité fonctionnelle (Lauretani *et al.*, 2003; Visser *et al.*, 2003; Delmonico *et al.*, 2009), nos résultats ne montrent pas de variation de cette variable au cours de l'avancée en âge. En effet, les tests fonctionnels (excepté le *Timed up and go* normal) étaient réalisés de la même manière quel que soit l'âge des individus. Néanmoins, Barbat-Artigas *et al.* (2014) indiquait que les personnes ayant un haut niveau de force musculaire (tertile supérieur d'une population âgée; mesurée par l'intermédiaire du 1RM) avaient peu d'altération de la capacité fonctionnelle comparativement à des individus ayant une faible force musculaire (tertile inférieur). Ainsi, il semblerait que nos participants soient capables de développer une force musculaire suffisante pour la réalisation des tests fonctionnels demandés. Ainsi, la diminution de force musculaire observée n'influencerait pas (ou sans doute pas encore) le profil fonctionnel d'hommes âgés autonomes et en santé même si un de nos groupes était plus âgé.

Enfin, nos résultats, en plus d'une absence de différences fonctionnelles, ne montrent aucune différence concernant la puissance musculaire. Ces résultats sont en accord avec plusieurs études antérieures ayant mis en avant la puissance musculaire comme déterminant essentiel de la capacité fonctionnelle chez les personnes âgées (Foldvari et al., 2000; Cuoco et al., 2004; Orr et al., 2006; Reid et Fielding, 2012).

De manière similaire, la cognition semble liée au statut fonctionnel des personnes âgées (Ishizaki et al., 2006; Atkinson et al., 2007; Tolea et al., 2015). De ce fait, le statut cognitif (score de MoCA>26) étant similaire, il n'est pas surprenant de n'observer aucune différence de statut fonctionnel entre nos deux groupes d'âge. Ainsi, puisqu'Atkinson et al. (2007) ont indiqué que les fonctions cognitives prédiraient le déclin de la vitesse de marche chez des personnes âgées de 70 à 79 ans, évaluer la cognition des personnes âgées de manière systématique et régulière pourrait aider à prévenir la perte d'autonomie de cette population.

Suite à ces premières constatations, l'exploration de facteurs musculaires et neurophysiologiques supplémentaires est essentielle afin de mieux appréhender cette différence de force musculaire au cours du vieillissement.

5.1.1. Impact de l'âge sur les facteurs musculaires

Les facteurs musculaires, telles la mécanique musculaire et la composition musculaire, influencent la force musculaire et son développement. En effet, plusieurs auteurs (Narici, 1999; Narici et al., 2003; Blazevich et Sharp, 2005; Narici et al., 2016; Gerstner et al., 2017) ont montré que l'architecture musculaire (c'est-à-dire l'angle de pennation, la longueur du fascicule et l'épaisseur du muscle) et, par conséquent, les propriétés mécaniques musculaires peuvent jouer un rôle dans la génération de force musculaire. Aucune différence concernant l'angle de pennation et l'épaisseur du muscle Vaste Latéral n'est observée entre nos groupes d'âge. Cependant, la longueur des fibres musculaires semble diminuer au cours du vieillissement. Cette différence a été également constatée par Narici et al. (2003) qui comparaient des hommes jeunes (27-42 ans) et de plus de 70 ans modérément actifs (de manière récréationnelle). Ce résultat serait concomitant avec une diminution du nombre de sarcomère en série (Goldspink, 1968; Goldspink et al., 1971; Herzog et al., 1990) qui influence, de part le nombre de ponts d'actine-myosine, la force musculaire. Ainsi, de part ces résultats, la diminution de force musculaire liée au

vieillissement serait en partie explicable par une modification de l'architecture musculaire et notamment une diminution du nombre de sarcomères en série composants les fibres musculaires.

De plus, étant donné que les propriétés métaboliques et contractiles des fibres musculaires ont un impact sur le développement de la force et donc sur la puissance musculaire (Widrick et Fitts, 1997; Widrick et al., 1997), une modification du phénotype musculaire au cours du vieillissement pourrait affecter la force musculaire [voir Doherty (2003) pour revue]. De plus, la taille des fibres musculaires, et donc de la masse musculaire, peut également influencer la force musculaire (Lexell et al., 1983; Lexell et al., 1983; Lexell et al., 1988). Porter et al. (1995) ont noté qu'un changement dans la typologie musculaire ne conduit pas seulement à une diminution de la force musculaire, mais également à un changement du niveau d'habiletés motrices impliquées dans les activités de la vie quotidienne. Dans la présente étude, les participants 55-65 et 70+ avaient des types et des tailles de fibres musculaires comparables, avec des valeurs équivalentes à celles rapportées par Gouspillou et al. (2014) chez les hommes âgés actifs. Cela suggère donc que, les changements de force musculaire et de son développement chez les hommes âgés en santé ne semblent pas être seulement expliqués par des altérations musculaires, en particulier la taille et la proportion des fibres.

Enfin, les résultats concernant l'architecture et la composition musculaire sont soutenus par les données électrophysiologiques obtenues lors d'une secousse musculaire réalisée au niveau du muscle Vaste Latéral. Effectivement, les résultats ont montré des amplitudes de contraction plus importantes pour le groupe 55-65 mais des temps de contraction et de demi-relaxation comparables dans les deux groupes. Ainsi, du fait d'une longueur des fibres et d'une amplitude supérieures et d'un temps de contraction (représentant la période entre le début du signal de force et l'amplitude maximale de la contraction musculaire stimulée) similaire pour le muscle Vaste Latéral, le groupe le plus âgé aurait une vitesse de contraction des fibres musculaires

altérée qui suggère une mécanique de contraction (c'est-à-dire l'activité des ponts d'actine-myosine) moins efficace que celle du groupe 55-65. Pour expliquer ce phénomène, Carnio et al. (2014) indiquaient que le stress oxydatif pouvait affecter la production de force musculaire au cours du vieillissement par le ralentissement du glissement des filaments d'actine et de myosine. D'ailleurs, cette explication est appuyée par les publications de Gouspillou et al. (2014) et St-Jean-Pelletier et al. (2017) qui indiquaient une production d'espèces radicalaires de l'oxygène plus élevée chez les personnes âgées comparativement aux jeunes adultes, et ce, malgré une force relative identique.

Mis ensemble, les résultats précédents suggèrent que la différence de force musculaire lors de l'avancée en âge d'homme en bonne santé pourrait être partiellement due à une dégradation du processus de contraction au niveau musculaire. Ainsi, il est donc pertinent de se concentrer sur les facteurs de développement de la force musculaire volontaire afin de mieux appréhender ce processus physiologique complexe.

5.1.2. Impact de l'âge sur les caractéristiques d'une contraction maximale volontaire

Lors d'une contraction maximale volontaire isométrique des extenseurs du genou, le groupe 70+ était incapable de relaxer les muscles sollicités aussi rapidement que le groupe 55-65, et ce, même si l'amplitude EMG et la fréquence de la puissance moyenne de l'EMG étaient similaires. Ces résultats EMG suggèrent, comme démontrés précédemment par Jesunathadas *et al.* (2010), que le dé-recrutement des unités motrices durant la phase de relaxation ne semble pas responsable de la différence de force musculaire chez les hommes âgés en bonne santé. Cependant, l'absence de différence des paramètres EMG entre les groupes pourrait, en partie, s'expliquer par le fait que nos observations pendant la contraction volontaire étaient limitées au muscle Vaste Latéral alors que l'extension maximale du genou dépend de

la contraction de plusieurs muscles agonistes (par exemple, les 3 autres muscles formant le muscle quadriceps) ainsi que l'inhibition des muscles antagonistes (les ischiojambiers). Ainsi, il est possible qu'une observation de l'intégralité des muscles activés lors de cette contraction volontaire isométrique n'engendre pas les mêmes constatations.

Puisque la force musculaire isométrique était similaire entre les deux groupes d'âge, il est donc logique d'observer des paramètres EMG similaires dans les deux groupes lors du développement (montée) de la force musculaire. En effet, comme nous l'avons expliqué précédemment, l'augmentation de l'activité électrique provenant de l'encéphale provoque une activation de plus en plus importante des motoneurones spinaux ce qui a pour effet d'augmenter la tension musculaire (Henneman, 1957). De ce fait, chaque modification dans le recrutement des unités motrices va affecter la contraction des fibres musculaires et donc le niveau de force musculaire développée. Ainsi, à la vue de nos résultats, il semble que le recrutement des unités motrices lors du développement de la force musculaire soit indépendant de l'âge chez des hommes âgés en santé.

D'autre part, les personnes de 55-65 ans comme celles de 70 ans et plus ont maintenu un niveau de force musculaire similaire pendant l'intégralité de la contraction (soit 2s). De ce fait, la force musculaire étant semblable pendant la phase de maintien de la CVM (force musculaire isométrique), les niveaux similaires observés concernant l'amplitude EMG et la fréquence de la puissance moyenne de l'EMG entre nos deux groupes sont cohérents. De plus, la fréquence médiane élevée (≈ 60 Hz) développée par nos deux groupes pendant cette phase de 2s (plateau) suggère qu'ils ont, indépendamment de leur âge, recruté presque l'intégralité des unités motrices pour maintenir une force musculaire maximale. Des fréquences moyennes similaires ont été rapportées au niveau du muscle Vaste Latéral chez des populations jeunes (de 20 à 38 ans) par Karlsson et Gerdle (2001). Mis ensemble, ces résultats laissent à penser

que les altérations possibles des unités motrices auraient lieu après 70 ans chez des hommes en santé.

Ainsi, les profils musculaires et de contraction volontaire ne permettent pas d'appréhender la totalité du mécanisme de perte de force musculaire au cours de l'avancée en âge.

5.1.3. Impact de l'âge sur les facteurs neurophysiologiques

L'activation du muscle volontaire est initiée par le système nerveux central (Koizumi et Kollai, 1981; Nigg et al., 2000) et surtout le cortex cérébral, à travers la voie cortico-spinale et la moelle épinière (Gandevia, 2001). Cette variable est importante puisqu'elle permet de discriminer les causes périphériques de la diminution de force musculaire, en évaluant le degré d'activation centrale via la technique de superposition d'une stimulation électrique musculaire à une contraction volontaire (Merton, 1954; Rutherford et al., 1986; Shield et Zhou, 2004). Or, malgré une force musculaire isométrique similaire ainsi qu'une similitude des instructions et de la motivation données aux participants, le groupe 70+ activait davantage (et quasi totalement puisque le pourcentage de réserve n'était que d'environ 1,5%) le muscle Vaste Latéral comparativement au groupe 55-65 qui lui affichait un pourcentage de réserve de 4,1%. Ceci en conforme aux observations de Knight et Kamen (2001) qui indiquaient une activation musculaire supérieure à 95% chez une population jeune et âgée. Ainsi, pour une force musculaire identique, les personnes les plus âgées sont obligées d'activer davantage et intégralement les muscles sollicités ou que le groupe 70+ ait eu besoin d'augmenter son activation centrale afin de compenser les autres mécanismes altérés (comme le processus de contraction musculaire) qui engendrent la perte de force musculaire. Par ailleurs, alors que les individus 70+ avaient un écart type de 2,3%, celui des personnes de 55-65 ans atteignaient 5,2% indiquant de ce fait une plus grande variabilité d'activation chez les plus jeunes personnes âgées. Notons toutefois que la variabilité des personnes de 70+ est tout de même conséquente puisqu'elle est plus importante que la moyenne du groupe. Ainsi, contrairement aux travaux rapportés par Jakobi et Rice (2002), l'âge ne semble pas être la cause principale de cette plus grande inhibition du système nerveux central. En effet, ces derniers avaient mis en évidence une plus grande variabilité de l'activation musculaire chez les personnes âgées comparativement à de jeunes adultes, cela concernait uniquement des personnes d'environ 83 ans et donc bien plus âgées que notre groupe le plus jeune. Finalement, n'oublions pas que nos observations n'ont été réalisées que sur le muscle Vaste Latéral. Or, afin d'appréhender dans sa globalité le rôle du SNC, le niveau d'activation des autres muscles impliqués dans le développement de la force musculaire concentrique serait nécessaire. Néanmoins, il est important de noter que ce résultat donne tout de même un bon aperçu de la diminution de l'inhibition requise après 70 ans pour produire une même force musculaire isométrique.

Afin de continuer d'investiguer les facteurs pouvant expliquer la diminution de la force musculaire avec l'avancée en âge au niveau du système nerveux central, il était essentiel d'évaluer l'excitabilité de la moelle épinière. Les valeurs obtenues du ratio Hmax/Mmax (environ 0,3) sont similaires entre nos groupes et correspondent à celles acquises par Kido *et al.* (2004) chez des personnes âgées de 60 à 80 ans. En revanche, ce rapport était beaucoup plus faible (environ 50%) que celui observé chez les jeunes adultes de 19 à 28 ans (Misiaszek *et al.*, 1998). Le fait que les deux groupes possèdent des ratios similaires suggère que l'excitabilité spinale commence à être altérée après 28 ans mais avant l'âge de 55 ans et ne serait donc pas un facteur influençant la force musculaire chez les hommes âgés en bonne santé.

Comme l'excitabilité spinale entre les groupes n'était pas différente, et afin de cerner les autres facteurs nerveux impliqués dans le déclenchement de l'action motrice suivre le cheminement du signal nerveux lors d'un mouvement, les changements pouvant exister dans la conduction nerveuse a été examinée au niveau des afférences la et des motoneurones α . La vitesse de conduction des afférences la des deux

groupes étaient semblables. Les valeurs obtenues ici (45-50 m.s⁻¹) sont plus faibles que celles observées (63,2 m.s⁻¹) par Eisen *et al.* (1984) chez des personnes de moins de 50 ans (moyenne de 32,4 ans) ou par Shefner et Logigian (1994) qui, eux, ont observés une valeur de conduction nerveuse sensitive du nerf sciatique de 57,6 m.s⁻¹ chez dix personnes un peu plus âgées de (31 à 63 ans). Ainsi, les études semblent indiquer que la vitesse de conduction au niveau des afférences Ia diminue avec l'avancée en âge et les valeurs plus faibles de notre population en sont sans doute le reflet. Cependant, au vu de l'absence de différence observée dans nos résultats, il semblerait que cette diminution soit, comme l'excitabilité spinale, ralentie après 55 ans.

En ce qui concerne, la mesure de la vitesse de conduction des motoneurones α a montré que le groupe 55-65 avait une vitesse supérieure à celle du groupe le plus âgé. Les valeurs obtenues dans cette étude ($\approx 40 \text{ m.s}^{-1}$) sont inférieures à celles observées chez de jeunes adultes de 20 ans à 30 ans ($\approx 50 \text{ m.s}^{-1}$) (Jimenez *et al.*, 1970; Lauretani *et al.*, 2006), mais similaires à celles de Strotmeyer *et al.* (2009) et Lauretani *et al.* (2006) chez des hommes de plus de 70 ans. Ainsi, comme la vitesse de conduction dépend principalement de l'état de la gaine de myéline (Arnold et Harriman, 1970; Jacobs et Love, 1985) et de la taille des axones (Mittal et Logmani, 1987), nos résultats suggèrent qu'il y aurait possiblement une dégénérescence de la gaine de myéline et/ou un changement de taille d'axone après 70 ans. Par conséquent, la vitesse de conduction des motoneurones α pourrait jouer un rôle dans la diminution de la force musculaire au cours du vieillissement.

Enfin, lorsque des mouvements à des vitesses modérées à rapides sont générés, les muscles agonistes et antagonistes doivent être synchronisés pour fonctionner en synergie ou en alternance selon l'action motrice souhaitée. Ainsi, la co-contraction des muscles antagonistes réduira la force résultante générée et ralentira le mouvement (Falconer et Winter, 1985). Lors de l'examen de la co-activation des muscles Vaste Latéral et Biceps Fémoral lors de la contraction volontaire maximale, la présente

étude a révélé un très faible niveau de co-contraction du muscle antagoniste. Cela suggère que ce facteur ne semble pas jouer un rôle majeur dans la différence de force concentrique entre les groupes. Cependant, notre observation ne concerne que deux muscles impliqués dans la contraction. Ainsi, ce résultat ne correspond pas nécessairement à ce qui peut se dérouler lors de tâches plus complexes et plus fonctionnelles. En effet, plusieurs études ont montré que des mouvements complexes tel la montée ou les tapes d'escalier, produisaient une augmentation du taux de co-activation chez des personnes âgées par rapport à de jeunes adultes (Hortobagyi et DeVita, 2000; Larsen et al., 2008). Par conséquent, l'absence de co-activation (indiquant donc un bon niveau d'inhibition réciproque) dans notre population pourrait être due au fait que tous les individus étaient cliniquement fonctionnels mais surtout que la comparaison de nos groupes a été réalisée lors d'une tâche simple de contraction isométrique.

5.1.4. Conclusion 1

Ainsi, la perte de force musculaire concentrique liée au vieillissement chronologique pourrait être due à l'association d'une altération musculaire (diminution de la longueur des fibres du muscle VL) ainsi que des systèmes nerveux central (diminution de l'inhibition du SNC) et périphérique (diminution de la vitesse de conduction des motoneurones α). Néanmoins, ceux ne sont que de petites différences observées et le fait que les profils fonctionnels de nos participants soient similaires indique que l'avancée en âge n'est sans doute pas le facteur essentiel à la perte de mobilité chez des hommes en santé déjà considérés comme âgés. Cela indique donc, dans un premier temps, que l'âge chronologique ne serait pas un facteur essentiel et pertinent autant dans le domaine de la recherche sur le vieillissement que les pratiques cliniques (gériatrie, gérontologie et kinésiologie).

De ce fait, étudier la force musculaire, son développement mais également les facteurs associés en fonction du statut fonctionnel des participants pourrait être une avancée dans la compréhension de la perte d'autonomie des personnes âgées.

5.2. Impact du statut fonctionnel sur la force musculaire et son développement

Le deuxième sous-objectif de cette thèse était donc de déterminer si le statut fonctionnel d'hommes âgés en santé se reflétait sur les mesures de force musculaire et de son développement ainsi que sur les facteurs musculaires et neurophysiologiques associés.

Étant donné les liens existants entre la capacité fonctionnelle et la force musculaire (Hyatt et al., 1990; Skelton et al., 1994; Chandler et al., 1998; Carmeli et al., 2000; Visser et al., 2000; Lauretani et al., 2003) ainsi que la puissance musculaire (Foldvari et al., 2000; Cuoco et al., 2004), il n'était pas surprenant de trouver une force musculaire absolue et relative (la qualité musculaire), à la fois concentrique et isométrique, ainsi qu'une puissance musculaire supérieures pour les participants ayant une forte capacité fonctionnelle comparativement aux plus faibles. Cependant, bien qu'un niveau élevé de qualité musculaire (force musculaire / masse maigre) soit associé à un niveau de performance fonctionnel plus important, la relation entre la qualité musculaire et la capacité fonctionnelle peut dépendre également d'autres facteurs tels l'âge et la composition corporelle (Janssen et al., 2000; Goodpaster et al., 2006; Delmonico et al., 2009; Vincent et al., 2010; Barbat-Artigas et al., 2014). Or, ces facteurs ne différaient pas entre les deux groupes et ne peuvent donc pas être considérés comme des variables confondantes pour nos résultats. Ainsi, il est important de noter que la suite de la discussion s'intéressera à comparer des individus fonctionnellement différents mais dont l'âge et la composition corporelle sont similaires.

Par ailleurs, bien que nos résultats n'indiquent qu'une tendance des personnes les plus faibles à avoir un niveau cognitif plus bas que les hommes ayant une capacité fonctionnelle élevée, plusieurs auteurs ont mis en lien le statut cognitif avec le statut fonctionnel (Donoghue *et al.*, 2012; Hoogendam *et al.*, 2014). Une faiblesse cognitive peut être liée à différentes étiologies mais peut surtout être la marque d'une altération du système nerveux central (Albaret et Aubert, 2001) et donc peut influencer la force musculaire (Paterson *et al.*, 2004). Ainsi, nos résultats mettent en exergue le fait qu'il faut sans doute s'intéresser de plus près au statut fonctionnel des ainés plutôt qu'à leur âge chronologique afin de possiblement déceler des problèmes cognitifs sousjacents.

Afin de tenter d'expliquer ces résultats, les sections suivantes traiteront de l'effet des facteurs musculaires, du développement de la force et des facteurs neurophysiologiques sur l'état fonctionnel.

5.2.1. Impact des facteurs musculaires sur le statut fonctionnel

Comme nous avons pu le constater précédemment, la mécanique (Narici et al., 2003) et la composition musculaire (notamment les propriétés métaboliques et contractiles des fibres musculaires) (Widrick et al., 1997) sont des facteurs important pour la génération de la force et de la puissance musculaire.

Cependant, l'architecture musculaire ne différait pas selon les groupes étudiés. Néanmoins, il est important de rappeler que cette observation a été uniquement faite au niveau du muscle Vaste Latéral et que cela n'est possiblement pas généralisable à l'ensemble des muscles. Plusieurs études ont mis en évidence des variations de l'architecture musculaire en comparant de jeunes adultes et des personnes âgées (Narici, 1999; Narici et al., 2003; Thom et al., 2007). Néanmoins, le niveau fonctionnel des individus n'était, à notre connaissance, jamais indiqué. Ainsi, cela suggère que la mécanique musculaire serait davantage dépendante de l'âge des individus que du niveau de capacité fonctionnelle. En ce sens, lorsque l'âge des individus est identique, la mécanique musculaire n'influencerait pas la différence de

force musculaire, d'une part, mais également le statut fonctionnel, d'autre part, d'hommes âgés en santé.

De plus, la taille des fibres musculaires, de part les liens avec la masse musculaire, peut également influencer la force musculaire (Lexell *et al.*, 1983; Lexell *et al.*, 1988). Néanmoins, puisque la composition corporelle était similaire entre les groupes, il n'est pas surprenant de n'observer aucune différence entre les participants FoCF et FaCF concernant la taille des fibres musculaires du muscle Vaste Latéral. De plus, malgré une différence de force et de puissance musculaires, la répartition de ces fibres (ou proportion) était comparable pour l'ensemble des participants. Notons que les valeurs obtenues étaient équivalentes à celles rapportées par Gouspillou *et al.* (2014) chez des hommes âgés actifs. Cela suggère donc que, les changements de force musculaire et de son développement chez des individus ayant un statut fonctionnel différent ne peuvent être expliqués par des altérations de la composition musculaire.

Les précédents résultats, concernant le phénotype ainsi que l'architecture musculaire, sont soutenus par les données électrophysiologiques obtenues lors d'une secousse musculaire réalisée sur le muscle Vaste Latéral puisque les amplitudes de contraction ainsi que les temps de contraction et de demi-relaxation étaient comparables dans les deux groupes. Ainsi, du fait de la similarité des vitesses de contraction du muscle VL (amplitude/temps de contraction), il semblerait que le processus musculaire générant la contraction (principalement l'activité des ponts d'actine-myosine) n'ait pas d'incidence sur l'état fonctionnel de ces deux groupes et, par conséquent, n'a probablement pas joué un rôle dans les différences de force musculaire. Toutefois, ce résultat reste néanmoins à vérifier par l'évaluation des autres muscles impliqués dans les différentes contractions musculaires (isométrique et concentrique).

Mis ensemble, les résultats précédents suggèrent que les différences de statut fonctionnel et de force musculaire chez les hommes âgés en bonne santé ne seraient pas dues à des différences au niveau musculaire, en particulier au niveau du muscle VL. Ainsi, il est pertinent de se concentrer sur les facteurs de développement de la force musculaire volontaire.

5.2.2. Caractéristiques d'une contraction volontaire maximale selon le statut fonctionnel

Lors d'une contraction maximale volontaire isométrique des extenseurs du genou, le groupe FaCF était incapable de relaxer les muscles sollicités aussi rapidement que le groupe FoCF, et ce, même si l'amplitude EMG et la fréquence de la puissance moyenne de l'EMG étaient similaires. Ces résultats EMG suggèrent que le dérecrutement des unités motrices durant la phase de relaxation ne serait pas responsable de la différence de force musculaire chez les hommes âgés en bonne santé (Jesunathadas et al., 2010). Néanmoins, du fait de la lenteur de relaxation musculaire des individus fonctionnellement plus faibles, il est logique de se questionner sur la capacité de ces personnes de réaliser, rapidement, des mouvements répétés. En ce sens, le résultat du test fonctionnel de la chaise indiquait que le groupe FaCF était plus lent que le groupe FoCF pour réaliser 10 levés de chaise consécutifs. Ainsi, cette difficulté de relaxation semble, non seulement, impacter sur la capacité même des individus à réaliser une activité de la vie quotidienne mais pourrait également amplifier le phénomène de fatigue musculaire généralement plus important chez les personnes âgées (Allman et Rice, 2002; Cormie et al., 2011). Néanmoins, l'absence de différence au niveau des paramètres EMG entre les groupes et la différence fonctionnelle notable observée pourraient être expliqués par le fait que nos observations étaient limitées au muscle Vaste Latéral alors que l'extension maximale du genou dépend de la contraction de plusieurs muscles agonistes ainsi que de l'inhibition des muscles antagonistes.

De plus, malgré une force isométrique différente, les paramètres EMG indiquaient un recrutement (ou activation) des unités motrices semblables entre les groupes ayant une forte et une faible capacité fonctionnelle durant le développement (montée) de la

force musculaire. Néanmoins, bien que nos résultats indiquaient une amplitude EMG ainsi qu'une fréquence de la puissance moyenne de l'EMG équivalentes pour les deux groupes, la force musculaire des individus FaCF était inférieure à celle du groupe FoCF durant la phase de maintien de la CVM (plateau). Par ailleurs, la fréquence médiane (≈ 60 Hz) développée par tous les participants, qui était équivalente à celle obtenue chez de jeunes adultes (Karlsson et Gerdle, 2001), suggère qu'ils recrutent presque en intégralité les unités motrices pour maintenir une force musculaire maximale. Ainsi, le résultat observé ne semble pas du à un défaut de recrutement des unités motrices.

5.2.3. Impact des facteurs neurophysiologique sur le statut fonctionnel

Conformément aux résultats de Knight et Kamen (2001), les participants FoCF ont été capables d'activer presque complètement (environ 1,7% de réserve) le muscle Vaste Latéral. En revanche, bien que les mêmes instructions et la même motivation aient été données à tous les participants, les individus les plus faibles semblaient avoir une plus grande inhibition du système nerveux central ou une activation insuffisante pendant une contraction isométrique maximale (réserve de 5,3%). Cela suggère donc qu'une activation incomplète, volontaire ou non, peut être la raison de la réduction de force musculaire chez les hommes FaCF. Une explication possible serait que, inconsciemment, ces individus ne donnent pas leur maximum lors de la contraction volontaire maximale. Ainsi, leur statut fonctionnel et leur niveau de force musculaire pourraient pousser l'organisme à conserver une certaine réserve dans le cas où il surviendrait un événement majeur pour lequel la réelle force maximale sera nécessaire (courir pour éviter une voiture, etc.). Par ailleurs, Seidler *et al.* (2010) ont mis en évidence que la diminution du niveau de dopamine accompagnant l'avancée en âge engendrerait une diminution de la motivation à réaliser un mouvement.

De plus, la diminution de l'inhibition du SNC associé à la tendance qu'avait le groupe FaCF à avoir un score cognitif plus bas que le groupe FoCF, pourrait indiquer une légère altération cérébrale. En outre, alors que les individus FoCF avaient un écart type de 2,5%, les individus FaCF atteignaient 5,98%. Cela indique une plus grande variabilité d'activation avec la perte de capacité fonctionnelle. Cette observation a été également faite par Jakobi et Rice (2002) lors d'une comparaison de personnes jeunes et âgées. Ainsi, bien que le statut fonctionnel de leurs participants ne soit pas indiqué, il est admis qu'il existe une diminution de la capacité fonctionnelle avec l'avancée en âge, ainsi la variabilité des résultats ne serait peut-être pas due à une différence d'âge mais à une différence de niveau fonctionnel comme cela est le cas pour nos résultats. Notons également que, parmi les participants les plus faibles, il existe différents niveaux de fonctionnalité qui pourrait se refléter dans les niveaux de variabilité de l'activation centrale. Ainsi, ce facteur ne serait pas suffisant pour expliquer totalement la diminution de la capacité fonctionnelle.

Étonnamment, des valeurs comparables du ratio Hmax/Mmax ont été obtenues par les deux groupes et ces dernières correspondent à celles acquises par Kido *et al.* (2004) chez des personnes âgées de 60 à 80 ans. Puisque ces résultats sont foncièrement plus faibles que ceux observés par Misiaszek *et al.* (1998) chez de jeunes adultes, il semblerait que l'excitabilité spinale soit principalement âge-dépendant et n'interviendrait pas dans la différence de statut fonctionnel d'hommes âgés en santé.

Comme nous l'avons précédemment évoqué, la vitesse de conduction des afférences la diminuerait au cours du vieillissement (Eisen *et al.*, 1984; Shefner et Logigian, 1994). Or, nos deux groupes fonctionnels ayant un âge comparable, il n'est pas surprenant d'observer des valeurs similaires pour les groupe FoCF et FaCF. De ce fait, le statut fonctionnel ainsi que la force musculaire ne seraient pas dépendants de la vitesse de conduction des afférences la. Un constat assez similaire peut également être fait concernant la vitesse de conduction des motoneurones α puisque les groupes FoCF et FaCF avaient une vitesse de conduction du nerf tibial similaire. De plus, les valeurs obtenues dans cette étude (≈ 40 m.s⁻¹) sont semblables à celles observées chez des hommes de plus de 70 ans (Lauretani *et al.*, 2006; Strotmeyer *et al.*, 2009). Ainsi,

il semblerait que la vitesse de conduction des motoneurones α soit aussi davantage dépendante de l'âge des individus et n'interviendrait pas sur le statut fonctionnel. Par ailleurs, puisque la vitesse de conduction dépend de l'état de la gaine de myéline (Arnold et Harriman, 1970; Jacobs et Love, 1985) et de la taille des axones (Mittal et Logmani, 1987), nos résultats suggèrent que la dégénérescence de la gaine de myéline ou le changement de taille d'axone similaires étaient principalement du au fait que nos deux groupes avaient un âge similaire. Par conséquent, la vitesse de conduction n'a pas affecté l'état fonctionnel de notre population.

En ce sens, puisque nos résultats indiquaient un très faible niveau de co-contraction du muscle antagoniste (le muscle Biceps Fémoral), cela suggèrerait que ce facteur ne semble pas joué un rôle majeur dans la différence de force isométrique entre les groupes FoCF et FaCF. Cependant, la mesure effectuée au cours de cette étude a été réalisée lors d'une contraction volontaire isométrique, et donc lors d'un mouvement considéré comme simple puisqu'il n'engage qu'une articulation et seulement 2 grands groupes musculaires. Ainsi, une augmentation du taux de co-activation chez les personnes âgées par rapport aux jeunes adultes a été constatée lors de la réalisation de mouvements complexes tels une montée ou des tapes d'escalier (Hortobagyi et DeVita, 2000; Larsen et al., 2008). Cependant, ces études s'intéressaient uniquement à des hommes et des femmes âgées de plus de 69 ans et ne comparait pas les niveaux fonctionnels de ces derniers. Par conséquent, il semblerait que le fait que tous nos participants soient autonomes et fonctionnels pourrait induire l'absence de coactivation (indiquant donc un bon niveau d'inhibition réciproque) dans notre population. En effet, le groupe FaCF était moins fonctionnel que le groupe FoCF, mais tous les participants étaient fonctionnellement indépendants [vitesse de marche ≥ 1,2 m.s⁻¹ (Cesari et al., 2005)]. Il est donc probable que, dans une tâche plus complexe, une plus grande co-activation dans le groupe le plus faible aurait été observée par rapport au groupe fort. Enfin, étant donné que de nombreux muscles agonistes et antagonistes du VL sont responsables du mouvement (et donc de la production de force), il est possible qu'une somme de petits changements dans tous les muscles impliqués puisse expliquer la différence d'état fonctionnel entre les groupes.

5.2.4. Conclusion 2

Ainsi, la perte de force musculaire associée à un statut fonctionnel plus faible à un ralentissement de la capacité de relaxation musculaire ainsi qu'une altération de l'activation centrale. Néanmoins. les profils cognitif, musculaire neurophysiologique étaient tout à fait comparables. Ainsi, le niveau fonctionnel d'hommes en santé ne s'expliquerait pas uniquement avec les facteurs observés dans cette étude. Il semblerait donc intéressant de développer de nouvelles questions de recherche en fonction du statut fonctionnel des individus afin de comprendre davantage les mécanismes mis en jeu (voir Section 5.4 pour davantage de précision). Après cela, les professionnels de santé pourraient être aiguillés plus spécifiquement sur les pratiques cliniques adaptées à adopter selon les différents profils de la population gériatrique.

Afin de vérifier s'il était possible d'améliorer la force musculaire, son développement et les facteurs associés quel que soit l'âge et le statut fonctionnel des participants, l'étude de l'intégralité de ces variables a été réalisée à la suite d'un entrainement mixte en puissance de 12 semaines.

5.3. Effet d'un entrainement mixte en puissance sur la force musculaire et son développement

Comme démontré précédemment (Evans, 1997; de Vos et al., 2005; Henwood et al., 2008; Sayers, 2008; Pamukoff et al., 2014; Balachandran et al., 2017; Gray et al., 2018; Radaelli et al., 2018), une augmentation de la force musculaire mais également de la puissance musculaire a été observée à la suite des 12 semaines d'intervention pour tous les participants. Ces améliorations étaient équivalentes que ce soit l'âge ou

le statut fonctionnel qui divisent nos groupes. Les résultats obtenus confirment donc les conclusions de plusieurs études antérieures qui ont mis en évidence les bienfaits de ce type d'intervention, et ce, quel que soit l'âge (Hakkinen et al., 2000; Newton et al., 2002), le genre (Hakkinen et al., 2001) ou le niveau fonctionnel (Earles et al., 2001; Sayers et al., 2003; Reid et al., 2008) des individus. Néanmoins, comparativement aux études précédemment citées, nous avons étendu notre étude à l'investigation des facteurs pouvant être associés à ces changements majeurs par l'intermédiaire de l'analyse de facteurs corporels, cognitifs, musculaire ou neurophysiologique.

Ainsi, nos résultats indiquaient également une amélioration de la composition corporelle (diminution de la masse grasse et augmentation de la masse maigre) chez les individus de 55-65 ans et chez ceux ayant un fort niveau fonctionnel à la suite de l'EMP. Notons également que le groupe 70+ a vu sa masse maigre (y compris au niveau du muscle Vaste Latéral) augmenter. Ces résultats concordent avec les observations de Nichols et al. (1993) et Treuth et al. (1994) chez les hommes, qui démontraient une augmentation de la masse maigre et une diminution de la masse grasse à la suite d'un entrainement à haute intensité chez des femmes et d'un entrainement en résistance chez des hommes, respectivement. Cependant, le groupe le plus faible a conservé une composition corporelle similaire à la suite des 12 semaines d'intervention. Un résultat similaire avait été observé par Drey et al. (2012) et Galvao et Taaffe (2005) qui indiquaient une absence de changement de la composition corporelle à la suite d'un entrainement en résistance chez des personnes fragiles. Henwood et Taaffe (2005) indiquaient que les effets positifs d'un entrainement en puissance pouvaient être observés sans changement de composition corporelle et que cela serait essentiellement dû à des adaptations neurophysiologiques. En effet, Gray et al. (2018) ont observé une augmentation de la force musculaire sans modification de la composition corporelle de personnes de plus de 65 ans à la suite d'un entrainement en résistance de 48 semaines. Ainsi, il est possible que les hommes âgés

les plus faibles améliorent en premier lieu les facteurs neurophysiologiques (et peutêtre musculaires) avant d'entamer une modification de la composition corporelle, qui, elle, pourrait certainement être induite après un entrainement plus intense chez cette population spécifique.

De plus, puisqu'un simple entrainement (d'une seule série) permet une amélioration des tests fonctionnels de la chaise et de l'escalier chez des personnes âgées de 65 à 78 ans (Galvao et Taaffe, 2005), il n'est pas étonnant de constater une amélioration de ces tests chez tous nos individus, et ce, indépendamment de l'âge ou du statut fonctionnel. Néanmoins, seuls les groupes 70+ et FaCF, qui sont les groupes avec des facteurs de force et de fonctionnalité plus faibles, ont amélioré l'intégralité de leurs tests fonctionnels. Hruda et al. (2003) qui ont montré une amélioration du test de marche, du levé de chaise et du TUG à la suite d'un entrainement en force et puissance musculaire sur les membres inférieurs chez des individus fragiles et très âgés (75-94 ans). De manière similaire, une amélioration des performances fonctionnelles d'individus de plus de 65 ans a été constatée par Miszko et al. (2003) et Balachandran et al. (2017) suite à d'un entrainement en puissance. Ainsi, il semblerait que l'EMP permette d'améliorer les tâches fonctionnelles complexes, indépendamment de l'âge ou du niveau fonctionnel, mais soit plus pertinent pour améliorer les capacités fonctionnelles de base (ou simples) pour les individus les plus âgés et les plus faibles.

Par ailleurs, seul le statut cognitif des groupes 55-65 et FaCF a été amélioré à la suite des 12 semaines d'intervention. Dans le même sens, Gschwind *et al.* (2013) montraient une amélioration de la cognition chez des personnes de 65-80 ans à la suite d'un entrainement mixte en force et équilibre. Notons toutefois que cette observation reste à nuancer puisque seul le MoCA était utilisé pour représenter le statut cognitif dans la présente étude. Ainsi, il est possible que ce test ne soit pas assez sensible (ou précis) pour observer des variations chez toute notre population.

Du fait de ces premières observations, la poursuite de notre investigation au niveau des facteurs musculaires influençant la force musculaire et son développement semble essentielle.

5.3.1. Effet de l'entrainement mixte en puissance sur les facteurs musculaires

La mécanique musculaire est un des facteurs pouvant influencer la force musculaire et son développement (Narici, 1999; Narici et al., 2003). Or, puisque l'EMP a engendré une augmentation de la force et de la puissance musculaire, il serait sensé d'imaginer que cela puisse, en partie, être du à une adaptation architecturale. De plus, Reeves et al. (2009) ont montré que cette modulation de l'architecture musculaire était dépendante du type d'intervention chez des personnes âgées. Et en effet, alors qu'un entrainement excentrique permettrait une plus grande augmentation de la longueur des fibres, une intervention concentrique engendrerait uniquement une modification de l'angle de pennation (Reeves et al., 2009; Franchi et al., 2014). Néanmoins, nos résultats ne montraient aucune modification des facteurs architecturaux suite à un entrainement mixte en puissance, et ce, que ce soit concernant les groupes d'âge ou les groupes fonctionnels. Or, ceci est contradictoire avec les observations d'Aagaard et al. (2001) et de Franchi et al. (2014) qui montraient une amélioration de l'angle de pennation et de la longueur des fibres musculaires chez de jeunes adultes à la suite d'un entrainement en puissance de 14 semaines (Aagaard et al., 2001) et de 10 semaines (Franchi et al., 2014). Ainsi, chez des hommes âgés de plus de 55 ans en santé, l'amélioration de la force musculaire à la suite d'un entrainement mixte en puissance ne s'expliquerait pas par une modification architecturale apparente. Cependant, bien que le choix du muscle Vaste Latéral soit appuyé par plusieurs études (Narici et al., 1996; Harridge et al., 1999; Roos et al., 1999; Aagaard et al., 2000; Aagaard et al., 2001; Karlsson et Gerdle, 2001; Blazevich et al., 2006) du fait de son homogénéité de structure et d'adaptation, il est important de noter que notre étude était limitée à une échographie d'un seul site musculaire et nos résultats ne sont donc peut-être pas représentatif des autres muscles (ou même d'une autre partie de ce même muscle) intervenant dans la contraction musculaire (isométrique ou concentrique).

Par ailleurs, des modifications des paramètres de la contraction musculaire du muscle Vaste Latéral ont été observées pour nos participants à la suite de l'EMP. Dans un premier temps, une amélioration du délai électromécanique (le temps entre la stimulation électrique et le début de la réponse musculaire) a été observée tant chez les groupes d'âge différent que ceux dont le niveau fonctionnel différait. Un constat similaire avait été observé par Stock et al. (2016) à la suite d'un entrainement en résistance de seulement 4 semaines. Ainsi, il semblerait que, quel que soit l'âge et le statut fonctionnel, un entrainement mixte en puissance permettrait une amélioration de l'efficacité de déclenchement de la contraction musculaire. De plus, bien que l'amplitude de contraction et le temps de relaxation soient restés inchangés, le temps de contraction a augmenté à la suite des 12 semaines d'intervention, et ce, indépendamment de l'âge ou du statut fonctionnel. Au vu de ce résultat surprenant, nous avons vérifié qu'il ne s'agissait pas d'une conséquence malheureuse du matériel défectueux utilisé pour une partie des participants (BTE) qui, nous le savons, a faussé nos valeurs de force musculaire de certains participants. Néanmoins, les mêmes résultats étaient observés lorsque ce matériel était retiré de l'équation. Ainsi, il est possible que, bien que nous avions essayé d'éviter ce cas de figure en utilisant un train de stimulation et non une stimulation simple, notre matériel de stimulation ne permettait pas de déclencher une stimulation électrique assez importante pour recruter la totalité des unités motrices du muscle Vaste Latéral à la suite de l'entrainement du fait que celui-ci est sans doute devenu plus fort et puissant. Ainsi, il est probable que la courbe observée ne représente qu'une partie de la contraction complète du muscle.

Ainsi, l'amélioration de la force et de la puissance musculaire ne serait pas due à une adaptation de l'architecture musculaire à la suite de l'EMP mais serait possiblement en lien avec une plus grande efficacité de l'activation musculaire. Du fait de

l'importance de la capacité des individus à développer une force volontaire adéquate afin de réaliser des activités de la vie quotidienne, il est donc important d'observer l'effet de l'EMP sur les facteurs de développement de la force musculaire.

5.3.2. Effet d'un entrainement mixte en puissance sur les facteurs de développement de la force musculaire volontaire

Comme nous avons pu le constater tout au long de cette thèse, la capacité d'un individu à développer et maintenir une certaine force est essentielle pour conserver ses capacités fonctionnelles et donc son autonomie. Ainsi, alors que la pente de plateau était proche de zéro – voir même négative pour les individus les plus faibles et les plus âgés – avant la période d'entrainement, l'intervention a permis d'améliorer la capacité de maintien de la force musculaire à la suite des 12 semaines d'EMP pour le groupe FaCF et les deux groupes d'âge. Le groupe 55-65 a également eu tendance à augmenter l'amplitude EMG afin de maintenir la force musculaire. Ainsi, et de manière logique, ceci indiquerait que pour maintenir une force musculaire plus importante, les individus les plus jeunes étaient capables de recruter davantage d'unités motrices. De plus, il est important de noter que le groupe FaCF devait recruter (et en avait la capacité) l'intégralité de ses unités motrices (amplitude EMG à quasiment égale à 100%) pour être capable de maintenir une force musculaire durant 2s à la suite de l'intervention. Le groupe 70+ a, quand à lui, conservé une amplitude EMG similaire à la suite de l'entrainement ce qui est cohérent avec les observations de Wallerstein et al. (2012).

Par ailleurs, bien que la force isométrique ait été améliorée par tous les participants à la suite de l'EMP, il est étonnant de n'observer aucune différence dans les phases de contraction (développement ou montée) et de relaxation (descente) après la période d'entrainement. Néanmoins, ce constat est cohérent avec l'absence de modification des paramètres EMG durant ces phases. En effet, excepté pour la phase de contraction des FaCF, quelle que soit la phase de la CVM observée, la fréquence de la puissance

moyenne de l'EMG est restée stable après la période d'entrainement chez tous les participants. Ceci est contraire à ce que Knight et Kamen (2001) ont montré à la suite d'un entrainement en résistance de 6 semaines chez des personnes âgées (moyenne de 77 ans). Néanmoins, cette différence pourrait être due à la méthode utilisée puisque ces derniers enregistraient la fréquence de décharge directement dans le muscle VL alors que nous utilisions des électrodes de surface. Il est également important de rappeler que l'absence de modification majeure concernant les paramètres EMG à la suite de la période d'intervention pourrait être en partie due au fait que seulement un muscle est étudié ici alors que la tâche demandée requérait la mobilisation de plusieurs muscles. Ainsi, il est probable que l'EMP n'est que peu d'impact sur le muscle Vaste Latéral. De ce fait, les profils musculaires et de contraction volontaire ne permettent pas d'appréhender la totalité du mécanisme d'augmentation de la force musculaire à la suite d'une intervention de 12 semaines.

Finalement, excepté pour le groupe 70+, l'entrainement a permis une diminution du délai électromécanique (durée entre le début de l'activité EMG et le déclenchement de la contraction) durant la CVM. Ceci concorde avec les résultats de Wallerstein et al. (2012) qui indiquaient une diminution du délai au niveau du muscle Vaste Latéral chez des personnes de 65 ans à la suite d'un entrainement en puissance de 15 semaines. Puisqu'une initiation rapide du mouvement peut aider à prévenir les chutes (Bento et al., 2010) et améliorer la fonctionnalité (Aagaard et al., 2002) des personnes âgées, il semblerait que la diminution de ce délai à la suite de l'entrainement serait, en partie et excepté pour le groupe 70+, responsable de l'amélioration de la capacité fonctionnelle de nos participants.

Une investigation des facteurs neurophysiologiques après l'EMP était donc essentielle afin d'appréhender l'amélioration de la force musculaire à la suite de l'intervention.

5.3.3. Effet d'un entrainement mixte en puissance sur les facteurs neurophysiologiques influençant la force musculaire

L'activation volontaire d'une contraction musculaire est initiée par le système nerveux central (Koizumi et Kollai, 1981; Nigg et al., 2000) et, comme nous l'avons précédemment observé, celle-ci pouvait différée non seulement en fonction de l'âge mais également du statut fonctionnel des hommes âgés. Néanmoins, l'emphase a également été faite sur le grand écart-type accompagnant les résultats obtenus par les groupes 70+ et FaCF. Cependant, bien qu'aucune différence significative n'était constatée, l'entrainement mixte en puissance permettrait de réduire de manière non négligeable la variabilité de nos deux groupes mais pourrait également permettre à ces deux populations spécifiques de réduire au maximum l'inhibition du SNC. En effet, plusieurs auteurs ont mis en relation la force musculaire avec le niveau d'activation provenant du SNC (Blimkie et al., 1990; Thomas et al., 1998) et plus précisément avec la capacité d'un individu de produire une activation volontaire maximale rapidement (Maffiuletti et al., 2016). Or, contrairement à nos observations, un entrainement explosif ou en résistance à haute intensité permettrait d'améliorer cette capacité (Maffiuletti et al., 2016). Une des explications possible à nos observations est que l'inhibition du SNC était relativement faible dès le début de l'intervention et qu'ainsi, un changement cliniquement significatif n'était sans doute pas possible.

De plus, nos résultats ne montraient aucune modification de l'excitabilité spinale à la suite de l'intervention. Ceci est cohérent avec les résultats de Gruber *et al.* (2007) et Unhjem *et al.* (2015) qui indiquait une absence de changement du ratio Hmax/Mmax à la suite d'un entrainement réalisé par stimulations électriques.

Par ailleurs, l'absence de modification de la vitesse de conduction à la suite de l'EMP, et ce, quel que soit l'âge ou le statut fonctionnel observés, indiquerait que ce type d'entrainement ne permettrait pas de modifier les caractéristiques des

motoneurones (taille de l'axone et épaisseur de la gaine de myéline) chez des hommes âgés en santé. Un constat similaire a été fait à la suite d'un entrainement en résistance de 16 semaines chez des personnes de plus de 80 ans (Scaglioni *et al.*, 2002). Un entrainement d'une durée 12 ou 16 semaines ne serait peut-être pas assez long pour observer des changements au niveau du motoneurone.

Finalement et sans surprise, du fait qu'un taux initial déjà très bas était observé avant la période d'intervention, le niveau de co-activation est resté stable à la suite de l'entrainement. Une nuance doit cependant être faite quant à ce résultat puisque ce facteur n'était observé qu'uniquement lors d'une contraction isométrique simple et entre seulement deux muscles. Effectivement, comme nous l'avons précédemment déjà indiqué, le niveau de co-activation augmenterait avec la complexité de la tâche effectuée chez des personnes âgées (Hortobagyi et DeVita, 2000; Larsen et al., 2008). Et en ce sens, bien que nos résultats ne montraient pas les mêmes conclusions, Hakkinen et al. (1985) ont montré qu'un entrainement en résistance de 24 semaines permettait de réduire le niveau de co-activation développé chez des personnes de 20 à 32 ans.

5.3.4. Conclusion 3

Finalement, l'entrainement mixte en puissance permettrait, indépendamment de l'âge et du statut fonctionnel d'hommes âgés, d'améliorer la force et la puissance musculaire de ces derniers mais également leur capacité à réaliser des tâches fonctionnelles complexes de manière plus efficace. Cependant, les variables étudiées ne nous ont pas permis d'élucider davantage les mécanismes sous-jacents à ces changements et d'autres investigations (dont plusieurs exemples vont être cités dans la section 5.4 ci-après) plus poussées seraient nécessaires afin de compléter nos conclusions. Cette conclusion ne permet donc pas de donner de directives précises aux professionnels de santé concernant les mécanismes entrant en jeu dans l'établissement de statuts fonctionnels différents. Néanmoins, l'efficacité de

l'entrainement mixte en puissance pour l'ensemble des hommes âgés en santé – qu'ils soient forts ou faibles – ne semble plus à prouver et la mise en place de ce dernier par les kinésiologues intervenant auprès de la population gériatrique serait à envisager sérieusement.

5.4. Limites et perspectives

De ces résultats émergent quelques limites à signaler mais également des perspectives envisageables pour pallier à celles-ci. Tout d'abord, les analyses présentées lors du premier objectif étant transversales, il est donc difficile de conclure fermement quant aux liens de cause à effets entre nos variables. Ainsi, un suivi longitudinal de l'avancée en âge et/ou d'un déclin fonctionnel pourrait être judicieux pour confirmer le rôle de chacune de nos variables sur ces phénomènes. Dans le même sens, l'évaluation de personnes de 35-45 ans pourrait être intéressante notamment concernant les facteurs neurophysiologiques (excitabilité spinale et vitesse de conduction des afférences Ia) qui semblaient déjà affectés dès 55 ans. Par ailleurs, la durée (12 semaines) de notre entrainement n'était peut-être pas optimale pour permettre aux facteurs musculaires et surtout neurophysiologiques de s'améliorer. Ainsi, la mise en place d'un entrainement mixte de 24 semaines (ou davantage) serait une option à envisager très sérieusement pour la suite de notre recherche. D'un point de vue clinique, un entrainement mixte en puissance volontaire, et donc sur du plus long terme, pourrait davantage être bénéfique pour les personnes âgées et serait peut être à mettre en place par les kinésiologues travaillant avec les ainés.

D'autre part, l'évaluation d'un (ou deux) muscle(s), que ce soit concernant les facteurs musculaires ou neurophysiologiques (principalement l'activation et la co-activation musculaires), est préjudiciable puisque, comme nous l'avons dit précédemment, un mouvement ou la réalisation d'une activité de la vie quotidienne nécessite la coordination de plusieurs muscles. Ainsi, une évaluation des autres

muscles du membre inférieur pourrait être une piste essentielle à la compréhension de la diminution de la capacité fonctionnelle des individus.

De plus, plusieurs problèmes matériels ont pu être soulevés au cours de cette étude. En effet, nous n'avions pas anticipé la force musculaire importante que nos participants allaient développer au début de l'expérimentation. De ce fait, l'utilisation du dynamomètre (BTE) pour mesurer la force isométrique des extenseurs du genou n'était pas pertinente. En effet, puisqu'il s'agit d'un appareil conçu et validé pour la rééducation/réadaptation musculaire, ce dernier n'a pas supporté un développement de force aussi important que celui développé par notre population. Ainsi, un matériel plus adapté (comme cela a été fait en utilisant une jauge de contrainte dès que le problème de dynamomètre a été décelé), tout en restant sécuritaire pour les individus, devrait être utilisé lors de futures investigations. Par ailleurs, le système de stimulation, bien que sécuritaire, ne nous a peut-être pas permis, pour certaines personnes, de stimuler assez intensément le muscle Vaste Latéral afin d'obtenir les réelles valeurs maximales de contraction à la suite de la période d'entrainement. De ce fait, il serait intéressant à l'avenir d'accroître l'intensité de la secousse en augmentant la fréquence et la durée de celle-ci; ou d'utiliser un stimulateur plus puissant mais ceci engendrerait un coût important.

Par ailleurs, la notion de masse grasse n'a été que survolée dans cette thèse malgré l'importance que celle-ci peut avoir sur la force et son développement chez les personnes âgées. Il est désormais reconnu que l'augmentation de masse grasse peut avoir des conséquences métaboliques et fonctionnelles délétères de plusieurs ordres (diabète de type 2, augmentation du risque de maladies cardiovasculaires, etc.). Cependant, le rôle de la graisse intra- et intermusculaire et sa modification lors du vieillissement (chronologique et fonctionnel) reste encore mal connu. De ce fait, l'étude de ce facteur chez notre population serait très intéressante.

Enfin, l'avancée en âge entraine une altération de différents systèmes (moteur, auditif, visuel, digestif, etc.) qui touchent directement ou indirectement la force

développement. Par protéines musculaire son exemple, des mal assimilées/absorbées auraient des conséquences sur les protéines contractiles musculaires (actine/myosine). De plus, le cheminement de la commande motrice n'a pas été évalué dans son intégralité. En effet, bien que certains facteurs ne soient pas (ou pas encore) observables chez l'humain vivant, une évaluation des fonctions cérébrales, de la voie cortico-spinale - par l'intermédiaire de stimulations magnétiques transcraniennes – ainsi qu'une observation des jonctions neuromusculaires, via une biopsie musculaire, pourraient être réalisée dans de futures études afin de compléter le profil neuromusculaire influençant la force musculaire. Néanmoins, pour ce dernier point, une méthodologie valide chez l'humain doit être créée. Pour cela, notre laboratoire est en train de mettre au point un système de localisation du site de biopsie optimal afin d'accroître les chances de trouver des jonctions neuromusculaires dans les échantillons humains (Données en préparation).

5.5. Forces de cette étude

Malgré les limites soulignées dans la section précédente, notre étude présente plusieurs forces. En effet, à notre connaissance, c'est la première fois que des individus sont évalués au niveau musculaire et neurophysiologique de manière parallèle. Ceci nous a donc permis d'obtenir un profil plus complet des personnes âgées et d'engager plus d'hypothèses concernant les mécanismes de perte de force accompagnant le vieillissement d'une part et la diminution de la capacité fonctionnelle d'autre part. Par ailleurs, l'entrainement mixte en puissance était également une nouveauté, notamment chez les personnes âgées en santé. Et, du fait de l'amélioration du niveau fonctionnel chez tous les participants, indépendamment de leur âge ou leur statut fonctionnel, il semblerait que ce soit une intervention efficace et à recommander pour toutes les personnes âgées. Enfin, la division de notre population n'est que très rarement utilisée dans la littérature. En effet, bien qu'il existe quelques études comparant les personnes de plus de 50 ans de différents

groupes d'âge, seulement une ou deux études s'intéressaient au niveau fonctionnel (sans différence d'âge) de leur population.

Ainsi, bien que critiquable sur quelques aspects, notre étude a tout de même permis de faire avancer les connaissances scientifiques en apportant certaines nuances quant à la force musculaire et son développement.

CHAPITRE VI

CONCLUSION

L'objectif de cette étude était de constater de l'influence des facteurs neurophysiologiques et musculaires sur la force musculaire et son développement d'hommes âgés en santé ainsi que d'observer l'effet d'un entrainement mixte en puissance sur ces facteurs et la force musculaire. En conclusion, comme cela était attendu, les forces musculaires des individus les plus âgés et les moins fonctionnels étaient plus faibles que celles des personnes âgées les plus jeunes et les plus fortes, respectivement. Et bien que ce phénomène au cours du vieillissement soit, en partie, explicable part une modification des facteurs musculaires (architecture musculaire) et neurophysiologiques périphérique (vitesse de conduction des motoneurones α) et central (activation/inhibition du SNC), la différence fonctionnelle, elle, semblerait plus influencée des facteurs neurophysiologiques centraux (dé-recrutement des unités motrices et activation/inhibition du SNC). Ainsi, bien que le vieillissement soit effectivement un facteur à prendre en compte pour étudier le phénomène de perte de force, il semblerait intéressant pour les spécialistes du domaine (gériatres, gérontologues, kinésiologues, etc.) de prendre davantage en compte le statut fonctionnel de leurs patients/clients.

Par ailleurs, bien que l'entrainement mixte en puissance a permis une amélioration de la force musculaire et de la capacité fonctionnelle, et malgré les hypothèses émises, mis à part la capacité de maintenir la force musculaire, aucun facteur neurophysiologique ou musculaire n'a été modifié. De plus, tous les participants ont répondu de manière similaire à cette intervention. Ainsi, un entrainement en puissance combiné à des exercices fonctionnels semblent être une intervention

efficace, et ce même chez des hommes âgés ayant un niveau fonctionnel élevé, et à considérer pour les kinésiologues intervenant auprès des ainés notamment.

De ce fait, que ce sois chez une population différente (les blessés médullaires puisque représentant un modèle de dégénérescence neuromusculaire accéléré; hommes d'âge moyen; individus avec une déficience cognitive modérée ou sévère; individus présentant une sclérose latérale amyotrophique) ou avec un matériel parfois plus pertinent, il pourrait être bénéfique pour l'avancement des connaissances, d'investiguer l'intégralité des facteurs permettant la création d'une action motrice, et ce, qu'il y ait ou non une intervention associée.

ANNEXE A

CERTIFICAT ETHIQUE





No du certificat : A-120006

CERTIFICAT D'ÉTHIQUE

Le Comité institutionnel d'éthique de la recherche avec des êtres humains de l'UQAM, a examiné le protocole de recherche suivant et jugé conforme aux pratiques habituelles et répond aux normes établies par le Cadre normatif pour l'éthique de la recherche avec des êtres humains de l'UQAM (juin 2012).

Protocole de recherche

Chercheur(e) principal(e): Mylène Aubertin-Leheudre Unité de rattachement: Département de kinanthropologie

Co-chercheur(s): Gilles Gouspillou et Marc Bélanger (département de kinanthropologie); Stéphanie Chevalier,

Russel T. Hepple, Josée A. Morais, Dilson Rassier et Tanja Taivassalo (Université McGill).

Stagiaire postdoctoral(e): s/o

Étudiant(s) réalisant leurs projets de mémoire ou de thèse (incluant les thèses d'honneur) dans le cadre du présent protocole de recherche: Charlotte Pion (doctorat en biologie); François Lemieux (maîtrise en kinanthropologie); Caroline Brulé (stagiaire en recherche – maîtrise); Marie-Ève Filion (doctorat en kinésiologie). Titre du protocole de recherche: Effet d'un entraînement en musculation (résistance et exercices fonctionnels) combiné ou non à une supplémentation en protéine sur les caractéristiques physiologiques et capacités fonctionnelles chez des hommes âgés pré-frêles et non-frêles.

Organisme de financement : s/o

Modalités d'application

Les modifications importantes pouvant être apportées au protocole de recherche en cours de réalisation doivent être communiquées au comité¹.

Tout évènement ou renseignement pouvant affecter l'intégrité ou l'éthicité de la recherche doit être communiqué au comité.

Toute suspension ou cessation du protocole (temporaire ou définitive) doit être communiquée au comité dans les meilleurs délais.

Le présent certificat d'éthique est valide jusqu'au 16 octobre 2013. Selon les normes de l'Université en vigueur, un suivi annuel est minimalement exigé pour maintenir la validité de la présente approbation éthique. Le rapport d'avancement de projet (renouvellement annuel ou fin de projet) est requis pour le : 16 septembre 2013 : http://www.recherche.uqam.ca/ethique/humains/ciercomite-institutionnel-dethique-de-la-recherche-avec-des-etres-humains.html

16 octobre 2012

Date d'émission initiale du certificat

Christa Japel, Ph/D Professeure

Présidente par intérim

¹ Modifications apportées aux objectifs du projet et à ses étapes de réalisation, au choix des groupes de participants et à la façon de les recruter et aux formulaires de consentement. Les modifications incluent les risques de préjudices non-prévus pour les participants, les précautions mises en place pour les minimiser, les changements au niveau de la protection accordée aux participants en termes d'anonymat et de confidentialité ainsi que les changements au niveau de l'équipe (ajout ou retrait de membres).

ANNEXE B

FORMULAIRE DE CONSENTEMENT



FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT (participant majeur)

«Effets d'un entraînement en musculation (résistance et exercices fonctionnels) combiné ou non à une supplémentation en protéine sur les caractéristiques physiologiques et capacités fonctionnelles chez des hommes âgés pré-frêles et non frêles.»

IDENTIFICATION

Responsable du projet : Mylène Aubertin-Leheudre, Professeure

Département, centre ou institut : Département de Kinanthropologie, Université du Québec à Montréal

Adresse postale: Département de Kinanthropologie, Université du Québec à Montréal, SB-4615, 141 Avenue du

Président-Kennedy, Montréal (Québec) Canada, H2X 1Y4 Adresse courriel : aubertin-leheudre.mylene@uqam.ca

Membres de l'équipe: Marc Bélanger (Professeur), Tanja Taivassalo (Professeur), Russell T. Hepple (Professeur), Gilles Gouspillou (Professeur), José A. Morais (Professeur), Stéphanie Chevalier (Professeur), Dilson Rassier (Professeur), Imen Ben Hmida, Charlotte Pion, Sébastien Barbat (Candidats au doctorat en Biologie), François Lemieux (Candidat à la maîtrise en Kinanthropologie), Jean-Philippe Leduc-Gaudet (étudiants stagiaires de 1^{ère} et de 2^{ème} année en kinésiologie, UQAM)

BUT GÉNÉRAL DU PROJET

Ce projet a pour objectif d'établir l'effet d'un entraînement en musculation (résistance et fonctionnel) et d'une supplémentation ou non en protéines sur les caractéristiques physiologiques musculaires et la capacité fonctionnelle chez des hommes âgés sains ou pré-frêles. Ce projet est réalisé sous la direction du Dre Aubertin-Leheudre, professeure au département de Kinanthropologie de l'UQAM. Elle peut être jointe au 514 987 3000 poste 5018 ou par courriel à l'adresse suivante: aubertin-leheudre.mylene@uqam.ca.

NATURE DU PROTOCOLE

L'étude est divisée en deux parties et en deux groupes :

- 1. L'évaluation de la composition corporelle, de la capacité fonctionnelle, des fonctions neuromusculaires et des habitudes alimentaires
- 2. Un programme d'entraînement d'une durée de 12 semaines (incluant une évaluation de la capacité musculaire et cardiovasculaire)

Résumé des visites au cours de l'étude

Visite	Calendrier	Description	Durée
1 UQAM – Dept. Kin.	Semaine 1	Formulaire de consentement, poids, taille, DEXA-scan, CT-scan, mesure de la capacité fonctionnelle (SSPB), électrostimulation, ultrason et remise des questionnaires, du journal alimentaire et du brassard (armband)	2h40
_	Semaine 2		-
2 Hôpital Royal-Vic.	Semaine 3	Déjeuner standard, IRM, prise de sang, biopsie et retour des questionnaires, du journal alimentaire et brassard (armband)	2h00
_	Semaine 4	-	-
3-4-5 UQAM – Salle d'ent.	Semaine 5	Entraînement – Familiarisation et apprentissage des exercices	1h15
6-7-8 UQAM –	Semaine 6	Entraînement – Évaluation de la force musculaire (Développés des jambes et des bras, NIRS, dynamomètre) et de la capacité	1h30

Salle d'ent.		cardiovasculaire	
7 à 36 UQAM – Salle d'ent.	Semaine 7 à 15	Entraînement – Évolution progressive des séries, répétitions et charge pour chaque exercices	1h00
37-38-39	Semaine 16	Entraînement – Évaluation de la force musculaire (Développés des jambes et des bras, NIRS, dynamomètre et et de la capacité cardiovasculaire	2h15
40 Hôpital Royal-Vic.	Semaine 17	Déjeuner standard, IRM, prise de sang, biopsie et remise des questionnaires, du journal alimentaire et du brassard (armband)	-
41 UQAM – Dept. Kin.	Semaine 18	Poids, DEXA-scan, CT-scan, mesure de la capacité fonctionnelle (SSPB), électrostimulation, ultrason et retour des questionnaires, du journal alimentaire et du brassard (armband) –	2h40
_	Semaine 19	-	-

PROCÉDURE(S)

Votre évaluation consiste en deux séances d'évaluation (pré-intervention) suivi de 12 semaines d'entraînement et se terminant par deux séances d'évaluation (post-intervention). Au cours de la 1 è séance d'évaluation nous mesurerons votre composition corporelle, capacité fonctionnelle (SSPB) et fonction neuromusculaire. Nous vous remettrons également un questionnaire et un journal alimentaire à compléter d'ici la visite suivante ainsi qu'un brassard (armband) à porter durant 7 jours. La 2 è séance d'évaluation se déroulera à l'hôpital Royal-Victoria. Au cours de cette visite une prise de sang sera réalisée puis vous prendrez un déjeuner standard, passerez une imagerie par résonnance magnétique (IRM), et une biopsie de tissu musculaire. Ensuite, vous suivrez un programme de 12 semaines d'entraînement en musculaiton au cours desquelles nous évaluerons votre force, puissance et oxygénation musculaire ainsi que votre capacité aérobie sous-maximale (2 en 16 en semaine d'entraînement). Finalement, à la 3 en séance d'évaluation une prise de sang sera réalisée de nouveau et vous prendrez un déjeuner standard, passerez une imagerie par résonnance magnétique (IRM), et une biopsie de tissu musculaire. Nous vous remettrons également le questionnaire et le journal alimentaire à compléter d'ici la visite suivante ainsi qu'un brassard (armband) à porter durant 7 jours. À la 4 è me séance d'évaluation nous réévaluerons votre composition corporelle, capacité fonctionnelle (SSPB) et fonction neuromusculaire et récupèrerons le questionnaire, le journal alimentaire et le brassard (armband).

DEXA-scan (10 min)

Vous passerez un scanner d'absorptiométrie biphotonique à rayons X (*dual energy X-ray absorptiometry* - DEXA) afin de déterminer votre composition corporelle (densité osseuse, quantité de muscle et de gras). Vous devrez demeurer couché sur une table d'examen tandis qu'un rayon X à faible densité balayera votre corps pendant 10 minutes.

CT-scan portable (10 min)

La masse grasse et la masse musculaire de votre jambe droite seront évaluées par CT-scan portable (tomodensitométrie). Cet appareil utilise de faibles niveaux de rayons X et mesure leur taux d'absorption par les tissus pour créer des images numériques de la structure anatomique voulue. Lors de cette procédure, vous devrez demeurer assis et immobile sur un siège ajusté pendant 10 minutes. Par mesure de précaution, vous porterez également une veste de plomb.

Capacité fonctionnelle (10-15 min)

Vos capacités fonctionnelles seront mesurées à l'aide d'une batterie de tests validés et issus du *Short Physical Performance Battery* (SSPB), soit le test de la chaise, de l'escalier, de l'équilibre, de la marche normale et rapide sur 4 mètres, de se lever et marcher (*stand-up and qo*) à vitesse normale et à vitesse rapide.

Électrostimulation (95-110 min) et ultrason (5 min)

Cette évaluation se décompose en 12 étapes (pour plus de détails, vous pouvez consulter la section « Annexe » ou vous renseigner auprès de votre évaluateur);

Au cours de l'étape suivante, vous serez assis sur une chaise dans la salle de biomécanique.

1. Estimation de l'aire et du volume musculaire par technique d'ultrason (5 min).
Une image de votre muscle de la cuisse (Vastus Lateralis; VL) sera prise avec une sonde ultrason.

Au cours des étapes suivantes, le sujet est assis sur une chaise

- 2. Installation EMG des muscles de la cuisse Vastus Lateralis (VL) et Biceps fémoral (BF) (5 min). L'électromyographie (EMG) permet d'enregistrer l'activité électrique d'un muscle. Pour ce faire, des électrodes seront apposées sur la peau nettoyée au-dessus des muscles VL et BF de votre cuisse droite.
- 3. Mesure du réflexe myotatique (Réflexe de Hoffmann H) (15 min)
 Le réflexe H au niveau du muscle soléaire sera induit par la stimulation du nerf tibial au niveau du creux poplité avec une impulsion de 1 ms. L'intensité de stimulation sera augmentée progressivement jusqu'à l'obtention de la réponse motrice (M) maximale (Mmax). L'intensité de stimulation sera ensuite diminuée et réglée pour maintenir une onde M constante à 10% ± 1% de Mmax. Dix bons essais présentés de façon aléatoire seront collectés.
- 4. Contraction volontaire maximale (CVM) du VL et du BF (10 min).
 Ce test permet de déterminer la capacité du système à produire volontairement une force maximale.
 Pour ce faire, tout en demeurant assis sur votre chaise, vous serez invité à effectuer une contraction maximale volontaire du VL, suivie d'une minute de repos. Ensuite, vous serez invité à produire une contraction maximale du BF.
- 5. Test fonctionnel (lever/debout à partir d'une chaise) (1 min).
 Une fois l'EMG installé, un goniomètre sera installésur votre jambe gauche afin de mesurer l'angle formé par votre genou lorsque vous vous leverez et que vous vous rassierez sur votre chaise.
- 6. Secousse musculaire par stimulation du muscle (SMSM) (15 min).
 Cette évaluation permet d'obtenir une contraction maximale du muscle par stimulation électrique du muscle. Pour effectuer cette stimulation, 2 électrodes seront apposées sur votre cuisse droite de chaque côté de la région centrale du VL.
- 7. Secousse musculaire par stimulation du nerf (SMSN) (15 min). La secousse musculaire consiste en une contraction maximale du muscle provoquée par une stimulation électrique du nerf. Pour effectuer cette stimulation, 2 électrodes seront placées sur la peau nettoyée audessus du nerf fémoral qui innerve le muscle VL.
- CVM du VL et superposition de SMSM (5 min).
 Cet essai nous permet de déterminer la différence de force (une réserve) entre la CVM et la contraction obtenue lors d'une SMSM. Pour ce faire, nous faisons une SMSM alors que vous êtes en train d'effectuer une CVM.
- CVM du VL et superposition de SMSN (5 min).
 Cet essai nous permet de déterminer la différence de force entre la CVM et la contraction obtenue lors d'une SMSN. Pour ce faire, nous faisons une SMSN alors que vous êtes en train d'effectuer une CVM.
- 10. Test de fatigue (5 min)
 Ce test permet de déterminer les capacités de l'individu à produire une force maximale et de maintenir celle-ci pendant un période de temps. Vous devez contracter maximalement le muscle VL pendant 2 secondes et suivre la contraction d'une période de repos de 1 seconde pour une durée totale de près de 4 min. A chaque demi minute, une stimulation du muscle (SMSM) sera effectuée lors de contractions maximales volontaires.
- 11. Répétition des étapes 6 et 7suivi de l'étape 5 (20 min).

 La répétition de ces étapes va nous permettre d'observer l'effet de la fatigue musculaire sur les fonctions mesurées lors de ces étapes.
- 12. Période de récupération (temps variable).
 Après désinstallation du matériel, nous nous assurons que vous êtes apte à vous déplacer de façon autonome, sans gêne et sans contrainte musculaire. Vous êtes libre de prendre le temps que vous jugerez nécessaire pour vous déplacer en toute sécurité.

Questionnaires (5 min)

Vous devrez répondre à un questionnaire portant sur votre santé générale et fonctionnelle, votre niveau d'activité physique et facteurs psychosociaux. Les questions posées chercheront à évaluer: votre niveau de stress, votre qualité de vie, votre capacité fonctionnelle, votre perception de la santé ainsi que votre niveau d'activité physique et d'autres données démographiques. Notez que vous avez le droit de ne pas répondre aux questions qui vous rendent inconfortable.

Journal alimentaire (10 min)

Pendant 3 jours (deux jours durant la semaine et un jour durant la fin de semaine), vous devrez noter dans un carnet fourni à cette fin, tous les aliments et les boissons consommés (description détaillée: quantité, nature, garniture, etc.).

Brassard (Senswear armband)

Vous devrez porter pendant 7 jours un brassard. Cet appareil pèse 85 grammes. Il enregistrera l'information de votre dépense énergétique journalière et votre dépense énergétique lors d'activité physique. Les données comme le poids corporel, la taille et la main dominante seront utilisées pour calculer la dépense énergétique. Le brassard sera installé à l'aide d'un velcro sur la partie supérieure du bras dominant et vous devrez le porter en permanence sauf pour toutes activités aquatiques (bain, douche, piscine, etc.). Vous ne devrez cependant pas l'enlever, si possible, pendant plus de 30 minutes par jour.

Imagerie par résonnance magnétique (15 min)

Une Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) de vos jambes sera obtenue dans le but d'estimer la composition notamment en masse grasse et masse musculaire. Il n'y a pas de radiation ni de danger à passer une IRM. Cependant, pour ce test vous devrez rester immobile pendant la prise d'images. Si vous ne vous sentez pas à l'aise dans un espace restreint, vous pourrez en aviser le technicien en charge de votre examen ou la personne responsable qui vous accompagne lors de votre évaluation.

Prise de sang (10 min)

Une prise de sang sera effectuée par le médecin en charge de la biopsie musculaire afin d'obtenir la mesure de votre profil protéique (e.g. hormone de croissance, IGF-1). Lors de ce prélèvement, moins de 40 ml de sang seront prélevés.

Biopsie musculaire (30 min)

La biopsie musculaire, une évaluation qui permet de déterminer le type et la taille de fibres musculaires, sera effectuée sur votre cuisse droite par le Dr. José Morais. La peau et les tissus sous-jacents seront anesthésiés avant que le médecin procède à une incision sur votre peau de 0,7 cm (environ la largeur d'un crayon). Une aiguille à biopsie (un cylindre creux d'un diamètre de 6 mm) sera insérée dans le muscle pour prélever rapidement un échantillon d'environ 0,1g de muscle. L'incision de la peau sera ensuite recouverte d'un bandage adhésif stérile et d'un pansement protecteur. Une pression ferme sera appliquée et maintenue pendant 10 minutes sur le site de la biopsie pour éviter l'enflure au niveau de votre muscle. Étant donné l'anesthésie locale, la douleur restera sous contrôle du médecin. Notez que vous êtes libre d'accepter ou de refuser de passer cet examen.

Les tissus biologiques (sang et muscle) seront dépersonnalisés et codés comme toutes les autres données (code de participants conservé dans un classeur fermé à clé dans le bureau de la responsable du projet). Les tissus sanguins seront analysés dans un laboratoire de McGill situé à l'hôpital Royal-Victoria et les tissus musculaires seront analysés dans un laboratoire du département de kinanthropologie de l'UQAM. Aucune mesure génétique ou autre ne sera effectuée à partir de ces échantillons. Par après, les tissus seront gelés à -80°C et transférés pour entreposage dans un congélateur du laboratoire d'échantillons biologiques (SB-4450) à l'UQAM. Les tissus seront conservés pour une période minimale de 10 ans pour assurer la valeur scientifique. L'accès aux échantillons est contrôlé par la responsable du projet.

Test de force (30 min)

- 1) Mesurée par dynamomètre: La force maximale développée par chaque main sera mesurée par dynamomètre. Le dynamomètre utilisé est un appareil en métal ayant une poignée. Pour effectuer ce test, d'une durée d'environ 5 minutes, vous devrez, en position debout le bras à 10 degrés du corps, serrer l'appareil le plus fort possible avec la main. Le test sera effectué à trois reprises pour chaque main.
 - Votre force maximale (isométrique) et votre puissance (concentrique/excentrique) de la jambe droite, en mouvement d'extension du genou, seront également mesurées à l'aide d'un dynamomètre BTE). Un temps de récupération sera accordé entre chaque test afin d'optimiser les résultats.
- 2) Mesurée par appareils d'entraînement : La force musculaire sera évaluée à l'aide de deux appareils d'entraînement, soit le développé des jambes pour le bas du corps (leg press) et le développé des bras (chest press) pour le haut du corps. La force musculaire sera mesurée en utilisant la technique de la répétition maximale (1-RM). Vous commencerez la séance d'évaluation par une légère marche d'une durée de 10 minutes sur un tapis roulant. Pour chaque appareil, un entraîneur vous conseillera en ce qui concerne la position du corps sur l'appareil et les ajustements à apporter. Pour les 2 exercices, la première série sera utilisée comme un réchauffement de 10 répétitions avec une charge légère déterminée par l'entraîneur. Par la suite, la charge sera augmentée jusqu'à ce que l'effort maximal soit atteint. La répétition maximale sera déterminée à l'intérieur de 5 essais avec une pause de 4 minutes entre chaque essai. Un échec sera défini comme étant une extension incomplète de la charge soulevée. La durée totale de ce test sera environ 30 minutes.

Puissance musculaire (5 min)

La puissance de vos membres inférieurs sera mesurée par le Leg Extensor Power Rig. Cet appareil est conçu pour effectuer des mesures de puissance explosive des membres inférieurs de façon sécuritaire chez les adultes de tout âge et tout état de capacité physique. La mesure est effectuée en position assise en utilisant une seule jambe à la fois. Vous devrez pousser une pédale plusieurs fois avec le plus de force et de vitesse possible.

Oxygénation musculaire (15 min)

L'oxygénation des muscles de votre jambe, au repos et à l'exercice, sera mesurée par spectroscopie proche infrarouge (*Near InfraRed Spectroscopy* - NIRS). Le NIRS est un appareil permettant de mesurer la quantité et le contenu en oxygène de l'hémoglobine de façon non-invasive. Le NIRS émet une onde lumineuse infrarouge qui passe à travers les tissus et qui est captée par un senseur. Les changements d'intensité entre la source et le senseur ont été corrélés à différents niveaux d'oxygénation du tissu. Cette procédure sera réalisée avant et pendant l'évaluation de la force musculaire par BTE. Vous serez en position assise et l'appareil sera installé sur votre cuisse. Lors de cette procédure, le débit cardiaque sera mesuré par moniteur hémodynamique (PhysioFlow) dont les capteurs sensoriels seront installés sur votre poitrine.

Capacité aérobie et paramètres de marche (15 min)

Votre capacité aérobie sous maximale sera évaluée par calorimétrie indirecte (K4b²) lors d'un test de marche de 6 minutes sur circuit continu avec passage sur une piste de marche électronique Gaitrite. Le Gaitrite est un tapis de marche électronique de 8 mètres (similaire aux tapis placés à l'entrée des pavillons durant la période hivernale) qui permet d'obtenir une analyse approfondie des paramètres spatio-temporels de votre marche. Avant le début du test, un cardiofréquencemètre et un analyseur de gaz (K4b²) seront mis en place dans un harnais portable que vous porterez. Les lanières seront ajustées et attachées afin de ne pas vous gêner lors de votre effort.

<u>Entraînement</u>

Le programme d'entraînement sera divisé en 2 parties:

1) Exercices avec une charge: 3 séries de 6 à 12 répétitions à 80% du 1RM pour la première séance. Ensuite nous augmenterons progressivement la charge afin que vous soyez en mesure de faire entre 6 et 12 répétitions durant les 3 séries à chaque exercice; pour chaque groupe musculaire important (développé des jambes, développé des bras assis, tirage à la poulie haute, flexion des jambes assis)

2) Exercices fonctionnels: 3 séries de 8 répétitions à tempo 2-1-2 pour la posture et l'équilibre avec ou sans résistance (accroupissement [squaf] avec ballon suisse, contrôle postural assis sur ballon suisse, bird-dog, rotation externe de l'épaule, monter les escaliers, la presse militaire).

Quatre plages horaires d'une heure et quart vous sont proposées pour l'entraînement : entre 7h30 et 8h45, 8h45 et 10h00, 10h00 et 11h15 et 11h15 et 12h30. Un kinésiologue sera présent pour superviser chaque session d'entraînement (3x/semaine durant 12 semaines).

Protéines

Finalement, pour la durée de l'étude, vous recevrez un supplément à boire tous les jours, sous forme liquide, divisé en 3 doses quotidiennes (à ingérer en matinée, en après-midi et le soir). L'ensemble des participants sera réparti aléatoirement dans trois groupes : le premier groupe recevant un supplément de protéines; le second, un supplément de protéines enrichies et le troisième, un supplément riche en glucides. Ni vous, ni les responsables de l'étude ne serons en mesure de savoir quel supplément vous recevez jusqu'à ce que l'étude ne soit terminée.

AVANTAGES et RISQUES

Avantages

Vous aurez accès à un bilan de votre fonction musculaire (architecture du muscle étudié, force maximale développée, électromyographie, ostéodensitométrie, niveau de réflexe myotatique). Vous aurez également un bilan de vos capacités fonctionnelles, de votre composition corporelle et de vos habitudes d'activité physique (sur 1 semaine) par des appareils de mesures de haute qualité. Pour des explications sur vos bilans personnels, vous pouvez vous référer à la responsable du projet. De plus, l'intervention en activité physique (entraînement en résistance) de 3 mois est un avantage direct de votre participation à l'étude. En effet, vous bénéficieriez d'un accès gratuit à une salle d'entraînement et un encadrement de 3 mois par des professionnels de l'activité physique. Vous acquerrez également des connaissances spécifiques sur l'entraînement en salle et le type d'exercices qui vous convient. Ainsi vous profiterez des bienfaits associés à l'entraînement. Finalement, au niveau des bénéfices indirects, votre participation à cette étude et les résultats qui en découleront, permettront de développer des entraînements plus spécifiques et mieux adaptés pour différentes populations vieillissantes.

Risques

- 1- Le protocole de l'étude comprend un test de fatigue musculaire (contractions maximales répétées) qui s'accompagne de risque d'incidents cardio-vasculaires. Cela est également susceptible d'engendrer un inconfort ou une douleur musculaire dans les heures suivant le test qui s'accompagne d'un risque de déséquilibre. C'est pourquoi vous devez recevoir un accord médical avant de prendre part à ces évaluations. De plus, les tests seront administrés par un kinésiologue et un défibrillateur sera toujours présent dans la pièce en cas d'évènement majeur. Des collations seront aussi offertes au cas où vous ressentiriez une faiblesse musculaire ou des étourdissements. Vous pourrez également vous assoir ou allonger pour vous reposer et reprendre des forces avant de repartir du laboratoire. Ainsi, le risque d'incidents cardio-vasculaires ou de déséquilibre seront grandement minimisés.
- 2- L'étude consistant en une stimulation musculaire répétitive et maximale, des risques de fractures sont présents (dus à la tension exercée par le muscle sur l'os). Néanmoins, afin de limiter au maximum les risques de fractures, vous devez passer un test d'ostéodensitométrie. Les individus ayant une faible densité osseuse (ostéopéniques ou ostéoporotiques) seront exclus de l'étude.
- 3- Le DEXA-scan et le CT-scan comportent de faibles doses d'exposition aux rayons X. Cette exposition se chiffre à 0,3 μSv pour le DEXA, ce qui est inférieur à l'exposition ambiante naturelle pour une journée. Selon les analyses de Braun *et al.* en 1998 l'exposition aux rayons X pour le CT-scan portable (Stratec XCT 3000) au niveau de la cuisse est négligeable, soit 1,4 μSv, ce qui est inférieur à 7% de la dose de radiation d'un CT-scan conventionnel. La dose de radiations est également inférieure à celle du DEXA. À titre de comparaison, un vol d'avion à 12000m d'altitude donne une dose de radiation comprise entre 3 et 9 μSv/heure et une radiologie dentaire se trouve à environ 10 μSv. Selon Santé Canada (www.sc-hc.gc.ca), la dose annuelle normale de rayonnement naturel au Canada est de 2 000 à 3 000 μSv par année (5.5-8.2 μSv/jour). Selon le National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP-USA), une dose acceptable de radiation est < 500μSv/mois. Donc, la dose de radiation de l'appareil CT-scan portable est inférieure au rayonnement naturel de la vie quotidienne au Canada. De plus, les participants porteront une veste de plomb pour les protéger davantage des risques d'exposition.

- 4- L'électrostimulation implique des risques de chocs électriques. Néanmoins, ces risques sont limités par l'utilisation d'outils standardisés et approuvés reliés à un UPS (système permettant d'assurer une alimentation continue et régulière, et qui permet d'éliminer les surcharges transitoires indésirables). Le système comprend également une boite d'isolation permettant d'isoler le participant au cours de l'expérimentation. L'amplitude de la stimulation est toujours mise à zéro entre les périodes de stimulation.
- 5- Le principal risque associé à la spectroscopie proche infrarouge (NIRS) est lié à la chaleur résultante de l'absorption de la lumière par la peau. Si des précautions ne sont pas prises, cette chaleur peut causer de légères abrasions sur la peau. Toutefois, ce risque devient pratiquement nul lorsque les paramètres d'amplitude sont bien ajustés aux caractéristiques du participant et lorsqu'une couche isolante est utilisée comme cela va être fait lors de cette évaluation.
- 6- Des risques d'essoufflement, souffle court, fatigue ou inconfort musculaire local peuvent être associés au test d'évaluation de la capacité aérobie sous maximale. Toutefois, ces risques demeurent très faibles, comparables à une marche rapide dans la vie quotidienne des participants.
- 7- Les risques de la biopsie musculaire sont considérés minimes, par contre une cicatrice (due à l'incision; de 5 à 7mm) pourrait ne pas disparaître complètement. Un risque de douleur musculaire est également possible au niveau du site de la biopsie. Et plus rarement, des risques de complications tel qu'infection, dénervation et saignement sont présents. Par contre, ce type de manœuvre est couramment pratiqué par le Dr. Morais. Ce dernier s'entretiendra avec vous avant de procéder à la biopsie afin de vous expliquer toute la procédure et la douleur suivant la biopsie pourra être contrôlé avec de l'acétaminophène (Tylenol®) qui vous sera fourni.
- 8- L'intervention pourrait entrainer un risque supplémentaire de blessures musculo-squelettiques. Néanmoins, l'entraînement sera supervisé par un kinésiologue. Ainsi, la première semaine d'entraînement sera consacrée à l'apprentissage des techniques adéquates pour chaque exercice du programme d'entraînement et permettra d'éviter de mauvaises postures. De plus, chaque séance d'entraînement débutera par une période d'échauffement et se terminera par une période d'étirements obligatoires pour les participants. De cette façon, nous minimisons les risques de blessures durant les séances avec l'échauffement et à long terme avec les étirements.

CONFIDENTIALITÉ

Les informations recueillies à votre propos lors de cette étude de recherche seront contenues dans un dossier de recherche confidentiel qui ne sera pas identifié avec votre nom, mais par un code confidentiel lié à votre nom. Les dossiers anonymes ainsi que la clé des codes de participants pour cette étude de recherche seront conservés sous clé dans le laboratoire de la responsable du projet à l'UQAM. L'accès aux dossiers anonymes de cette étude sera restreint aux membres de l'équipe impliqués dans cette recherche et seulement pour des fins d'analyse de cette étude. L'accès à la clé des codes de participants pour cette étude sera strictement limité à la personne de l'équipe responsable de cette clé (Dre Aubertin-Leheudre). À votre demande, les renseignements vous concernant seront détruits. Votre accord à participer implique également que vous acceptez que l'équipe de recherche puisse utiliser aux fins de la présente recherche (articles, conférences et communications scientifiques) et à des fins pédagogiques, les renseignements personnels recueillis à la condition qu'aucune information permettant de vous identifier ne soit divulguée publiquement à moins d'un consentement explicite de votre part.

PARTICIPATION VOLONTAIRE

Votre participation à ce projet est volontaire. Cela signifie que vous acceptez de participer au projet sans aucune contrainte ou pression extérieure, et que par ailleurs, vous êtes libre de mettre fin à votre participation en tout temps au cours de cette recherche. Dans ce cas les renseignements vous concernant seront détruits. Votre accord à participer implique également que vous acceptez que le responsable du projet puisse utiliser aux fins de la présente recherche (articles, conférences et communications scientifiques) les renseignements recueillis à la condition qu'aucune information permettant de vous identifier ne soit divulguée publiquement à moins d'un consentement explicite de votre part.

RETRAIT DE LA PARTICIPATION DU PARTICIPANT

Il est entendu que votre participation au projet de recherche décrit ci-dessus est tout à fait volontaire et que vous êtes, à tout moment, libre de mettre fin à votre participation sans avoir à motiver votre décision, ni à subir de préjudice de quelque nature que ce soit.

Par ailleurs, si durant l'étude, vous deviez prendre une médication, vous seriez alors contraint d'en aviser le chercheur et seriez possiblement retiré de l'étude. De plus, l'équipe de recherche peut, à tout moment, prendre la décision de retirer un participant de l'étude dans le cas où celui-ci ne correspond plus aux critères d'admissibilités ou s'il nuit au bon développement de la recherche.

AUTORISATION DE TRANSMETTRE LES RESULTATS

Vous autorisez les personnes responsables du projet à transmettre les résultats de votre évaluation à votre médecin traitant si cela s'avère pertinent, par exemple, dans le cas ou l'évaluation permet de suspecter une anomalie

Oui ← o	Non ⇐ o	
Nom et adres	sse du médecin traitant :	

ÉTUDE ULTÉRIEURE

Il se peut que les résultats obtenus dans le cadre de cette étude donnent lieu à une autre recherche. Dans cette éventualité, vous autorisez les personnes responsables de ce projet à vous contacter et à vous demander si vous êtes intéressé à participer à une nouvelle recherche.

Oui ← o Non ← o

COMPENSATION FINANCIÈRE

Une compensation financière de 10\$ par séance d'évaluation vous sera octroyée afin de rembourser les frais liés aux déplacements et aux stationnements. Un total de 40\$ vous sera donc remis entièrement lors de la dernière séance d'évaluation.

DES QUESTIONS SUR LE PROJET OU SUR VOS DROITS?

Pour des questions additionnelles sur le projet, sur votre participation et sur vos droits en tant que participant de recherche, ou pour vous retirer du projet, vous pouvez communiquer avec :

Mylène Aubertin-Leheudre, Professeure

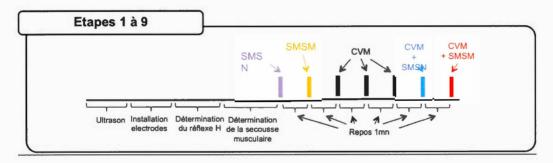
Numéro de téléphone : (514) 987-3000 poste 5018 Adresse courriel : aubertin_leheudre.mylène@uqam.ca

Le Comité institutionnel d'éthique de la recherche avec des êtres humains de l'UQAM (CIÉR) a approuvé le projet de recherche auquel vous allez participer. Pour des informations concernant les responsabilités de l'équipe de recherche au plan de l'éthique de la recherche avec des êtres humains ou pour formuler une plainte, vous pouvez contacter le président du CIÉR, par l'intermédiaire de son secrétariat au numéro (514) 987-3000 # 7753 ou par courriel à CIEREH@UQAM.CA

REMERCIEMENTS
Votre collaboration est importante à la réalisation de notre projet et l'équipe de recherche tient à vous remercier. Si vous souhaitez obtenir un résumé écrit des principaux résultats de cette recherche, veuillez ajouter vos coordonnées ci-dessous.
DECLARATION DU PARTICIPANT
Je reconnais avoir lu le présent formulaire de consentement et consens volontairement à participer à ce projet de recherche. Je reconnais aussi que l'interviewer a répondu à mes questions de manière satisfaisante et que j'ai disposé suffisamment de temps pour réfléchir à ma décision de participer. Je comprends que ma participation à cette recherche est totalement volontaire et que je peux y mettre fin en tout temps, sans pénalité d'aucune forme, ni justification à donner. Il me suffit d'en informer la responsable du projet.
Signature du participant : Date :
Nom (lettres moulées):
DECLARATION DU RESPONSABLE
Je soussigné(e), certifie avoir expliqué au signataire intéressé les termes du présent formulaire, avoir répondu aux questions qu'il m'a posées à cet égard ; lui avoir dairement indiqué qu'il reste, à tout moment, libre de mettre un terme à sa participation au projet de recherche décrit cidessus.
Signature du responsable du projet ou de son, sa délégué(e) :
Fait à Montréal, le Jour / Mois / Année
Veuillez conserver le premier exemplaire de ce formulaire de consentement pour communication éventuelle avec l'équipe de recherche et remettre le second à l'interviewer.

ANNEXE

Les 12 étapes détaillées de la séance d'électrostimulation se définissent comme suit;



- Estimation de l'aire et du volume musculaire par technique d'ultrason (5 min).
 La coupe (image) transversale du muscle Vastus Lateralis (VL) sera estimée par Ultrason (SonoSite).
 Pendant toute la durée de ce test, le participant demeurera assis confortablement pour une période de 5 minutes.
- 2. Installation EMG des muscles VL et Biœps fémoral (BF) (5 min). L'EMG est un examen qui permet d'enregistrer et de visualiser l'activité électrique d'un muscle ou d'un nerf. Pour l'EMG du VL, 2 électrodes seront placées au niveau de la plaque motrice (généralement la partie la plus charnue du muscle). Pour l'EMG du muscle antagoniste (BF), 2 électrodes seront placées au bas du muscle BF. Les électrodes utilisées sont des électrodes autocollantes hypo-allergènes (Medi Trace).

Pour toute la période de l'installation des électrodes, le participant est assis sur une chaise. Avant l'installation des électrodes, il est demandé au participant s'il a des risques d'allergies de la peau. Sinon, il est invité à dégager les surfaces de contact avec un rasoir jetable à usage unique que nous lui fournirons. Les surfaces dégagées sont alors nettoyées et désinfectées avec un tampon alcoolisé. Afin de normaliser les valeurs EMG, les participants sont invités à effectuer une contraction maximale du VL et du BF.

- 3. Détermination du réflexe de Hoffmann (réflexe H) (15 min). Le réflexe H est induit par la stimulation du nerf tibial au niveau de la fosse poplitée avec une impulsion de 1 ms (Stimulateur Grass S88). L'emplacement idéal (intensité de la stimulation minimale requise) est obtenu en utilisant un manchon avec une double électrode de stimulation. Lorsque l'emplacement est trouvé, le manchon est remplacé par 2 électrodes adhésives conductrices de mousse d'hydrogel (Medi Trace). L'intensité de stimulation est augmentée progressivement jusqu'à obtenir la réponse motrice (M) maximale (Mmax). L'intensité de stimulation est ensuite diminuée et réglée pour maintenir une onde M constante à 10% ± 1% de Mmax. Les impulsions de stimulation sont livrées au hasard, à un intervalle compris entre 5-8 s. Un total d'au moins 10 bons essais (avec une réponse M entre 9% et 11% de Mmax) est enregistré.
- 4. Contraction volontaire maximale (CVM) du VL et du BF (10 min).
 Ce test permet de déterminer la capacité du participant à volontairement produire une force maximale (sans aucune stimulation externe, que ce soit au niveau du nerf ou du muscle lui-même). Pour ce faire, tout en demeurant assis sur sa chaise, le participant est invité à effectuer une contraction maximale volontaire du VL, puis du BF. Il est possible que plusieurs essais (généralement moins de 3) soient nécessaires pour atteindre un plateau de force. Chaque essai sera séparé d'un temps de repos d'au minimum 1 min.
- 5. Test fonctionnel (lever/debout à partir d'une chaise) (1 min).

Une fois les électrodes EMG installées et étalonnées, un goniomètre est installé au niveau de l'articulation du genou gauche pour mesurer l'angle de la jambe. Par la suite, le participant est invité à simplement se lever de sa chaise, maintenir la position debout pendant 2 secondes et puis se rassoir. Ce test a pour objet de mesurer la capacité du participant à effectuer une tâche fonctionnelle tout en enregistrant l'activité musculaire nécessaire pour ce simple mouvement.

6. Secousse musculaire par stimulation du muscle (SMSM) (15 min).

Cette évaluation permet d'obtenir une contraction maximale du muscle par stimulation du muscle (activation de toutes les fibres musculaires). La comparaison avec l'étape 5 permet d'établir le niveau de dénervation des fibres musculaires.

Pour déterminer la puissance nécessaire à une stimulation maximale du muscle, une stimulation de puissance croissante sera effectuée au niveau du muscle jusqu'à l'obtention d'un plateau de la force

produite par le VL.

Pour effectuer cette stimulation, 1 électrode autocollante à usage unique sera placée de chaque côté de la région centrale du VL. Une électrode placée sur la peau d'une surface osseuse sous-jacente fera office de mise à terre. Avant l'installation des électrodes, le participant est invité à dégager les surfaces de contact avec un rasoir jetable à usage unique que nous lui fournirons. Les surfaces dégagées sont alors nettoyées et désinfectées avec un tampon alcoolisé. Lors de cette étape, le participant demeure assis sur la chaise.

7. Secousse musculaire par stimulation du nerf (SMSN) (15 min).

Cette évaluation permet d'obtenir une contraction maximale du muscle par stimulation du nerf

(activation de toutes les unités motrices -UM).

La secousse musculaire consiste en une contraction maximale du muscle provoquée par une stimulation au niveau du nerf (fémoral) avec la force étant mesurée par une jauge de contrainte. Pour déterminer la puissance nécessaire à une stimulation maximale du muscle, une stimulation de puissance croissante sera effectuée au niveau du péronier latéral jusqu'à l'obtention d'un plateau de la force produite par le VL.

L'appareil utilisé pour la stimulation (S88 Grass) est relié à un UPS (système permettant d'assurer une alimentation continue et régulière, sans surcharges transitoires indésirables). Le système comprend également une unité d'isolation (SU5T) protégeant le participant d'éventuelles surcharges au cours de

l'expérimentation.

Pour effectuer cette stimulation, 2 électrodes seront placées au-dessus du nerf fémoral. Une électrode placée sur la peau d'une surface osseuse sous-jacente fera office de mise à terre. Avant l'installation des électrodes, vous êtes invité à dégager les surfaces de contact avec un rasoir jetable à usage unique que nous vous fournissons. Les surfaces dégagées sont alors nettoyées et désinfectées. Lors de cette étape, vous demeurez assis sur la chaise. Les contractions étant induites par stimulation, vous n'aurez pas besoin de faire d'effort volontaire

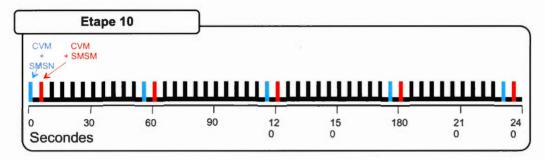
8. CVM du VL et superposition de SMSM (5 min).

Cet essai nous permet de déterminer la différence de force (une réserve) entre la CVM et la contraction obtenue lors d'une SMSM. Pour ce faire, nous faisons une SMSM alors que le participant est en train d'effectuer une CVM.

9. CVM du VL et superposition de SMSN (5 min).

Cet essai nous permet de déterminer la différence de force (une réserve) entre la CVM et la contraction obtenue lors d'une SMSN. Pour ce faire, nous faisons une SMSN alors que le participant est en train d'effectuer une CVM.

Le test de fatique (Étape 10) se déroule comme suit:

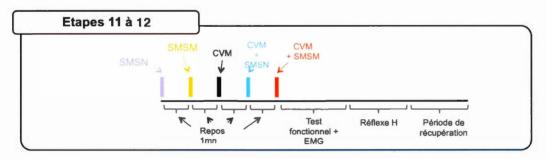


10. Test de fatigue (5 min)

Ce test permet de générer un index de fatigue, c'est-à-dire, de déterminer les capacités de l'individu à reproduire une force maximale et de maintenir celle-ci pendant un période de temps.

Le test de fatigue consiste à produire 20 CVM du VL par min. pendant environ 4 min. Le participant doit contracter maximalement le muscle VL pendant 2 s suivi d'une période de repos de 1 s jusqu'à ce que la force soit inférieure à 50% de la CVM initiale. Au début du test, à chaque demi minute, et la fin du test, une SMSN et une SMSM seront effectuées aléatoirement lors de CVM. L'ensemble du test sera enregistré par EMG.

La seconde phase d'évaluation (Étapes 11 à 12) se déroule comme suit;



11. Répétition des étapes 6 et 7, suivi de l'étape 5 (20 min).

La répétition de ces étapes va nous permettre d'observer l'effet de la fatigue musculaire sur les fonctions mesurées lors de ces étapes.

12. Période de récupération (temps variable, approximativement 5 min).

Après désinstallation du matériel, nous nous assurons que le participant est apte à se déplacer de façon autonome, sans gêne et sans contrainte musculaire. Le participant est libre de prendre le temps qu'il jugera nécessaire pour se déplacer en toute sécurité.

ANNEXE C

ARTICLE EN LIEN AVEC CETTE THESE PUBLIE PION CH ET AL. (2017)

Muscle strength and force development in high- and low-functioning elderly men:

Influence of muscular and neural factors

Experimental Gerontology 96 (2017) 19-28



Contents lists available at ScienceDirect

Experimental Gerontology

journal homepage: www.elsevier.com/locate/expgero



Muscle strength and force development in high- and low-functioning elderly men: Influence of muscular and neural factors



Charlotte H. Pion a.c.d, Sébastien Barbat-Artigas a.c, Félix St-Jean-Pelletier b.c, Stéphanie Chevalier e, Pierrette Gaudreau f.g, Gilles Gouspillou b.c.d, José A. Morais h, Marc Bélanger b.c, Mylène Aubertin-Leheudre b.c.d.*

- ^a Département de Biologie, Faculté des Sciences, Université du Québec à Montréal, Case postale 8888, succursale Centre-ville, Montréal, Québec H3C 3P8, Canada
- Département des Sciences de l'activité physique, Faculté des Sciences, Université du Québec à Montréal, Case postale 8888, succursale Centre-ville, Montréal, Québec H3C 3P8, Canada
- Croupe de recherche en Activités Physiques Adaptées, Faculté des Sciences, Case postale 8888, succursale Centre-ville, Montréal, Québec H3C 3P8, Canada
- ^d Centre de recherche de l'Institut Universitaire de Gériatrie de Montréal, 4565, Chemin Queen-Mary, Montréal, Québec H3W 1W5, Canada
- Department of Medicine, McGill University Health Centre-Research Institute, 1001, boul. Décarie, E02.7226, Montréal, Québec H4A 3J1, Canada
- Département de médecine, Université de Montréal, Pavillon Roger-Gaudry, 2900, boul. Édouard-Montpetit, Montréal, Québec H3T 1/4, Canada
- 8 Centre de Recherche du Centre hospitalier de l'Université de Montréal, 900 St-Denis, Pavillon R, Bureau R05.436B-02, Montréal, Québec H2X 0A9, Canada
- h Division of Geriatric Medicine, McGill University Health Centre, Montreal General Hospital, Room E-16.124.1, 1650 Avenue Cedar, Montreal, Quebec H3G 1A4, Canada

ARTICLE INFO

Article history: Received 1 September 2016 Received in revised form 4 May 2017 Accepted 26 May 2017 Available online 01 lune 2017

Section Editor: Christiaan Leeuwenburgh

Keywords: Functional capacity Muscle strength Force development Neurophysiological parameters

ABSTRACT

Background: Aging leads to a loss of muscle strength and functional capacity likely resulting from a combination of neural and muscle alterations. The aim of this study was to identify possible disparities in muscle strength and force development profiles in high- and low-functioning elderly men and to investigate muscular and neurophysiological factors that could explain the differences.

Methods: Sixty community-dwelling men in good general health were divided in two groups based on a functional capacity (FC) z-score derived from 6 tests of the Short Physical Performance Battery and Senior Fitness Test (Normal and fast 4 m-walk tests, normal and fast Timed-up and go, chair and stair tests). Extensor strength of the lower limbs (LL) was obtained for concentric (CLES) contraction and combined with lean masses of LL (LLLM) to yield concentric (CLES/LLLM) index. Similarly, extensor strength of the right Quadriceps Femoris (IKES) was obtained during maximal voluntary isometric contraction (MVC) and combined with right thigh lean mass (rTLM) to produce an isometric strength (IKES/rTLM) index. A muscular profile was obtained from: ascending and descending force slopes during the MVC; Vastus Lateralis (VL) muscle twitches parameters (amplitude, contraction and ½ relaxation times); the knee joint velocity (KV) as well as integrated EMG (iEMG) were determined for a sit-to-stand functional evaluation; muscle phenotype. A neurophysiological profile was established from: the spinal excitability (Hmax/Mmax ratio); motoneuron conduction velocity (CV); the completeness of muscle activation (% of force reserve), median power frequency (MPF) and mean amplitude (MA) of the VL EMG signal during MVC.

Results: Coincidently, age did not differ between groups. Strength and force indices, descending force slopes for MVC, KV and iEMG during the sit-to-stand evaluation and FC parameters were all significantly (p < 0.05) lower in the LoFC group than in the HiFC group. In contrast, no difference was observed between groups in: LLLM and rTLM, Hmax/Mmax ratio, CV, twitch parameters and muscle phenotype.

Conclusion: The lower concentric and isometric strengths found in the LoFC group could not be accounted for by muscular factors. Similarly, peripheral nervous systems alterations could not explain group differences. It can be suggested that modifications within the central nervous system may be responsible for the differences in the functional status of healthy elderly individuals. Finally, more complex and demanding tasks, such as those requiring greater intensity or coordination, may further clarify how healthy elderly individuals with low and high functional capacities differ.

1. Introduction

© 2017 Elsevier Inc. All rights reserved.

The elderly population, along with life expectancy, is increasing worldwide. Unfortunately, advanced age often leads to an increased prevalence of different disabilities including impaired functional capacity and mobility (Seeman et al., 2010). In 2012, 33.2% of Canadians aged 65 years and

E-mail address: aubertin-leheudre.mylene@uqam.ca (M. Aubertin-Leheudre).

[°] Corresponding author at: Faculté des Sciences, Département des Sciences de l'Activité Physique, Sciences Biologiques Building, SB-4615, 141 av Président Kennedy, Montréal, Québec H3C 3P8, Canada.

over had a physical limitation (Statistics Canada, 2013) and therefore an increased risk of losing independence. The decrease of functional capacity, which refers to the actions that individuals perform to satisfy their basic needs (Verbrugge and Jette, 1994), is one of the most striking changes with aging. In fact, Evans and Campbell (1993) showed a decrease of 40 to 50% of functional capacity during aging. In order to overcome the loss of independence, it is essential to first understand precisely the underlying mechanisms involved in this functional capacity loss.

The ability of older adults to maintain some functional capacity largely depends on their muscle function (muscle strength and muscle power) (Manini et al., 2007; Visser et al., 2000). Indeed, muscle strength indices have been suggested as better indicators of functional capacity and mortality than loss of muscle mass (Newman et al., 2006; Barbat-Artigas et al., 2013; Hairi et al., 2010). Muscle strength was shown to decrease by 24 to 36% between age 50 to 70 years during normal aging (Evans, 1997).

A certain level of muscle strength, along with an adequate force development, is needed to perform activities of daily living. However, efficiently developing the force requires some fine-tuning of the neuromuscular system which declines with age and leads to muscle strength decrease (Clark and Manini, 2008). At the neurophysiological level, a reduction of cortical and spinal excitability (Scaglioni et al., 2002; Kido et al., 2004; Smith et al., 2009), a decrease in the number and size of motor units (McNeil et al., 2005) and an alteration of motor units discharge properties (Kamen et al., 1995) have been reported to be the main factors involved in muscle strength decrease and in force development difficulties.

In parallel, a change of muscle architecture (Lieber and Friden, 2000), muscle phenotype (fibers proportion and size) (Andersen, 2003) and an impairment of the contractile quality (i.e., excitation-contraction coupling (Payne and Delbono, 2004)) have also been identified as potential muscular factors.

Despite these findings, important knowledge gaps remain. Firstly, studies examining contributing factors mainly focused on the effect of aging by comparing either young and older adults (Gouspillou et al., 2014; Narici et al., 2003), old and very old individuals (Sipila and Suominen, 1994) or tested one single group of elderly individuals (Hairi et al., 2010; Visser et al., 2005; Delmonico et al., 2009). However, age is not the only factor to consider in assessing the functional evolution of older individuals. Indeed, lifestyle habits such as nutrition, sleep patterns and mostly, physical activity can have a great influence. Lower walking speed was reported in sedentary compared to active elderly (Sipila and Suominen, 1994; Rosengren et al., 1998).

Secondly, studies generally dealt with one or few factors influencing the loss of strength or the difficulty to develop force. For example, Narici et al. (2003) studied muscle architecture, whereas Delmonico et al. (2009) have focused on body composition and Gouspillou et al. (2014) on muscle phenotype. From a neurophysiological perspective, Kido et al. (2004) have examined spinal excitability whereas McNeil et al. (2005) examined motor unit size. However, as suggested by Clark and Manini (2008), the loss of muscle strength and the difficulty to develop force are multifactorial. Understanding the global neuromuscular aging mechanism is thus essential to develop effective approaches to prevent or counteract muscle strength decline.

Finally, while some factors have widely been associated with loss of functional capacity (e.g. body composition (Bouchard et al., 2007; Rolland et al., 2009)), other neurophysiological (e.g., motor neurons conduction velocity, the motor units recruitment or spinal excitability) as well as muscular (e.g., phenotype, fiber contractility, etc.) determinants remain to be elucidated.

Thus, for the first time to our knowledge, this study compared individuals according to their level of functional capacity and not their age (although all participants are older). Moreover, a large part of the neurophysiological but also muscular factors involved in muscle strength and its development were observed. And finally, a link has been established between these factors and the functional capacity.

Thus, the aim of this study was to identify possible disparities in muscle strength and force development profiles in high- and low-functioning elderly men and to investigate muscular and neurophysiological factors that could explain the differences.

2. Material and methods

2.1. Participants

Sixty community-dwelling men over 55 years old were recruited and divided in 2 groups according to their functional capacity (FC) z-score: 30 men with a low FC score (LoFC; average age = 70.7 ± 7.9 years old) and 30 men with a high FC score (HiFC; average age = 68 ± 5.7 years old). Participants were sedentary (<180 min of voluntary physical activity or 120 min of structured physical activity per week), autonomous and healthy. All participants had to meet the following criteria: body mass index between 18 and 30 kg/m² (normal weight), nonsmokers (self-reported), limited alcohol intake (<2 drinks/day) and no motor, cardiac or psychological pathologies. Muscle biopsy were done on the *Vastus Lateralis* (VL) muscle in a subset of participants, including those who were taking anticoagulants (n = 18 in LoFC group; n = 13 in HiFC group).

All procedures for this cross-sectional design study were approved by the Comité Institutionnel d'Éthique de la Recherche avec des Êtres Humains (CIÉR) of the Université du Québec à Montréal (UQAM). The objectives as well as all the procedures and risks involved in this study were fully explained to the participants before they gave their informed consent.

A telephone interview was conducted to screen for the aforementioned inclusion criteria. After this initial screening, the men were invited for a first visit at the *Département des sciences de l'activité physique* at UQAM, to assess body composition, functional capacity and electrostimulation evaluations. The second visit took place at the Royal Victoria Hospital where muscle biopsies were done. The full evaluation was spread over 2 days with a maximal inter-day interval of 7 days.

2.2. Functional capacities assessment

In order to divide our groups, a composite z-score functional capacities (FC z-score) was created based on 6 tests from the Senior Fitness Tests (Rikli and Jones, 2001) and the Short Physical Performance Battery (SPPB) (Guralnik and Winograd, 1994): the 4-m walk (normal and fast), timed up-and-go (normal and fast), alternate step and sit-to-stand tests. Raw scores of physical function were first standardized using the following formula $z=(x-m)/\sigma$ where m is the mean of the population and σ the standard deviation of the population (thus, a positive standard score represents an observation above the mean, whereas a negative score signifies a value below the mean).

2.3. Anthropometric measurements and body composition

The participant's body mass was measured using an electronic scale (Omron HBF-500CAN, USA) while the height was measured using a stadiometer (Seca, USA). Body mass index [BMI = Body mass (kg) / Height (m²)] was calculated.

Lower limbs (LLLM) and right thigh (rTLM) lean masses and total fat mass (FM) were evaluated by Dual-energy X-ray absorptiometry (DXA; General Electric Lunar Corporation version 6.10.019, Madison, USA). LLLM was obtained directly by the device (via Prodigy software) that measured lean mass in area between the basin and toes of both lower limbs. Contrary to this, rTLM was estimated manually by drawing a custom polygonal area (around skin) from the pelvis to the knee joint. The lean mass is then automatically calculated in this defined area. Measures were considered usable only if the parts were perfectly distinguishable from each other.

2.4. Daily energy expenditure and physical activity level

Daily energy expenditure (DEE) and the number of steps were estimated using a validated tri-axial accelerometer (SenseWear® MINI Armband) similarly to already published by Brazeau et al. (2016) and Colbert et al. (2011). More precisely, participants had to wear armband in left arm at any time during 7 consecutive days, except when they are in contact with water (shower, swimming, etc.). The participants were given both written and oral instructions. In addition, they were asked to indicate time that they get up in the morning and bedtime to verify the accuracy between the auto-reported and the device data. Each participant had to wear the device at least 85% of time to be included in the study.

2.5. Muscle strength measurements and muscle strength indices

2.5.1. Concentric leg strength

Maximal concentric muscle strength (CLES) was obtained with a 1-maximal repetition squat test on seated leg press. Participants had to do 3–5 repetitions with an increasing load in order to reach their maximal load (that they could only move one time). Four min rest was given between each repetition. This technique has been used and validated in the elderly population by several studies (Candow et al., 2006; Fatouros et al., 2006).

2.5.2. Isometric knee extension strength

The participant was seated in a chair (Primus RS Chair, BTE, USA) with a hip restraint and with the knee and hip joint angles set at 135° and 90°, respectively. The knee angle was set to 135°, compared to the typical 90°, in order to diminish the maximal joint torque that could be generated (Houtz et al., 1957; Williams and Stutzman, 1959), particularly in light of generally more fragile bones in the elderly (Riggs et al., 1981). The right leg was attached to a force transducer at the level of the Maileoli. The measurement process is described in further details in the Maximal Voluntary Contraction (MVC) of Vastus Lateralis section below.

2.5.3. Muscle strength indices

Lean masses of both lower limbs and of the right thigh were used to normalize muscle strengths and generate concentric (CLES/L1LM; N/kg) and isometric (IKES/rTLM; N/kg) muscle strength indices.

2.6. Neurophysiologic assessments

The neurophysiological assessments consisted of 1) the Hoffmann reflex to elucidate the excitability of the spinal cord, 2) a VL muscle stimulation to generate muscle twitches in order to characterize the muscle properties (amplitude, contraction and half-relaxation times), 3) a maximal voluntary contraction (MVC) to determine the capacity of neuromuscular system to produce a maximal voluntarily isometric contraction without any external stimulation and 4) a muscle twitch superimposed on an MVC to determine the individual's capacity to fully activate the muscle (i.e., strength reserve) and 5) the ability to perform a fully functional voluntary movement was assessed by measuring speed of standing up of participants.

All electrophysiological data were recorded using Axoscope 10 and were analyzed with Clampfit 10 (Molecular Devices, USA) and SigmaPlot (Systat Software Inc. USA) softwares.

2.6.1. Electromyographic (EMG) recording

The skin contact surfaces overlying the right Soleus (Sol), right VL and Biceps Femoris (BF) muscles and the tibial nerve in the popliteal fossa, were shaved with a disposable razor and the areas were cleaned and disinfected with pre-soaked alcohol tampons. Two electrodes (hypoallergenic conductive adhesive hydrogel foam electrodes; 8 mm; Model Medi-Trace 133, Covidien Kendall MA, USA), with an inter-electrode distance about 10 mm, were placed over the Sol below the medial Gastrocnemius muscle. For the VL EMG, two other electrodes were placed near

the muscle belly approximatively 10 cm above the superior border of patella. Two other electrodes were placed just superior of the lateral border of the popliteal fossa in order to record the short head of the BF (Konrad, 2006). A ground electrode was placed overlying the mid-anterior surface of the tibia. The EMG signals were amplified (Grass P511; Astro-Med Inc., West Warwick, RI, USA) and bandpass filtered (10-300 Hz) before being digitized at 2 kHz on a 12 bit data acquisition system (Axoscope 10 and Digidata 1440A; Molecular Devices, Sunnyvale, CA, USA). The recording apparati were connected to a UPS-isolation system to ensure a continuous power without unwanted spikes.

2.6.2. Myotatic reflex (Hoffmann reflex; H) and muscular wave (M) measurements

The H reflex was induced by stimulating the tibial nerve in the popliteal fossa with a 1 m s pulse randomly applied every 5–8 s (Hugon, 1973; Magladery, 1955). Participants were lying prone on a cushioned table, with the arms and shoulders relaxed and head aligned along the axis of the neck. The stimulus intensity was progressively increased until maximal H (Hmax) and M (Mmax) responses were obtained. Amplitudes of these two waves were measured using the Clampfit software (Molecular Devices, USA). For each participant, the Hmax/Mmax ratio was calculated. This technique has been validated and used by multiple studies (Hugon, 1973; Knikou, 2008).

The conduction velocity of the motor neuron axons was estimated by dividing the Mmax latency by the distance (m) between stimulation point (in the popliteal fossa) and Sol recording electrode.

2.6.3. Functional test assessment

Participants had to stand up as quickly as possible (generally ≤1 s), maintain the standing posture for 2 s and sit down over the next 2 s. This movement was repeated 3 times. A electrogoniometer (Biometrics Ltd., Ladysmith, VA, USA) was placed on the left limb to measure the knee angle. EMG activity of the VL and BF was also recorded during the movement.

2.6.4. Muscle voluntary contraction and twitch characteristics measurements

With the participant sitting in an adjustable chair with the right hip and knee restrained at 90° and 135°, respectively, and with leg attached to a force transducer, two self-adhesive electrodes (5 cm \times 9 cm) were placed on each side of the central area (muscle belly) of the right VL. A muscle twitch was elicited using a 500 Hz train of 3-1 m s square pulses (Grass S88 stimulator and a SIU5 isolation unit; Astro-med Inc., West Warwick, RI, USA). Three maximal twitch stimulations were randomly delivered at an interval ranging between 15 and 20 s. Maximal twitch strength (amplitude), twitch contraction (CT) and ½ relaxation (½ RT) times were determined from the force curves.

Thereafter, participants were asked to perform 3–2 s MVC of the right knee extensors. Each trial was separated by a rest period of at least 1 min. The force level along with the VL EMG were analyzed for development (upslope), maintenance (plateau) and release (downslope) phases of the contraction force curve. Moreover, a cross-correlation analysis was done with the VL and BF EMG for the MVC, in order to determine the co-activation level of antagonist muscle groups.

After at least 5 min of rest, participants were asked to repeat maximal voluntary contractions over which were superimposed muscle twitches. The twitches were applied only during the maintenance phase of the contraction, approximately 1 s after its onset.

2.7. Skeletal muscle tissue samples

Skeletal muscle biopsy samples were obtained from the right VL muscle (in the lower third) using Bergström needles (Taivassalo et al., 2006). The muscle biopsies were performed 6 min after local anesthesia of the skin and subcutaneous tissues. Muscle histology was performed on solid pieces (50 mg), mounted on high-density plastic blocks in tragacanth gum and frozen in liquid isopentane cooled in liquid nitrogen

(N₂). Histology blocks were stored at -80 °C until further analyses. To characterize muscle composition, VL cross sections were immunolabeled for the 3 myosin heavy chains (MHCs) isoforms (I, IIa, and IIx) expressed in human muscle (Fig. 2A, B) as described in Gouspillou et al. (2014)). Individual fiber plotting was done and analyzed with Imagel software.

2.8. Muscle architecture processing and analysis

Muscle architecture was measured using ultrasounds (Narici et al., 1996; Reeves et al., 2004) (M Turbo Ultrasound system, SonoSite, USA). To standardize measurements, the length of the femur was measured and a mark was made at the lower third of the femur (Miyatani et al., 2004) with a hypoallergenic pen. Participants were seated with hip and knee angles at 90° with relaxed limb muscles. Three images were obtained using a 15–6 MHz probe (HFL 50, SonoSite, USA). The probe was coated with a water-soluble transmission gel to provide acoustic contact without depressing the dermal surface, and was positioned perpendicular to the dermal surface of the VL muscle and oriented along the median longitudinal plane of the muscle. Pennation angle, thickness and fiber length was measured in the VL (Reeves et al., 2004) (Fig. 2E and F). The sagittal-plane sonographs of the VL were analyzed by Imagel software.

2.9. Statistical analyses

Normality was verified using the Skewness and Kurtosis tests. Comparisons between LoFC and HiFC participants were performed using an independent-samples t tests. However, in case of abnormal distribution (-1 < or > 1), a Mann-Whitney non-parametric test was used. Analyses were performed using SPSS 20.0 software (SPSS, Chicago, IL). In order to control for false discovery rates in multiple testing, p adjustments were done using the "BY" function in R software (Benjamini and Yekutieli, 2001). Values of p < 0.05 were considered significant. Results are presented as mean \pm SD, except for knee joint speed which was expressed as mean \pm 95% confidence intervals with values outside these intervals considered significantly different.

3. Results

3.1. Participant characteristics

By design, the LoFC group had a significantly lower overall FC z-score and slower walking speeds, timed up and go and chair tests than HiFC group (Table 1). The LoFC group achieved fewer steps during stair test.

Coincidently, age and body composition did not differ between groups. No significant differences in daily energy expenditure and number of steps performed were observed; meaning that, both groups were considered equally sedentary.

Table 1Participant characteristics and functional capacity scores.

Variables	LoFC group (n = 30)	HiFC group (n = 30)	p
Age (yrs)	70.7 ± 7.9	68.0 ± 5.7	0.37
Total FC z-score	-0.63 ± 0.58	0.63 ± 0.36	< 0.001
Normal 4-m walk speed (m s ⁻¹)	1.29 ± 0.18	1.57 ± 0.17	< 0.001
Fast 4-m walk speed (m s ⁻¹)	1.89 ± 0.28	2.42 ± 0.34	< 0.001
Normal timed up and go (s)	10.9 ± 1.5	8.8 ± 1.0	< 0.001
Fast timed up and go (s)	7.6 ± 0.9	6.1 ± 0.5	< 0.001
Chair test (s)	23.3 ± 3.2	20.0 ± 3.5	< 0.001
Stair test (nb)	27.6 ± 4.2	35.2 ± 3.9	< 0.001
Body mass index (kg m ⁻²)	25.7 ± 3.5	25.3 ± 2.3	0.76
Fat mass (%)	25.2 ± 7.8	25.9 ± 6.0	0.80
Lower limbs mass (kg)	18.6 ± 2.2	18.8 ± 2.0	0.80
Lean thigh mass (kg)	6.4 ± 0.9	6.5 ± 0.8	0.77
Daily energy expenditure (kcal/day)	2230 ± 377	2355 ± 397	0.59
Physical activity (steps/day)	6950 ± 4114	7886 ± 3206	0.59

Data are presented as mean \pm standard deviation (SD), p < 0.05 was considered as significant. Significantly different variables are noted in bold.

3.2. LoFC participants have lower muscle strength

The absolute CLES (Fig. 1A) was lower and the IKES (Fig. 1B) tended to be less in the LoFC group. When normalized to LLLM or rTLM (Fig. 1C and D), the muscle strength indices were also lower in the LoFC group.

3.3. LoFC and HiFC participants have similar skeletal muscle characteristics and architecture

Fig. 2A and B show representative triple MHC labeling samples of LoFC and HiFC individuals, respectively. No significant differences between groups were observed in fiber size (Fig. 2C) and fiber type proportion (Fig. 2D) and this, regardless of fiber types.

Representative VL muscle ultrasound from LoFC and HiFC individuals are shown in panels E and F, respectively. The two groups had a similar pennation angle (Fig. 2G), VL thickness (Fig. 2H) and VL fiber length (Fig. 2I).

Despite significantly different maximal voluntary contraction force levels, the twitch amplitude was similar in both groups (Fig. 3B). Also, there were no significant differences between groups in contraction (Fig. 3C) and ½ RT (Fig. 3D). This suggests a similar rate of twitch force development. The electromechanical delay (time between electrical stimulation train and the onset of the muscle twitch response) was similar between groups (38.1 \pm 14.03 vs. 36.1 \pm 13.29 m s in LoFC vs. HiFC; p = 0.61; data not shown).

3.4. Lower maximal force and slower force release for LoFC participants

Representative MVC and EMG signals from LoFC and HiFC individuals are shown in panels A and B, respectively (Fig. 4). Despite clear instructions given to contract maximally for 2 s, participants did not always follow the imposed rhythm as can be observed in the contraction duration in Fig. 4A compared to Fig. 4B.

The LoFC group was significantly slower in releasing (downslope) force than the HiFC group during MVC (Fig. 4C). However, groups

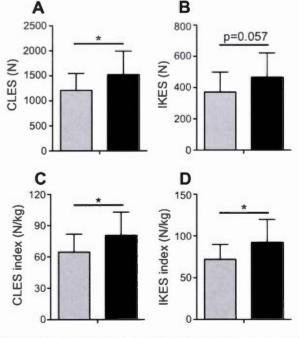


Fig. 1. Concentric and isometric force measurements A. Concentric leg extension strength (CLES); B. Isometric knee extension strength (IKES); C. CLES/LULM index; D. IKES/rTLM index in LoFC (grey) and HiFC (black) groups. Means \pm SD. *p < 0.05.

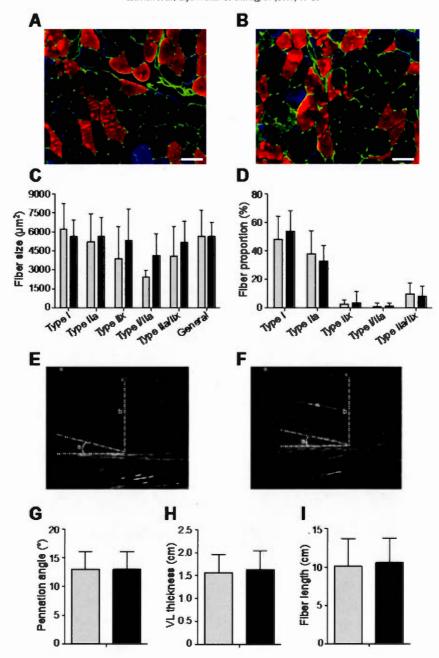


Fig. 2. Muscle fibers composition and architecture of the right Vastus Lateralis (VL) A and B. Representative triple MHC labeling (MHC-I: blue; MHC-IIa: red; MHC-IIa: green) samples performed on VL cross sections obtained in LoFC (A) and HiFC (B) individuals (scale bars = 100 µm); C. VL fiber size; D. fiber proportion in LoFC (grey) and HiFC (black) groups. E and F. Representative VL muscle ultrasounds from LoFC (E) and HiFC (f) individuals with pennation angle (a) and VL thickness (b); G. Pennation angle; H. VL thickness; L. Fiber length in LoFC (grey) and HiFC (black) groups. Means ± SD. (For interpretation of the references to color in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.)

similarly developed (upslope) and maintained the contraction force (plateau). The sag during the maintenance level was almost nil in both groups (-2.1 ± 22 vs. -0.2 ± 18 N s⁻¹, in LoFC vs. HiFC; p = 0.64).

The EMG spectral analysis showed no significant difference in MPF between groups during the MVC, irrespective of contraction phases (development, maintenance or release; Fig. 4D). Both groups had similar mean EMG amplitude (expressed in % of MVC EMG amplitude) during the three phases (Fig. 4E).

3.5. Lower speeds for the LoFC participants during the stand-up phase of the sit to stand test

Representative raw data (Fig. 5) showed a steeper slope of the knee angle in HiFC (B) than LoFC participant (A), that was also reflected in respective knee joint speeds (Fig. 5C). The knee joint speed is greater in HiFC during the first 30% of the rising phase. Interestingly, when muscle activation [integrated EMG (iEMG)] is normalized to the maximal EMG

24

C.H. Pion et al. / Experimental Gerontology 96 (2017) 19-28

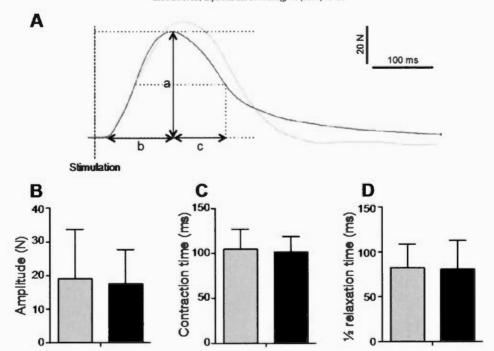


Fig. 3. Muscle twitch characteristics A. Representative muscle twitch curves examples with twitch amplitude (a), contraction (b) and ½ relaxation (c) times; B. Twitch amplitude; C. Contraction time; D. ½ relaxation time in LoPC (grey) and HiPC (black) groups. Means ± SD.

amplitude obtained during the MVC and to body mass, the HiFC group required less muscle activation to accomplish at greater knee joint speed.

3.6. Central control and spinal excitability

Representative maximal Hoffmann Reflex and maximal motor waves are shown in Fig. 6A. The spinal cord excitability shown by the Hmax/

Mmax ratio in Fig. 6B was not different between groups. There were also no difference in the tibial nerve conduction velocity (Fig. 6C) as measured from the segment length and M wave latency. As illustrated in Fig. 6D, the LoFC group tended to activate their VL less (i.e., a higher reserve percentage) than the HiFC group. Finally, in order to determine if the force generated was influenced by the activation of the antagonist muscle, a cross-correlation of the VL and that of short head of the BF EMG

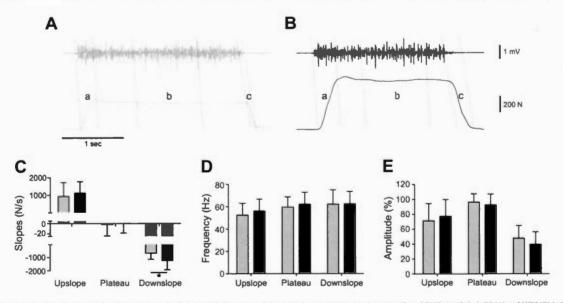


Fig. 4. Force and EMG during the maximal voluntary contraction A and B. Representative maximal voluntary contraction strength and EMG signals in LoFC (A) and HiFC (B) individuals with force development (upslope; a), maintenance (plateau; b) and release (downslope; c) phases; C. Force development, maintenance and release; D. Discharge rate (median power frequency – MPF) of the VL; E. EMG amplitude (expressed as a percentage of the maximal EMG amplitude during the MVC contraction) during the three phases of the MVC in LoFC (grey) and HiFC (black) groups. Means ± SD. *p < 0.05.

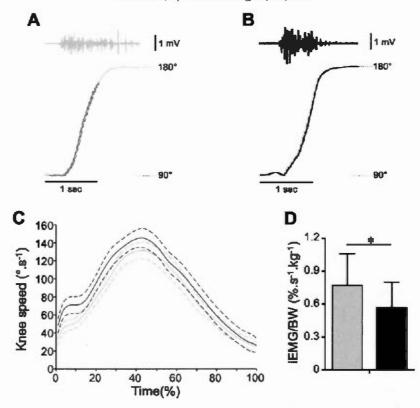


Fig. 5. Knee joint angles and speeds as well as the VL EMG amplitude during the functional chair test A and B. Representative knee joint angle and EMG signals during the stand-up phase of the functional chair test (the 90° is observed with the participant sitting while the 180° is reached in full stance); C. Knee joint speeds (the solid lines represent the average while the dashed lines are the confidence intervals (Bieschke et al., 2009)); D. Integrated EMG (iEMG) in LoFC (grey) and HiFC (black) groups. Means ± SD. *p < 0.05.

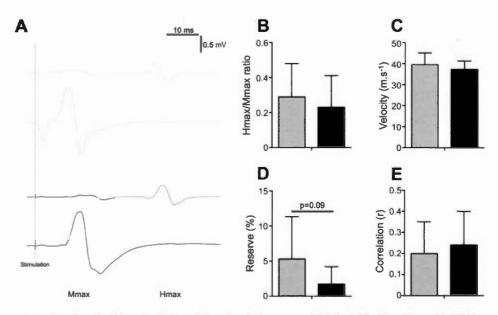


Fig. 6. Muscle activation during MVC A. Illustration of the maximal Hoffmann Reflex and maximal motor waves; B. Spinal excitability (Hmax/Mmax ratio); C. Tibial nerve motor conduction velocity; D. Reserve percentage; E. Level of co-activation in LoFC (grey) and HiFC (black) groups. Means ± SD.

during the MVC was performed. Fig. 6E shows that groups had similar level of co-activation.

4. Discussion

The present study was designed to determine if the functional status of elderly individuals can be reflected in the muscle strength and force development profiles and identify which muscular and neurophysiological factors could explain these profiles. Thus, muscle strength and its development being dependent of muscular and neurophysiological factors, these factors were investigated, starting at muscle level and on to nervous level.

Since functional capacity is related to muscle strength (Hyatt et al., 1990), it was not surprising to find a higher absolute and relative (i.e. muscle strength indices or muscle quality) muscle strength in the HiFC group, for both concentric and isometric (tendency) muscle force measurements.

However, although a high level of muscle quality (muscle strength/lean mass) is associated with a higher level of functional performance, the relationship between muscle quality and functional capacity is also dependent on other factors as age and body composition (Barbat-Artigas et al., 2014). These factors did not differ between the two groups and thus, cannot be considered as confounding variables for our results.

The following sections will discuss the effect of muscle factors, force development and neurophysiological factors on functional status.

4.1. Muscular factors seem unrelated to the functional capacity decrease

Muscular factors, such as muscle mechanics and muscle composition, have been shown to influence muscle strength and its development. Several authors have reported that architecture (i.e. pennation angle, fascicle length and muscle thickness) and therefore muscle mechanics may play a role in muscle force generation (Blazevich and Sharp, 2005; Narici, 1999). The present results show no difference in these parameters, suggesting that for the *Vastus Lateralis*, muscle mechanics did not influence the difference in muscle strength and functional status between groups.

Because metabolic and contractile properties of muscle fibers have been shown to influence force development, the muscle phenotype could also affect muscle strength [for review, see Doherty (2003)]. The size of muscle fibers has also been reported to impact on muscle strength (Lexell et al., 1988; Lexell et al., 1983). Porter et al. (1995) noted that a change in muscle typology can not only lead to a decrease in muscle strength, but to a change of motor skills involved in the activities of daily living. In the present study, the LoFC and HiFC participants had comparable muscle fiber types and sizes, with values equivalent to those reported by Gouspillou et al. (2014) in active aged men. This suggests that the changes in strength and force development in individuals with different level of functional capacity cannot be accounted solely by muscle alterations, in particular, fiber size and proportion.

Findings of muscle composition are supported by the electrophysiological data for the twitch responses of the VL muscle. Results showed similar twitch amplitudes and comparable contraction and half-relaxation times in both groups. As well, since the contraction time represents the period between the onset of electrical signal and the maximal amplitude of stimulated muscle twitch, it would seem that the contraction process (i.e. the cross-bridges activity) would not affect the functional status of these 2 groups and therefore probably did not play a role in muscle strength differences.

Taken together, these findings suggest that functional capacity and muscle strength differences among elderly healthy men may not be due to differences at the muscular level, specifically in VL muscle. It may therefore be relevant to focus on voluntary force development factors.

4.2. Slower maximal force release associated with low functional level

The LoFC group was unable to relax the muscle as quickly as the HiFC group and this, even if the MPF and EMG amplitude were similar. These EMG results suggest that decruitment of motor units may not be responsible for the difference in force during relaxation in elderly healthy men (Jesunathadas et al., 2010). The lack of group difference in the EMG parameters may partly be explained by the fact that our observations were limited to the *Vastus Lateralis* muscle during an isometric contraction while the maximal lower limb extension is dependent on the contraction of several agonist muscles (e.g., the other 3 forming the *Quadriceps* muscle).

Since the EMG parameters were similar in the two groups during the rise in the force at the beginning of the MVC, it is not surprising to see equivalent rates of force development. This is somewhat contrary to the works of Driss et al. (2002) and Mirkov et al. (2004) that demonstrated that the rate of force development is well correlated with muscle strength. It has been suggested (Jesunathadas et al., 2010) that the motor unit recruitment may be more transient in the elderly which could contribute to the greater variability in force development, as was the case in the two groups in present study. This could partially account for the nonsignificant difference in force development between the HiFC and LoFC groups.

Similar to the HiFC, the LoFC group was able to sustain the force during the full 2 s contraction. Moreover, although the force was lower during the maintenance phase of the MVC, the LoFC had equivalent MPF and EMG amplitudes to those found in the HiFC group. The high MPF ($\approx\!60$ Hz) developed by all participants during this 2 s-phase (plateau) suggests that they were likely recruiting almost all motor units to maintain a maximal muscle strength. Similar mean frequencies were reported for the *Vastus Lateralis* muscle in a young population (20–38 years) by Karlsson and Gerdle (2001).

4.3. Difficulty to initiate a functional movement in LoFC group

Whereas Clark et al. (2011) showed lower EMG amplitude in older adults with functional limitations compared to those with high functional capacity, our results show lower iEMG amplitude with greater knee joint velocities at the onset of the movement (\approx 30% of the time) in the HiFC group. These EMG results, normalized to the MVC amplitude and to body weight, suggest that the HiFC group may have greater mechanical efficiency (i.e. cross bridges function) in force generation. It is therefore possible that LoFC individuals have difficulties in recruiting and synchronizing motor units in order to generate greater forces, as is the case for elderly compared to young adults (Roos et al., 1999; Roos et al., 1997). However, the above mentioned results concerning the MPF and EMG amplitude do not corroborate with this hypothesis. Of notably note, the movement considered in this study involves many more muscles than what was examined. Therefore, it is possible that the poor coordination with other synergistic or antagonist muscles could be responsible for the difference between various functional statuses of individuals.

4.4. Greater central nervous system inhibition for LoFC men

Voluntary muscle activation is initiated by the central nervous system (Nigg et al., 2000; Koizumi and Kollai, 1981) and especially the cerebral cortex, through the corticospinal pathway and the spinal cord (Gandevia, 2001).

By discriminating central from peripheral causes of muscle strength decrease, the twitch interpolation technique allows to determine the degree of central activation (Merton, 1954; Rutherford et al., 1986; Shield and Zhou, 2004). Although this was only a trend, in accordance with the findings of Knight and Kamen (Knight and Kamen, 2001), HiFC participants appeared able to activate almost completely (near to 2% of reserve) the *Vastus Lateralis* muscle. In contrast, although the same instructions and motivation were given to all participants, LoFC

participants seemed to have a greater central nervous system inhibition or an insufficient activation during a maximal isometric contraction. These results suggest that an incomplete activation may be the reason for reduced knee extensor strength in LoFC men. It is therefore possible that unconsciously, these individuals did not give maximum efforts despite their motivations. Moreover, while HiFC individuals had a standard deviation of 2.5%, the LoFC individuals reached 5.98%. This indicates a greater variability of activation with the loss of functional capacity. A similar observation of greater standard deviation in older than young adults was showed by Jakobi and Rice (Jakobi and Rice, 2002). Despite an equivalent functional status, all the LoFC participants did not have the same central activation level. Thus, this factor alone would not be sufficient to at least partially explain the decrease in functional capacity.

Because of an apparent difference in the central nervous system activation between groups, it was essential to investigate the spinal cord excitability. Surprisingly, comparable values were obtained and correspond to those acquired by Kido et al. (2004) in individuals ranging from 60 to 80 years of age. In contrast, the Hmax/Mmax ratio was much lower (i.e., about 50%) than that observed in young adults (Misiaszek et al., 1998). The fact that both groups had similar ratios would suggest that spinal excitability may not be a factor that greatly influences functional capacity in healthy elderly men.

Since there was no difference in spinal excitability between groups, peripheral changes were examined by looking at nerve conduction velocity. The tibial nerve conduction velocity measurement showed that the LoFC had similar speed as the HiFC group. Values obtained in this study $(\approx 40~{\rm m~s^{-1}})$ (Is lower than previously observed among young adults $(\approx 50~{\rm m~s^{-1}})$ (Lauretani et al., 2006; Jimenez et al., 1970), but similar to those of Strotmeyer et al. (2009) and Lauretani et al. (2006) in men aged over 70 years. As the conduction velocity is mainly dependent on the state of the myelin sheath (Jacobs and Love, 1985; Arnold and Harriman, 1970) and the size of the axons (Mittal and Logmani, 1987), our results suggest that there was probably a similar degeneration of the myelin sheath and/or a change of axon size in both groups. Therefore, the conduction velocity did not affect the functional status in our population.

Finally, when performing movements at moderate to fast speeds, the agonist and antagonist muscles must be synchronized to function in synergy or alternation according to desired motor action. Indeed, co-contraction of the antagonist muscles will reduce the resulting force generated and slow the movement (Falconer and Winter, 1985). When examining the co-activation of the Vastus Lateralis and Biceps Femoris muscles during the maximal voluntary contraction, the present study revealed a very low level of co-contraction of the antagonist muscle, suggesting that this particular factor may not have played a major role in the isometric force difference between groups. However, this does not necessarily translate into more complex and functional tasks. Indeed, several experiments studying movements such as stair climbing or tapping revealed an increase in the co-activation level in the elderly compared with young adults (Baratta et al., 1988; Larsen et al., 2008; Hortobagyi and DeVita, 2000). Therefore, the absence of co-activation (therefore good level of reciprocal inhibition) in our entire population could be due to the fact that all individuals are clinically functional. Indeed, LoFC group was less functional than the HiFC group but all participants were functionally independent. Moreover, these groups were composed based on functional tests using several muscle groups requiring coordination (stair and chair tests for example). It is therefore probable that in a more complex task, greater co-activation in LoFC group was observed compared to the HiFC group. Finally, since many agonist and antagonist muscles of VL are responsible for the movement (and thus force production), it is possible that the sum of small changes in all those muscles involved may explain the difference in functional status between groups.

5. Conclusion

The present study aimed at determining if muscular and neurophysiological factors could explain differences between elderly men

characterized as having low (LoFC) and high (HiFC) functional capacities. As expected, the LoFC group scored lower on the functional capacity tests and demonstrated lower concentric and isometric strength compared to the HiFC group. The results revealed that muscular factors such as, muscle phenotype (i.e., fiber type proportion and size), muscle architecture (i.e., muscle thickness, fiber length and pennation angle) and muscle mechanics (i.e., twitch amplitude, contraction and $\frac{1}{2}$ relaxation times) could not account for the differences in the functional statuses as these variables were similar in the two groups. In contrast, during the stand-up test, the HiFC group produced greater knee joint speed with lower muscle activation (i.e., EMG) than the LoFC group, thus suggesting perhaps greater muscle mechanical efficiency.

Moving away from the muscle into the neurophysiological factors, our data suggest that it was unlikely that alterations in the motoneuron axon played a significant role in the difference between the two groups since they had comparable conduction velocities. Similarly, the differences in functional status could not be explicated by modifications of the spinal cord excitability (i.e., Hmax/Mmax ratio) as it was analogous in the two groups. Meanwhile, it would also appear unlikely that the lack of reciprocal inhibition could play a role in the lower strength in the LoFC group, as it was shown that antagonist muscle co-activation was as low as in the HiFC group.

It is possible that either cognitive function (e.g., willingness to maximally contract when called upon) or some central inhibition could account for the difference in functional capacity in the elderly as revealed by the lower activation (i.e., greater reserve) during the maximal voluntary isometric contraction in the LoFC group. Finally, the lack of difference in many the variables measured may simply be because both groups were fully functional healthy elderly individuals, easily capable of performing all activities of daily living. Also, the variables were measured in simple, static or quasi-static conditions. More complex tasks, such as those requiring coordination or equilibrium, may reveal more clearly how elderly individuals with low and high functional capacities differ.

Funding

This work was supported by the Quebec Network for Research on Aging (RQRV) and the Fonds de la Recherche en Santé du Québec (FRQS).

Acknowledgment

The authors are particularly grateful to Robin Drolet, Carole Roy and Nicolas Sgarioto for their technical support.

References

Andersen, J.L., 2003. Muscle fiber type adaptation in the elderly human muscle. Scand. J. Med. Sci. Sports 13 (1), 40–47.

Arnold, N., Harriman, D.G., 1970. The incidence of abnormality in control human peripheral nerves studied by single axon dissection. J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry 33 (1), 55–61.

Baratta, R., et al., 1988. Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. Am. J. Sports Med. 16 (2), 113–122.

Barbat-Artigas, S., et al., 2013. Muscle quantity is not synonymous with muscle quality. J. Am. Med. Dir. Assoc. 14 (11), 852e1-7.

Barbat-Artigas, S., et al., 2014. Exploring the role of muscle mass, obesity, and age in the relationship between muscle quality and physical function. J. Am. Med. Dir. Assoc. 15 (4) (303 e13-20).

Benjamini, Y., Yekutieli, D., 2001. The control of the false discovery rate in multiple testing under dependency. Ann. Stat. 29, 1165–1188.

Bieschke, K.J., et al., 2009. Counseling psychology model training values statement addressing diversity. Couns. Psychol. 37 (5), 641–643.

Blazevich, A.J., Sharp, N.C., 2005. Understanding muscle architectural adaptation: macroand micro-level research. Cells Tissues Organs 181 (1), 1–10.

Bouchard, D.R., et al., 2007. Fat mass but not fat-free mass is related to physical capacity in well-functioning older individuals: nutrition as a determinant of successful aging (NuAge)—the Quebec Longitudinal Study. J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci. 62 (12), 1382–1388.

Brazeau, A.S., et al., 2016. Validation and reliability of two activity monitors for energy expenditure assessment. J. Sci. Med. Sport 19 (1), 46–50.

- Candow, D.G., et al., 2006. Protein supplementation before and after resistance training in older men. Eur. J. Appl. Physiol. 97 (5), 548-556
- Clark, B.C., Manini, T.M., 2008. Sarcopenia =/= dynapenia. J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci 63 (8) 829-834
- Clark, D.J., et al., 2011. Muscle performance and physical function are associated with vol-untary rate of neuromuscular activation in older adults. J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci. 66 (1), 115-121.
- Colbert, L.H., et al., 2011. Comparative validity of physical activity measures in older adults. Med. Sci. Sports Exerc. 43 (5), 867–876.
- Delmonico, M.J., et al., 2009. Longitudinal study of muscle strength, quality, and adipose tissue infiltration. Am. J. Clin. Nutr. 90 (6), 1579-1585.
- Doherty, T.J., 2003. Invited review: aging and sarcopenia. J. Appl. Physiol. 95 (4). 1717-1727
- Driss, T., et al., 2002. Force-velocity relationship on a cycle ergometer and knee-extensor strength indices. Can. J. Appl. Physiol. 27 (3), 250-262.
- Evans, W.J., 1997. Functional and metabolic consequences of sarcopenia. J. Nutr. 127 (Suppl. 5), 998S-1003S.
- Evans, W.J., Campbell, W.W., 1993. Sarcopenia and age-related changes in body composition and functional capacity. J. Nutr. 123 (Suppl. 2), 465-468.
- Falconer, K., Winter, D.A., 1985. Quantitative assessment of co-contraction at the ankle
- joint in walking. Electromyogr. Clin. Neurophysiol. 25 (2-3), 135-149. Fatouros, I.G., et al., 2006. Resistance training and detraining effects on flexibility performance in the elderly are intensity-dependent. J. Strength Cond. Res. 20 (3), 634-642.
- Gandevia, S.C., 2001. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. Physiol. Rev. 81 (4), 1725-1789,
- Gouspillou, G., et al., 2014. Increased sensitivity to mitochondrial permeability transition and myonuclear translocation of endonuclease G in atrophied muscle of physically active older humans. FASEB J. 28 (4), 1621-1633.
- Guralnik, J.M., Winograd, C.H., 1994. Physical performance measures in the assessment of older persons. Aging (Milano) 6 (5), 303–305.
- Hairi, N.N., et al., 2010. Loss of muscle strength, mass (sarcopenia), and quality (specific force) and its relationship with functional limitation and physical disability: the Concord Health and Aging in Men Project. J. Am. Geriatr. Soc. 58 (11), 2055–2062. Hortobagyi, T., DeVita, P., 2000. Muscle pre- and coactivity during downward stepping are
- associated with leg stiffness in aging. J. Electromyogr. Kinesiol. 10 (2), 117–126. Houtz, S.J., Lebow, M.J., Beyer, F.R., 1957. Effect of posture on strength of the knee flexor
- and extensor muscles. J. Appl. Physiol. 11 (3), 475–480. Hugon, M., 1973. Methodology of the Hoffmann reflex in man, in human reflexes, patho-
- physiology of motor systems, methodology of human reflexes. New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology. Kerger, Basel, pp. 277-293.
- Hyatt, R.H., et al., 1990. Association of muscle strength with functional status of elderly people. Age Ageing 19 (5), 330-336.
- Jacobs, J.M., Love, S., 1985. Qualitative and quantitative morphology of human sural nerve at different ages. Brain 108 (Pt 4), 897-924.
- Jakobi, J.M., Rice, C.L., 2002. Voluntary muscle activation varies with age and muscle group. J. Appl. Physiol. 93 (2), 457–462 (1985).
- Jesunathadas, M., et al., 2010. Recruitment and derecruitment characteristics of motor units in a hand muscle of young and old adults. J. Appl. Physiol. 108 (6), 1659-1667 (1985).
- Jimenez, J., Easton, J.K., Redford, J.B., 1970. Conduction studies of the anterior and posterior tibial nerves. Arch. Phys. Med. Rehabil. 51 (3), 164-169.
- Kamen, G., et al., 1995. Motor unit discharge behavior in older adults during maximal-ef-
- fort contractions. J. Appl. Physiol. 79 (6), 1908–1913.

 Karlsson, S., Gerdle, B., 2001. Mean frequency and signal amplitude of the surface EMG of the Quadriceps muscles increase with increasing torque-a study using the continuous wavelet transform. J. Electromyogr. Kinesiol. 11 (2), 131-140.
- Kido, A., Tanaka, N., Stein, R.B., 2004. Spinal excitation and inhibition decrease as humans age, Can. J. Physiol. Pharmacol. 82 (4), 238–248.
- Knight, C.A., Kamen, G., 2001. Adaptations in muscular activation of the knee extensor muscles with strength training in young and older adults. J. Electromyogr. Kinesiol. 11 (6), 405-412.
- Knikou, M., 2008. The H-reflex as a probe: pathways and pitfalls. J. Neurosci. Methods 171
- Koizumi, K., Kollai, M., 1981. Control of reciprocal and non-reciprocal action of vagal and sympathetic efferents: study of centrally induced reactions. J. Auton. Nerv. Syst. 3 (2-4) 483-501
- Konrad, P., 2006. The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. Noraxon Inc., USA.
- Larsen, A.H., et al., 2008. Comparison of ground reaction forces and antagonist muscle coactivation during stair walking with aging. J. Electromyogr. Kinesiol. 18 (4), 568-580.
- Lauretani, F., et al., 2006. Axonal degeneration affects muscle density in older men and
- women. Neurobiol. Aging 27 (8), 1145–1154. Lexell, J., et al., 1983. Distribution of different fiber types in human skeletal muscles: effects of aging studied in whole muscle cross sections. Muscle Nerve 6 (8), 588–595. Lexell, J., Taylor, C.C., Sjostrom, M., 1988. What is the cause of the aging atrophy? Total
- number, size and proportion of different fiber types studied in whole Vastus Lateralis muscle from 15- to 83-year-old men. J. Neurol. Sci. 84 (2-3), 275-294.
- Lieber, R.L., Friden, J., 2000. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. Muscle Nerve 23 (11), 1647-1666.

- Magladery, J.W., 1955. Some observations on spinal reflexes in man. Pflugers Arch. 261
- Manini, T.M., et al., 2007. Knee extension strength cutpoints for maintaining mobility. 1 Am Geriatr, Soc. 55 (3), 451-457.
- McNeil, C.J., et al., 2005. Motor unit number estimates in the tibialis anterior muscle of young, old, and very old men. Muscle Nerve 31 (4), 461-467.
- Merton, P.A., 1954. Interaction between muscle fibers in a twitch. J. Physiol. 124 (2), 311-324
- Mirkov, D.M., et al., 2004. Muscle strength testing: evaluation of tests of explosive force production. Eur. J. Appl. Physiol. 91 (2-3), 147-154.
- Misiaszek, J.E., et al., 1998. Movement-induced modulation of Soleus H reflexes with altered length of biarticular muscles. Brain Res. 795 (1-2), 25-36.
- Mittal, K.R., Logmani, F.H., 1987. Age-related reduction in 8th cervical ventral nerve root myelinated fiber diameters and numbers in man. J. Gerontol. 42 (1), 8-10.
- Miyatani, M., et al., 2004. The accuracy of volume estimates using ultrasound muscle thickness measurements in different muscle groups. Eur. J. Appl. Physiol. 91 (2-3), 264-272.
- Narici, M., 1999. Human skeletal muscle architecture studied in vivo by non-invasive imaging techniques: functional significance and applications. J. Electromyogr. Kinesiol. 9 (2), 97-103.
- Narici, M.V., et al., 1996. In vivo human gastrocnemius architecture with changing joint angle at rest and during graded isometric contraction. J. Physiol. 496 (Pt 1), 287-297.
- Narici, M.V., et al., 2003. Effect of aging on human muscle architecture. J. Appl. Physiol. 95 (6), 2229-2234
- Newman, A.B., et al., 2006. Strength, but not muscle mass, is associated with mortality in the health, aging and body composition study cohort. J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci. 61 (1), 72-77.
- Nigg, B.M., MacIntosh, B.R., Mester, J., 2000. Biomechanics and biology of movement. USA: Human Kinetics.
- Payne, A.M., Delbono, O., 2004. Neurogenesis of excitation-contraction uncoupling in aging skeletal muscle. Exerc. Sport 5ci. Rev. 32 (1), 36-40.
- Porter, M.M., Vandervoort, A.A., Lexell, J., 1995. Aging of human muscle: structure, function and adaptability. Scand. J. Med. Sci. Sports 5 (3), 129–142. Reeves, N.D., Narici, M.V., Maganaris, C.N., 2004. Effect of resistance training on skeletal
- muscle-specific force in elderly humans. J. Appl. Physiol. 96 (3), 885-892 (1985).
- Riggs, B.L., et al., 1981. Differential changes in bone mineral density of the appendicular and axial skeleton with aging: relationship to spinal osteoporosis. J. Clin. Invest. 67 (2), 328-335.
- Rikli, R.E., Jones, C.J., 2001. Senior fitness test manual. Champaign IL: Human Kinetics.
- Rolland, Y., et al., 2009. Difficulties with physical function associated with obesity, sarcopenia, and sarcopenic-obesity in community-dwelling elderly women: the EPIDOS (EPIDemiologie de l'OSteoporose) Study, Am. J. Clin. Nutr. 89 (6), 1895-1900.
- Roos, M.R., Rice, C.L., Vandervoort, A.A., 1997. Age-related changes in motor unit function. Muscle Nerve 20 (6), 679-690.
- Roos, M.R., et al., 1999. Quadriceps muscle strength, contractile properties, and motor unit firing rates in young and old men. Muscle Nerve 22 (8), 1094-1103.
- Rosengren, K.S., McAuley, E., Mihalko, S.L., 1998. Gait adjustments in older adults: activity
- and efficacy influences. Psychol. Aging 13 (3), 375–386.
 Rutherford, O.M., Jones, D.A., Newham, D.J., 1986. Clinical and experimental application of the percutaneous twitch superimposition technique for the study of human muscle activation. J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry 49 (11), 1288-1291.
- Scaglioni, G., et al., 2002. Plantar flexor activation capacity and H reflex in older adults: ad-
- aptations to strength training, J. Appl. Physiol. 92 (6), 2292-2302.

 Seeman, T.E., et al., 2010. Disability trends among older Americans: national health and nutrition examination surveys, 1988-1994 and 1999-2004. Am. J. Public Health 100 (1), 100-107.
- Shield, A., Zhou, S., 2004. Assessing voluntary muscle activation with the twitch interpo-lation technique. Sports Med. 34 (4), 253–267.
- Sipila, S., Suominen, H., 1994. Knee extension strength and walking speed in relation to Quadriceps muscle composition and training in elderly women. Clin. Physiol. 14 (4), 433-442
- Smith, A.E., et al., 2009, Age-related changes in short-latency motor cortex inhibition, Exp. Brain Res. 198 (4), 489-500.
- Statistics Canada, 2013. Disability in Canada: Initial Findings from the Canadian Survey on Disability. Catalogue No. 89-654 - No. 002.
- Strotmeyer, F.S., et al., 2009, Sensory and motor peripheral nerve function and lower-extremity Quadriceps strength: the health, aging and body composition study. J. Am. Geriatr. Soc. 57 (11), 2004-2010.
- Taivassalo, T., et al., 2006. Endurance training and detraining in mitochondrial myopathies due to single large-scale mtDNA deletions. Brain 129 (Pt 12), 3391-3401.
- Verbrugge, L.M., Jette, A.M., 1994. The disablement process. Soc. Sci. Med. 38 (1), 1-14. Visser, M., et al., 2000. Reexamining the sarcopenia hypothesis. Muscle mass versus mus-
- cle strength. Health, Aging, and Body Composition Study Research Group. Ann. N. Y. Acad. Sci. 904, 456-461.
- Visser, M., et al., 2005. Muscle mass, muscle strength, and muscle fat infiltration as predictors of incident mobility limitations in well-functioning older persons. J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci. 60 (3), 324-333.
- Williams, M., Stutzman, L., 1959. Strength variation through the range of joint motion. Phys. Ther. Rev. 39 (3), 145-152.

RÉFÉRENCES

- Aagaard, P., Andersen, J. L., Dyhre-Poulsen, P., Leffers, A. M., Wagner, A., Magnusson, S. P., Halkjaer-Kristensen, J. et Simonsen, E. B. (2001). A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. J Physiol 534(Pt. 2): 613-623.
- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, P. et Dyhre-Poulsen, P. (2002). Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. J Appl Physiol (1985) 93(4): 1318-1326.
- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, S. P., Bojsen-Moller, F. et Dyhre-Poulsen, P. (2000). Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension. Scand J Med Sci Sports 10(2): 58-67.
- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, S. P., Halkjaer-Kristensen, J. et Dyhre-Poulsen, P. (2000). Neural inhibition during maximal eccentric and concentric quadriceps contraction: effects of resistance training. J Appl Physiol 89(6): 2249-2257.
- Akagi, R., Takai, Y., Kato, E., Wakahara, T., Ohta, M., Kanehisa, H., Fukunaga, T. et Kawakami, Y. (2010). Development of an equation to predict muscle volume of elbow flexors for men and women with a wide range of age. Eur J Appl Physiol 108(4): 689-694.
- Albaret, J.-M. et Aubert, E. (2001). Vieillissement et psychomotricité, Ed. Solal.
- Alexander, N. B., Gross, M. M., Medell, J. L. et Hofmeyer, M. R. (2001). Effects of functional ability and training on chair-rise biomechanics in older adults. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 56(9): M538-547.
- Alley, D. E., Shardell, M. D., Peters, K. W., McLean, R. R., Dam, T. T., Kenny, A. M., Fragala, M. S., Harris, T. B., Kiel, D. P., Guralnik, J. M., Ferrucci, L., Kritchevsky, S. B., Studenski, S. A., Vassileva, M. T. et Cawthon, P. M. (2014). Grip strength cutpoints for the identification of clinically relevant weakness. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 69(5): 559-566.
- Allman, B. L. et Rice, C. L. (2002). Neuromuscular fatigue and aging: central and peripheral factors. Muscle Nerve 25(6): 785-796.

- Andersen, H., Borre, M., Jakobsen, J., Andersen, P. H. et Vilstrup, H. (1998). Decreased muscle strength in patients with alcoholic liver cirrhosis in relation to nutritional status, alcohol abstinence, liver function, and neuropathy. Hepatology 27(5): 1200-1206.
- Andersen, J. L. (2003). Muscle fibre type adaptation in the elderly human muscle. Scand J Med Sci Sports 13(1): 40-47.
- Aniansson, A., Grimby, G. et Hedberg, M. (1992). Compensatory muscle fiber hypertrophy in elderly men. J Appl Physiol (1985) 73(3): 812-816.
- Armstrong, R. A. (2014). When to use the Bonferroni correction. Ophthalmic Physiol Opt 34(5): 502-508.
- Arnold, N. et Harriman, D. G. (1970). The incidence of abnormality in control human peripheral nerves studied by single axon dissection. J Neurol Neurosurg Psychiatry 33(1): 55-61.
- Atkinson, H. H., Rosano, C., Simonsick, E. M., Williamson, J. D., Davis, C., Ambrosius, W. T., Rapp, S. R., Cesari, M., Newman, A. B., Harris, T. B., Rubin, S. M., Yaffe, K., Satterfield, S., Kritchevsky, S. B. et Health, A. B. C. s. (2007). Cognitive function, gait speed decline, and comorbidities: the health, aging and body composition study. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 62(8): 844-850.
- Balachandran, A. T., Gandia, K., Jacobs, K. A., Streiner, D. L., Eltoukhy, M. et Signorile, J. F. (2017). Power training using pneumatic machines vs. plate-loaded machines to improve muscle power in older adults. Exp Gerontol 98: 134-142.
- Baratta, R., Solomonow, M., Zhou, B. H., Letson, D., Chuinard, R. et D'Ambrosia, R. (1988). Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. Am J Sports Med 16(2): 113-122.
- Barbat-Artigas, S., Dupontgand, S., Fex, A., Karelis, A. D. et Aubertin-Leheudre, M. (2011). Relationship between dynapenia and cardiorespiratory functions in healthy postmenopausal women: novel clinical criteria. Menopause 18(4): 400-405.
- Barbat-Artigas, S., Pion, C. H., Leduc-Gaudet, J. P., Rolland, Y. et Aubertin-Leheudre, M. (2014). Exploring the role of muscle mass, obesity, and age in the relationship between muscle quality and physical function. J Am Med Dir Assoc 15(4): 303 e313-320.

- Bassey, E. J., Bendall, M. J. et Pearson, M. (1988). Muscle strength in the triceps surae and objectively measured customary walking activity in men and women over 65 years of age. Clin Sci (Lond) 74(1): 85-89.
- Bassey, E. J., Fiatarone, M. A., O'Neill, E. F., Kelly, M., Evans, W. J. et Lipsitz, L. A. (1992). Leg extensor power and functional performance in very old men and women. Clin Sci (Lond) 82(3): 321-327.
- Bauman, W. A. et Spungen, A. M. (2008). Coronary heart disease in individuals with spinal cord injury: assessment of risk factors. Spinal Cord 46(7): 466-476.
- Bean, J. F., Kiely, D. K., LaRose, S., O'Neill, E., Goldstein, R. et Frontera, W. R. (2009). Increased velocity exercise specific to task training versus the National Institute on Aging's strength training program: changes in limb power and mobility. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 64(9): 983-991.
- Bean, J. F., Latham, N. K., Holt, N., Kurlinksi, L., Ni, P., Leveille, S., Percac-Lima, S. et Jette, A. (2013). Which neuromuscular attributes are most associated with mobility among older primary care patients? Arch Phys Med Rehabil 94(12): 2381-2388.
- Behm, D. G., Whittle, J., Button, D. et Power, K. (2002). Intermuscle differences in activation. Muscle Nerve 25(2): 236-243.
- Beijersbergen, C. M. I., Granacher, U., Gabler, M., Devita, P. et Hortobagyi, T. (2017). Power Training-induced Increases in Muscle Activation during Gait in Old Adults. Med Sci Sports Exerc 49(11): 2198-2025.
- Bento, P. C., Pereira, G., Ugrinowitsch, C. et Rodacki, A. L. (2010). Peak torque and rate of torque development in elderly with and without fall history. Clin Biomech (Bristol, Avon) 25(5): 450-454.
- Bigland, B. et Lippold, O. C. (1954). Motor unit activity in the voluntary contraction of human muscle. J Physiol 125(2): 322-335.
- Bizier, C., Fawcett, G. et Gilbert, S. (2016). Les troubles de mobilité chez les Canadiens âgés de 15 ans et plus, 2012 Enquête canadienne sur l'incapacité, Statistiques Canada.
- Blain, H. et Jeandel, C. (2003). [Normal aging. Biological, functional, and relational characteristics. Epidemiologic and sociological data. Prevention of pathologic aging]. Rev Prat 53(1): 97-106.

- Blazevich, A. J., Gill, N. D. et Zhou, S. (2006). Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. J Anat 209(3): 289-310.
- Blazevich, A. J. et Sharp, N. C. (2005). Understanding muscle architectural adaptation: macro- and micro-level research. Cells Tissues Organs 181(1): 1-10.
- Blimkie, C. J., Sale, D. G. et Bar-Or, O. (1990). Voluntary strength, evoked twitch contractile properties and motor unit activation of knee extensors in obese and non-obese adolescent males. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 61(3-4): 313-318.
- Boshuizen, H. C., Stemmerik, L., Westhoff, M. H. et Hopman-Rock, M. (2005). The effects of physical therapists' guidance on improvement in a strength-training program for the frail elderly. J Aging Phys Act 13(1): 5-22.
- Bottaro, M., Machado, S. N., Nogueira, W., Scales, R. et Veloso, J. (2007). Effect of high versus low-velocity resistance training on muscular fitness and functional performance in older men. Eur J Appl Physiol 99(3): 257-264.
- Bouchard, D. R., Dionne, I. J. et Brochu, M. (2009). Sarcopenic/obesity and physical capacity in older men and women: data from the Nutrition as a Determinant of Successful Aging (NuAge)-the Quebec longitudinal Study. Obesity (Silver Spring) 17(11): 2082-2088.
- Bouchard, D. R., Heroux, M. et Janssen, I. (2011). Association between muscle mass, leg strength, and fat mass with physical function in older adults: influence of age and sex. J Aging Health 23(2): 313-328.
- Bouisset, S. et Maton, B. (1995). Muscles, posture et mouvement. Paris, Hermann.
- Boyle, M. (2004). Functional training for sports. USA, Human kinetics.
- Brazeau, A. S., Beaudoin, N., Belisle, V., Messier, V., Karelis, A. D. et Rabasa-Lhoret, R. (2016). Validation and reliability of two activity monitors for energy expenditure assessment. J Sci Med Sport 19(1): 46-50.
- Brinkworth, R. S., Tuncer, M., Tucker, K. J., Jaberzadeh, S. et Turker, K. S. (2007). Standardization of H-reflex analyses. J Neurosci Methods 162(1-2): 1-7.
- Buchner, D. M., Larson, E. B., Wagner, E. H., Koepsell, T. D. et de Lateur, B. J. (1996). Evidence for a non-linear relationship between leg strength and gait speed. Age Ageing 25(5): 386-391.
- Bunker, J. P., Frazier, H. S. et Mosteller, F. (1994). Improving health: measuring effects of medical care. Milbank Q 72(2): 225-258.

- Burke, D. et Pierrot-Deseilligny, E. (2010). Caveats when studying motor cortex excitability and the cortical control of movement using transcranial magnetic stimulation. Clin Neurophysiol 121(2): 121-123.
- Burke, R. E. (1967). Composite nature of the monosynaptic excitatory postsynaptic potential. J Neurophysiol 30(5): 1114-1137.
- Burke, R. E. (1967). Motor unit types of cat triceps surae muscle. J Physiol 193(1): 141-160.
- Burke, R. E. (1975). Motor unit properties and selective involvement in movement. Exerc Sport Sci Rev 3: 31-81.
- Busse, M. E., Wiles, C. M. et Van Deursen, R. (2005). Muscle co-activation in neurological conditions. Physical Therapy Reviews 10: 247-253.
- Cambier, J., Masson, M. et Dehen, H. (2004). Neurologie. Paris, Masson.
- Cannon, J., Kay, D., Tarpenning, K. M. et Marino, F. E. (2007). Comparative effects of resistance training on peak isometric torque, muscle hypertrophy, voluntary activation and surface EMG between young and elderly women. Clin Physiol Funct Imaging 27(2): 91-100.
- Carmeli, E., Reznick, A. Z., Coleman, R. et Carmeli, V. (2000). Muscle strength and mass of lower extremities in relation to functional abilities in elderly adults. Gerontology 46(5): 249-257.
- Carnio, S., LoVerso, F., Baraibar, M. A., Longa, E., Khan, M. M., Maffei, M., Reischl, M., Canepari, M., Loefler, S., Kern, H., Blaauw, B., Friguet, B., Bottinelli, R., Rudolf, R. et Sandri, M. (2014). Autophagy impairment in muscle induces neuromuscular junction degeneration and precocious aging. Cell Rep 8(5): 1509-1521.
- Castro, M. J., Apple, D. F., Jr., Hillegass, E. A. et Dudley, G. A. (1999). Influence of complete spinal cord injury on skeletal muscle cross-sectional area within the first 6 months of injury. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 80(4): 373-378.
- Celes, R., Bottaro, M., Cadore, E., Dullius, J., Schwartz, F. et Luzine, F. (2017). Low-Load High-Velocity Resistance Exercises Improve Strength and Functional Capacity in Diabetic Patients. Eur J Transl Myol 27(2): 6292.
- Cesari, M., Kritchevsky, S. B., Penninx, B. W., Nicklas, B. J., Simonsick, E. M., Newman, A. B., Tylavsky, F. A., Brach, J. S., Satterfield, S., Bauer, D. C., Visser, M., Rubin, S. M., Harris, T. B. et Pahor, M. (2005). Prognostic value of usual gait

- speed in well-functioning older people--results from the Health, Aging and Body Composition Study. J Am Geriatr Soc 53(10): 1675-1680.
- Chae, J., Yang, G., Park, B. K. et Labatia, I. (2002). Muscle weakness and cocontraction in upper limb hemiparesis: relationship to motor impairment and physical disability. Neurorehabil Neural Repair 16(3): 241-248.
- Chandler, J. M., Duncan, P. W., Kochersberger, G. et Studenski, S. (1998). Is lower extremity strength gain associated with improvement in physical performance and disability in frail, community-dwelling elders? Arch Phys Med Rehabil 79(1): 24-30.
- Chang, C. W. et Lien, I. N. (1991). Estimate of motor conduction in human spinal cord: slowed conduction in spinal cord injury. Muscle Nerve 14(10): 990-996.
- Chin A Paw, M. J. M., van Poppel, M. N. M. et van Mechelen, W. (2006). Effects of resistance training and functional-skills training on habitual activity and constipation among older adults living in long-term care facilities: a randomized controlled trial. BMC Geriatr: 6-9.
- Chokroverty, S., Reyes, M. G., Rubino, F. A. et Barron, K. D. (1976). Hemiplegic amyotrophy. Muscle and motor point biopsy study. Arch Neurol 33(2): 104-110.
- Clark, B. C., Fernhall, B. et Ploutz-Snyder, L. L. (2006). Adaptations in human neuromuscular function following prolonged unweighting: I. Skeletal muscle contractile properties and applied ischemia efficacy. J Appl Physiol 101(1): 256-263.
- Clark, B. C. et Manini, T. M. (2008). Sarcopenia =/= dynapenia. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 63(8): 829-834.
- Clemson, L., Fiatarone Singh, M. A., Bundy, A., Cumming, R. G., Manollaras, K., O'Loughlin, P. et Black, D. (2012). Integration of balance and strength training into daily life activity to reduce rate of falls in older people (the LiFE study): randomised parallel trial. BMJ 345: e4547.
- Coggan, A. R., Spina, R. J., King, D. S., Rogers, M. A., Brown, M., Nemeth, P. M. et Holloszy, J. O. (1992). Histochemical and enzymatic comparison of the gastrocnemius muscle of young and elderly men and women. J Gerontol 47(3): B71-76.
- Cohen, B. et Rushton, N. (1995). Accuracy of DEXA measurement of bone mineral density after total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Br 77(3): 479-483.

- Colbert, L. H., Matthews, C. E., Havighurst, T. C., Kim, K. et Schoeller, D. A. (2011). Comparative validity of physical activity measures in older adults. Med Sci Sports Exerc 43(5): 867-876.
- Cormie, P., McGuigan, M. R. et Newton, R. U. (2011). Developing maximal neuromuscular power: Part 1--biological basis of maximal power production. Sports Med 41(1): 17-38.
- Correa, C. S., LaRoche, D. P., Cadore, E. L., Reischak-Oliveira, A., Bottaro, M., Kruel, L. F., Tartaruga, M. P., Radaelli, R., Wilhelm, E. N., Lacerda, F. C., Gaya, A. R. et Pinto, R. S. (2012). 3 Different types of strength training in older women. Int J Sports Med 33(12): 962-969.
- Cress, M. E., Conley, K. E., Balding, S. L., Hansen-Smith, F. et Konczak, J. (1996). Functional training: muscle structure, function, and performance in older women. J Orthop Sports Phys Ther 24(1): 4-10.
- Cuoco, A., Callahan, D. M., Sayers, S., Frontera, W. R., Bean, J. et Fielding, R. A. (2004). Impact of muscle power and force on gait speed in disabled older men and women. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 59(11): 1200-1206.
- Damush, T. M. et Damush, J. G., Jr. (1999). The effects of strength training on strength and health-related quality of life in older adult women. Gerontologist 39(6): 705-710.
- Day, B. L., Marsden, C. D., Obeso, J. A. et Rothwell, J. C. (1984). Reciprocal inhibition between the muscles of the human forearm. J Physiol 349: 519-534.
- de Vos, N. J., Singh, N. A., Ross, D. A., Stavrinos, T. M., Orr, R. et Fiatarone Singh, M. A. (2005). Optimal load for increasing muscle power during explosive resistance training in older adults. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 60(5): 638-647.
- Decady, Y. et Greenberg, L. (2014). Quatre-vingt-dix ans de changements dans l'espérance de vie. Coup d'oeil sur la santé, Statistique Canada.
- Delmonico, M. J., Harris, T. B., Visser, M., Park, S. W., Conroy, M. B., Velasquez-Mieyer, P., Boudreau, R., Manini, T. M., Nevitt, M., Newman, A. B. et Goodpaster, B. H. (2009). Longitudinal study of muscle strength, quality, and adipose tissue infiltration. Am J Clin Nutr 90(6): 1579-1585.
- Dobek, J. C., White, K. N. et Gunter, K. B. (2007). The effect of a novel ADL-based training program on performance of activities of daily living and physical fitness. J Aging Phys Act 15(1): 13-25.

- Doherty, T. J. (2003). Invited review: Aging and sarcopenia. J Appl Physiol 95(4): 1717-1727.
- Donoghue, O. A., Horgan, N. F., Savva, G. M., Cronin, H., O'Regan, C. et Kenny, R. A. (2012). Association between timed up-and-go and memory, executive function, and processing speed. J Am Geriatr Soc 60(9): 1681-1686.
- Drey, M., Zech, A., Freiberger, E., Bertsch, T., Uter, W., Sieber, C. C., Pfeifer, K. et Bauer, J. M. (2012). Effects of strength training versus power training on physical performance in prefrail community-dwelling older adults. Gerontology 58(3): 197-204.
- Duclay, J. et Martin, A. (2005). Evoked H-reflex and V-wave responses during maximal isometric, concentric, and eccentric muscle contraction. J Neurophysiol 94(5): 3555-3562.
- Earles, D. R., Judge, J. O. et Gunnarsson, O. T. (2001). Velocity training induces power-specific adaptations in highly functioning older adults. Arch Phys Med Rehabil 82(7): 872-878.
- Edgerton, V. R., Apor, P. et Roy, R. R. (1990). Specific tension of human elbow flexor muscles. Acta Physiol Hung 75(3): 205-216.
- Eisen, A., Hoirch, M., White, J. et Calne, D. (1984). Sensory group Ia proximal conduction velocity. Muscle Nerve 7(8): 636-641.
- Enoka, R. M. et Duchateau, J. (2017). Rate Coding and the Control of Muscle Force. Cold Spring Harb Perspect Med 7(10).
- Eriksrud, O. et Bohannon, R. W. (2003). Relationship of knee extension force to independence in sit-to-stand performance in patients receiving acute rehabilitation. Phys Ther 83(6): 544-551.
- Erim, Z., Beg, M. F., Burke, D. T. et de Luca, C. J. (1999). Effects of aging on motor-unit control properties. J Neurophysiol 82(5): 2081-2091.
- Evans, W. J. (1997). Functional and metabolic consequences of sarcopenia. J Nutr 127(5 Suppl): 998S-1003S.
- Evans, W. J. et Campbell, W. W. (1993). Sarcopenia and age-related changes in body composition and functional capacity. J Nutr 123(2 Suppl): 465-468.
- Falconer, K. et Winter, D. A. (1985). Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint in walking. Electromyogr Clin Neurophysiol 25(2-3): 135-149.

- Ferri, A., Scaglioni, G., Pousson, M., Capodaglio, P., Van Hoecke, J. et Narici, M. V. (2003). Strength and power changes of the human plantar flexors and knee extensors in response to resistance training in old age. Acta Physiol Scand 177(1): 69-78.
- Ferrucci, L., Guralnik, J. M., Buchner, D., Kasper, J., Lamb, S. E., Simonsick, E. M., Corti, M. C., Bandeen-Roche, K. et Fried, L. P. (1997). Departures from linearity in the relationship between measures of muscular strength and physical performance of the lower extremities: the Women's Health and Aging Study. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 52(5): M275-285.
- Fiatarone, M. A., Marks, E. C., Ryan, N. D., Meredith, C. N., Lipsitz, L. A. et Evans, W. J. (1990). High-intensity strength training in nonagenarians. Effects on skeletal muscle. JAMA 263(22): 3029-3034.
- Foldvari, M., Clark, M., Laviolette, L. C., Bernstein, M. A., Kaliton, D., Castaneda, C., Pu, C. T., Hausdorff, J. M., Fielding, R. A. et Singh, M. A. (2000). Association of muscle power with functional status in community-dwelling elderly women. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 55(4): M192-199.
- Franchi, M. V., Atherton, P. J., Reeves, N. D., Fluck, M., Williams, J., Mitchell, W. K., Selby, A., Beltran Valls, R. M. et Narici, M. V. (2014). Architectural, functional and molecular responses to concentric and eccentric loading in human skeletal muscle. Acta Physiol (Oxf) 210(3): 642-654.
- Frontera, W. R., Hughes, V. A., Fielding, R. A., Fiatarone, M. A., Evans, W. J. et Roubenoff, R. (2000). Aging of skeletal muscle: a 12-yr longitudinal study. J Appl Physiol 88(4): 1321-1326.
- Frontera, W. R., Hughes, V. A., Lutz, K. J. et Evans, W. J. (1991). A cross-sectional study of muscle strength and mass in 45- to 78-yr-old men and women. J Appl Physiol (1985) 71(2): 644-650.
- Frontera, W. R., Meredith, C. N., O'Reilly, K. P., Knuttgen, H. G. et Evans, W. J. (1988). Strength conditioning in older men: skeletal muscle hypertrophy and improved function. J Appl Physiol 64(3): 1038-1044.
- Fuller, N. J., Laskey, M. A. et Elia, M. (1992). Assessment of the composition of major body regions by dual-energy X-ray absorptiometry (DEXA), with special reference to limb muscle mass. Clin Physiol 12(3): 253-266.

- Galvao, D. A. et Taaffe, D. R. (2005). Resistance exercise dosage in older adults: single- versus multiset effects on physical performance and body composition. J Am Geriatr Soc 53(12): 2090-2097.
 - Gandevia, S. C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. Physiol Rev 81(4): 1725-1789.
 - Gandevia, S. C. et McCloskey, D. I. (1977). Changes in motor commands, as shown by changes in perceived heaviness, during partial curarization and peripheral anaesthesia in man. J Physiol 272(3): 673-689.
 - Gerstner, G. R., Thompson, B. J., Rosenberg, J. G., Sobolewski, E. J., Scharville, M. J. et Ryan, E. D. (2017). Neural and Muscular Contributions to the Age-Related Reductions in Rapid Strength. Med Sci Sports Exerc 49(7): 1331-1339.
 - Gillies, E., Aitchison, T., MacDonalds, J. et Grant, S. (1999). Outcomes of a 12-week functional exercise programme for institutionalised elderly people. Physiotherapy(85): 349-357.
 - Gine-Garriga, M., Guerra, M., Pages, E., Manini, T. M., Jimenez, R. et Unnithan, V. B. (2010). The effect of functional circuit training on physical frailty in frail older adults: a randomized controlled trial. J Aging Phys Act 18(4): 401-424.
 - Glenn, J. M., Gray, M., Jensen, A., Stone, M. S. et Vincenzo, J. L. (2016). Acute citrulline-malate supplementation improves maximal strength and anaerobic power in female, masters athletes tennis players. Eur J Sport Sci 16(8): 1095-1103.
 - Goes, S. M., Stefanello, J. M., Homann, D., Lodovico, A., Hubley-Kozey, C. L. et Rodacki, A. L. (2016). Torque and Muscle Activation Impairment Along With Insulin Resistance Are Associated With Falls in Women With Fibromyalgia. J Strength Cond Res 30(11): 3155-3164.
 - Goldspink, D. F., Holmes, D. et Pennington, R. J. (1971). Studies on proteolytic activity in commercial myoglobin preparations. Biochem J 125(3): 865-868.
 - Goldspink, G. (1968). Sarcomere length during post-natal growth of mammalian muscle fibres. J Cell Sci 3(4): 539-548.
 - Goodpaster, B. H., Chomentowski, P., Ward, B. K., Rossi, A., Glynn, N. W., Delmonico, M. J., Kritchevsky, S. B., Pahor, M. et Newman, A. B. (2008). Effects of physical activity on strength and skeletal muscle fat infiltration in older adults: a randomized controlled trial. J Appl Physiol 105(5): 1498-1503.

- Goodpaster, B. H., Park, S. W., Harris, T. B., Kritchevsky, S. B., Nevitt, M., Schwartz, A. V., Simonsick, E. M., Tylavsky, F. A., Visser, M. et Newman, A. B. (2006). The loss of skeletal muscle strength, mass, and quality in older adults: the health, aging and body composition study. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 61(10): 1059-1064.
- Gordon, J. et Ghez, C. (1984). EMG patterns in antagonist muscles during isometric contraction in man: relations to response dynamics. Exp Brain Res 55(1): 167-171.
- Gosker, H. R., Zeegers, M. P., Wouters, E. F. et Schols, A. M. (2007). Muscle fibre type shifting in the vastus lateralis of patients with COPD is associated with disease severity: a systematic review and meta-analysis. Thorax 62(11): 944-949.
- Gouspillou, G., Sgarioto, N., Norris, B., Barbat-Artigas, S., Aubertin-Leheudre, M., Morais, J. A., Burelle, Y., Taivassalo, T. et Hepple, R. T. (2014). The relationship between muscle fiber type-specific PGC-1alpha content and mitochondrial content varies between rodent models and humans. PLoS One 9(8): e103044.
- Gouvernement du Canada. (2012). "Le système des soins de santé du Canada." from https://www.canada.ca/fr/sante-canada/services/systeme-soins-sante/rapports-publications/regime-soins-sante/canada.html#a14.
- Gowland, C., deBruin, H., Basmajian, J. V., Plews, N. et Burcea, I. (1992). Agonist and antagonist activity during voluntary upper-limb movement in patients with stroke. Phys Ther 72(9): 624-633.
- Gray, M., Powers, M., Boyd, L. et Garver, K. (2018). Longitudinal comparison of low- and high-velocity resistance training in relation to body composition and functional fitness of older adults. Aging Clin Exp Res.
- Gruber, M., Taube, W., Gollhofer, A., Beck, S., Amtage, F. et Schubert, M. (2007). Training-specific adaptations of H- and stretch reflexes in human soleus muscle. J Mot Behav 39(1): 68-78.
- Gschwind, Y. J., Kressig, R. W., Lacroix, A., Muehlbauer, T., Pfenninger, B. et Granacher, U. (2013). A best practice fall prevention exercise program to improve balance, strength / power, and psychosocial health in older adults: study protocol for a randomized controlled trial. BMC Geriatr 13: 105.
- Guralnik, J. M. et Winograd, C. H. (1994). Physical performance measures in the assessment of older persons. Aging (Milano) 6(5): 303-305.

- Hachisuka, K., Umezu, Y. et Ogata, H. (1997). Disuse muscle atrophy of lower limbs in hemiplegic patients. Arch Phys Med Rehabil 78(1): 13-18.
- Hakkinen, K., Alen, M., Kallinen, M., Newton, R. U. et Kraemer, W. J. (2000). Neuromuscular adaptation during prolonged strength training, detraining and restrength-training in middle-aged and elderly people. Eur J Appl Physiol 83(1): 51-62.
- Hakkinen, K. et Komi, P. V. (1986). Training-induced changes in neuromuscular performance under voluntary and reflex conditions. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 55(2): 147-155.
- Hakkinen, K., Komi, P. V. et Alen, M. (1985). Effect of explosive type strength training on isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of leg extensor muscles. Acta Physiol Scand 125(4): 587-600.
- Hakkinen, K., Kraemer, W. J., Newton, R. U. et Alen, M. (2001). Changes in electromyographic activity, muscle fibre and force production characteristics during heavy resistance/power strength training in middle-aged and older men and women. Acta Physiol Scand 171(1): 51-62.
- Hammond, M. C., Fitts, S. S., Kraft, G. H., Nutter, P. B., Trotter, M. J. et Robinson, L. M. (1988). Co-contraction in the hemiparetic forearm: quantitative EMG evaluation. Arch Phys Med Rehabil 69(5): 348-351.
- Harper, C. M. et Lyles, Y. M. (1988). Physiology and complications of bed rest. J Am Geriatr Soc 36(11): 1047-1054.
- Harridge, S. D., Kryger, A. et Stensgaard, A. (1999). Knee extensor strength, activation, and size in very elderly people following strength training. Muscle Nerve 22(7): 831-839.
- Hawley, J. A. (2008). Specificity of training adaptation: time for a rethink? J Physiol 586(1): 1-2.
- Hayflick, L. (1968). Human cells and aging. Sci Am 218(3): 32-37.
- Hazell, T., Kenno, K. et Jakobi, J. (2007). Functional benefit of power training for older adults. J Aging Phys Act 15(3): 349-359.
- Helbostad, J. L., Sletvold, O. et Moe-Nilssen, R. (2004). Effects of home exercises and group training on functional abilities in home-dwelling older persons with mobility and balance problems. A randomized study. Aging Clin Exp Res 16(2): 113-121.

- Henneman, E. (1957). Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. Science 126(3287): 1345-1347.
- Henneman, E., Somjen, G. et Carpenter, D. O. (1965). Excitability and inhibitability of motoneurons of different sizes. J Neurophysiol 28(3): 599-620.
- Henneman, E., Somjen, G. et Carpenter, D. O. (1965). Functional Significance of Cell Size in Spinal Motoneurons. J Neurophysiol 28: 560-580.
- Henwood, T. R., Riek, S. et Taaffe, D. R. (2008). Strength versus muscle power-specific resistance training in community-dwelling older adults. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 63(1): 83-91.
- Henwood, T. R. et Taaffe, D. R. (2005). Improved physical performance in older adults undertaking a short-term programme of high-velocity resistance training. Gerontology 51(2): 108-115.
- Herzog, W., Abrahamse, S. K. et ter Keurs, H. E. (1990). Theoretical determination of force-length relations of intact human skeletal muscles using the cross-bridge model. Pflugers Arch 416(1-2): 113-119.
- Hoffmann, P. (1922). Utersuchung über die Eigenreflexe (Sehnenreflexe) menschlicher Muskeln. Berlin, Springer.
- Hoogendam, Y. Y., van der Lijn, F., Vernooij, M. W., Hofman, A., Niessen, W. J., van der Lugt, A., Ikram, M. A. et van der Geest, J. N. (2014). Older age relates to worsening of fine motor skills: a population-based study of middle-aged and elderly persons. Front Aging Neurosci 6: 259.
- Hopkinson, N. S., Tennant, R. C., Dayer, M. J., Swallow, E. B., Hansel, T. T., Moxham, J. et Polkey, M. I. (2007). A prospective study of decline in fat free mass and skeletal muscle strength in chronic obstructive pulmonary disease. Respir Res 8: 25.
- Hortobagyi, T., Barrier, J., Beard, D., Braspennincx, J., Koens, P., Devita, P., Dempsey, L. et Lambert, J. (1996). Greater initial adaptations to submaximal muscle lengthening than maximal shortening. J Appl Physiol 81(4): 1677-1682.
- Hortobagyi, T. et DeVita, P. (2000). Muscle pre- and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. J Electromyogr Kinesiol 10(2): 117-126.
- Hortobagyi, T., Zheng, D., Weidner, M., Lambert, N. J., Westbrook, S. et Houmard, J. A. (1995). The influence of aging on muscle strength and muscle fiber

- characteristics with special reference to eccentric strength. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 50(6): B399-406.
- Hruda, K. V., Hicks, A. L. et McCartney, N. (2003). Training for muscle power in older adults: effects on functional abilities. Can J Appl Physiol 28(2): 178-189.
- Hughes, V. A., Frontera, W. R., Roubenoff, R., Evans, W. J. et Singh, M. A. (2002). Longitudinal changes in body composition in older men and women: role of body weight change and physical activity. Am J Clin Nutr 76(2): 473-481.
- Hughes, V. A., Frontera, W. R., Wood, M., Evans, W. J., Dallal, G. E., Roubenoff, R. et Fiatarone Singh, M. A. (2001). Longitudinal muscle strength changes in older adults: influence of muscle mass, physical activity, and health. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 56(5): B209-217.
- Hugon, M. (1973). Methodology of the Hoffmann reflex in man. Human reflexes, Pathophysiology of Motor Systems, Methodology of Human Reflexes. New developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology, Kerger: Basel. Vol. 3: 277-293.
- Hunter, G. R., McCarthy, J. P. et Bamman, M. M. (2004). Effects of resistance training on older adults. Sports Med 34(5): 329-348.
- Hyatt, R. H., Whitelaw, M. N., Bhat, A., Scott, S. et Maxwell, J. D. (1990). Association of muscle strength with functional status of elderly people. Age Ageing 19(5): 330-336.
- Ikeda, A. J., Abel, M. F., Granata, K. P. et Damiano, D. L. (1998). Quantification of cocontraction in spastic cerebral palsy. Electromyogr Clin Neurophysiol 38(8): 497-504.
- Institut canadien d'information sur la santé (2013). Tendances des dépenses nationales de santé, 1975 à 2013. Ottawa.
- Ishizaki, T., Yoshida, H., Suzuki, T., Watanabe, S., Niino, N., Ihara, K., Kim, H., Fujiwara, Y., Shinkai, S. et Imanaka, Y. (2006). Effects of cognitive function on functional decline among community-dwelling non-disabled older Japanese. Arch Gerontol Geriatr 42(1): 47-58.
- Izquierdo, M., Aguado, X., Gonzalez, R., Lopez, J. L. et Hakkinen, K. (1999). Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 79(3): 260-267.

- Jackson, A. S., Janssen, I., Sui, X., Church, T. S. et Blair, S. N. (2012). Longitudinal changes in body composition associated with healthy ageing: men, aged 20-96 years. Br J Nutr 107(7): 1085-1091.
- Jackson, J. H. (1932). Selected writings of John Hughlings Jackson. London, J. Taylor.
- Jacobs, J. M. et Love, S. (1985). Qualitative and quantitative morphology of human sural nerve at different ages. Brain 108 (Pt 4): 897-924.
- Jakobi, J. M. et Rice, C. L. (2002). Voluntary muscle activation varies with age and muscle group. J Appl Physiol (1985) 93(2): 457-462.
- Jakobsson, F., Borg, K., Edstrom, L. et Grimby, L. (1988). Use of motor units in relation to muscle fiber type and size in man. Muscle Nerve 11(12): 1211-1218.
- Jakobsson, F., Edstrom, L., Grimby, L. et Thornell, L. E. (1991). Disuse of anterior tibial muscle during locomotion and increased proportion of type II fibres in hemiplegia. J Neurol Sci 105(1): 49-56.
- Janssen, I., Heymsfield, S. B. et Ross, R. (2002). Low relative skeletal muscle mass (sarcopenia) in older persons is associated with functional impairment and physical disability. J Am Geriatr Soc 50(5): 889-896.
- Janssen, I., Heymsfield, S. B., Wang, Z. M. et Ross, R. (2000). Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18-88 yr. J Appl Physiol (1985) 89(1): 81-88.
- Jeandel, C. (2005). Les différents parcours du vieillissement. Les Tribunes de la santé 7(2): 25-35.
- Jesunathadas, M., Marmon, A. R., Gibb, J. M. et Enoka, R. M. (2010). Recruitment and derecruitment characteristics of motor units in a hand muscle of young and old adults. J Appl Physiol (1985) 108(6): 1659-1667.
- Jimenez, J., Easton, J. K. et Redford, J. B. (1970). Conduction studies of the anterior and posterior tibial nerves. Arch Phys Med Rehabil 51(3): 164-169.
- Jobin, J., Maltais, F., Doyon, J. F., LeBlanc, P., Simard, P. M., Simard, A. A. et Simard, C. (1998). Chronic obstructive pulmonary disease: capillarity and fibertype characteristics of skeletal muscle. J Cardiopulm Rehabil 18(6): 432-437.
- Jones, D. A., Rutherford, O. M. et Parker, D. F. (1989). Physiological changes in skeletal muscle as a result of strength training. Q J Exp Physiol 74(3): 233-256.

- Jyrkka, J., Enlund, H., Korhonen, M. J., Sulkava, R. et Hartikainen, S. (2009). Polypharmacy status as an indicator of mortality in an elderly population. Drugs Aging 26(12): 1039-1048.
- Kallman, D. A., Plato, C. C. et Tobin, J. D. (1990). The role of muscle loss in the agerelated decline of grip strength: cross-sectional and longitudinal perspectives. J Gerontol 45(3): M82-88.
- Kamen, G., Sison, S. V., Du, C. C. et Patten, C. (1995). Motor unit discharge behavior in older adults during maximal-effort contractions. J Appl Physiol 79(6): 1908-1913.
- Kanda, K. et Hashizume, K. (1989). Changes in properties of the medial gastrocnemius motor units in aging rats. J Neurophysiol 61(4): 737-746.
- Kandel, E. R., Schwartz, J. H. et Jessell, T. M. (1991). Principles of neural science, 3rd ed., Appleton & Lange.
- Kanehisa, H., Kondo, M., Ikegawa, S. et Fukunaga, T. (1997). Characteristics of body composition and muscle strength in college Sumo wrestlers. Int J Sports Med 18(7): 510-515.
- Karlsson, S. et Gerdle, B. (2001). Mean frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque--a study using the continuous wavelet transform. J Electromyogr Kinesiol 11(2): 131-140.
- Katz, R., Penicaud, A. et Rossi, A. (1991). Reciprocal Ia inhibition between elbow flexors and extensors in the human. J Physiol 437: 269-286.
- Katzman, R. et Terry, R. D. (1983). The neurology of aging. USA, Philadelphia F.A. Davis.
- Kawamura, Y., O'Brien, P., Okazaki, H. et Dyck, P. J. (1977). Lumbar motoneurons of man II: the number and diameter distribution of large- and intermediate-diameter cytons in "motoneuron columns" of spinal cord of man. J Neuropathol Exp Neurol 36(5): 861-870.
- Kellis, E. et Baltzopoulos, V. (1997). The effects of antagonist moment on the resultant knee joint moment during isokinetic testing of the knee extensors. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 76(3): 253-259.
- Keysor, J. J. (2003). Does late-life physical activity or exercise prevent or minimize disablement? A critical review of the scientific evidence. Am J Prev Med 25(3 Suppl 2): 129-136.

- Keysor, J. J. et Jette, A. M. (2001). Have we oversold the benefit of late-life exercise? J Gerontol A Biol Sci Med Sci 56(7): M412-423.
- Kido, A., Tanaka, N. et Stein, R. B. (2004). Spinal excitation and inhibition decrease as humans age. Can J Physiol Pharmacol 82(4): 238-248.
- Klass, M., Baudry, S. et Duchateau, J. (2007). Voluntary activation during maximal contraction with advancing age: a brief review. Eur J Appl Physiol 100(5): 543-551.
- Klitgaard, H., Zhou, M., Schiaffino, S., Betto, R., Salviati, G. et Saltin, B. (1990). Ageing alters the myosin heavy chain composition of single fibres from human skeletal muscle. Acta Physiol Scand 140(1): 55-62.
- Knight, C. A. et Kamen, G. (2001). Adaptations in muscular activation of the knee extensor muscles with strength training in young and older adults. J Electromyogr Kinesiol 11(6): 405-412.
- Knikou, M. (2008). The H-reflex as a probe: pathways and pitfalls. J Neurosci Methods 171(1): 1-12.
- Koh, T. J. et Herzog, W. (1998). Excursion is important in regulating sarcomere number in the growing rabbit tibialis anterior. J Physiol 508 (Pt 1): 267-280.
- Koizumi, K. et Kollai, M. (1981). Control of reciprocal and non-reciprocal action of vagal and sympathetic efferents: study of centrally induced reactions. J Auton Nerv Syst 3(2-4): 483-501.
- Krebs, D. E., Scarborough, D. M. et McGibbon, C. A. (2007). Functional vs. strength training in disabled elderly outpatients. Am J Phys Med Rehabil 86(2): 93-103.
- Kryger, A. I. et Andersen, J. L. (2007). Resistance training in the oldest old: consequences for muscle strength, fiber types, fiber size, and MHC isoforms. Scand J Med Sci Sports 17(4): 422-430.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Azuma, K., Ishizu, M., Kuno, S. Y., Okada, M. et Fukunaga, T. (2003). Muscle architectural characteristics in young and elderly men and women. Int J Sports Med 24(2): 125-130.
- Kulmala, J. P., Korhonen, M. T., Kuitunen, S., Suominen, H., Heinonen, A., Mikkola, A. et Avela, J. (2014). Which muscles compromise human locomotor performance with age? J R Soc Interface 11(100): 20140858.

- Kuypers, H. G. J. M. (1981). Anatomy of the desceding pathway. In V.B. Brooks, Handbook of physiology, Section 1: The nervous system, Vol. II, Motor control. Bethesda, American Physiological Society.
- Lamontagne, A., Richards, C. L. et Malouin, F. (2000). Coactivation during gait as an adaptive behavior after stroke. J Electromyogr Kinesiol 10(6): 407-415.
- Landin, S., Hagenfeldt, L., Saltin, B. et Wahren, J. (1977). Muscle metabolism during exercise in hemiparetic patients. Clin Sci Mol Med 53(3): 257-269.
- Larsen, A. H., Puggaard, L., Hamalainen, U. et Aagaard, P. (2008). Comparison of ground reaction forces and antagonist muscle coactivation during stair walking with ageing. J Electromyogr Kinesiol 18(4): 568-580.
- Larsson, L., Grimby, G. et Karlsson, J. (1979). Muscle strength and speed of movement in relation to age and muscle morphology. J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol 46(3): 451-456.
- Latham, N., Anderson, C., Bennett, D. et Stretton, C. (2003). Progressive resistance strength training for physical disability in older people. Cochrane Database Syst Rev(2): CD002759.
- Lauretani, F., Bandinelli, S., Bartali, B., Di Iorio, A., Giacomini, V., Corsi, A. M., Guralnik, J. M. et Ferrucci, L. (2006). Axonal degeneration affects muscle density in older men and women. Neurobiol Aging 27(8): 1145-1154.
- Lauretani, F., Russo, C. R., Bandinelli, S., Bartali, B., Cavazzini, C., Di Iorio, A., Corsi, A. M., Rantanen, T., Guralnik, J. M. et Ferrucci, L. (2003). Age-associated changes in skeletal muscles and their effect on mobility: an operational diagnosis of sarcopenia. J Appl Physiol (1985) 95(5): 1851-1860.
- Leidy, N. K. (1994). Functional status and the forward progress of merry-go-rounds: toward a coherent analytical framework. Nurs Res 43(4): 196-202.
- Lexell, J., Henriksson-Larsen, K. et Sjostrom, M. (1983). Distribution of different fibre types in human skeletal muscles. 2. A study of cross-sections of whole m. vastus lateralis. Acta Physiol Scand 117(1): 115-122.
- Lexell, J., Henriksson-Larsen, K., Winblad, B. et Sjostrom, M. (1983). Distribution of different fiber types in human skeletal muscles: effects of aging studied in whole muscle cross sections. Muscle Nerve 6(8): 588-595.
- Lexell, J., Taylor, C. C. et Sjostrom, M. (1988). What is the cause of the ageing atrophy? Total number, size and proportion of different fiber types studied in

- whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year-old men. J Neurol Sci 84(2-3): 275-294.
- Li, R., Xia, J., Zhang, X. I., Gathirua-Mwangi, W. G., Guo, J., Li, Y., McKenzie, S. et Song, Y. (2018). Associations of Muscle Mass and Strength with All-Cause Mortality among US Older Adults. Med Sci Sports Exerc 50(3): 458-467.
- Lieber, R. L. et Friden, J. (2000). Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. Muscle Nerve 23(11): 1647-1666.
- Littbrand, H., Lundin-Olsson, L., Gustafson, Y. et Rosendahl, E. (2009). The effect of a high-intensity functional exercise program on activities of daily living: a randomized controlled trial in residential care facilities. J Am Geriatr Soc 57(10): 1741-1749.
- Liu, C. J. et Latham, N. (2011). Can progressive resistance strength training reduce physical disability in older adults? A meta-analysis study. Disabil Rehabil 33(2): 87-97.
- Luff, A. R. (1998). Age-associated changes in the innervation of muscle fibers and changes in the mechanical properties of motor units. Ann N Y Acad Sci 854: 92-101.
- Lutzler, P., Khoulalene, M., Bekov, K., Lapalus, N., Carlier, V. et Hutzler, P. (2005). Les mécanismes du vieillissement. Phytothérapie 3: 53-56.
- Lutzler, P., Khoulalene, M., Bekov, K., Lapalus, N., Carlier, V. et Hutzler, P. (2005). Les mécanismes du vieillissement. Physiothérapie Numéro 2: 23-56.
- Lynn, R. et Morgan, D. L. (1994). Decline running produces more sarcomeres in rat vastus intermedius muscle fibers than does incline running. J Appl Physiol (1985) 77(3): 1439-1444.
- Madhavan, S. et Shields, R. K. (2005). Influence of age on dynamic position sense: evidence using a sequential movement task. Exp Brain Res 164(1): 18-28.
- Maffiuletti, N. A., Aagaard, P., Blazevich, A. J., Folland, J., Tillin, N. et Duchateau, J. (2016). Rate of force development: physiological and methodological considerations. Eur J Appl Physiol 116(6): 1091-1116.
- Magladery, J. W. (1955). Some observations on spinal reflexes in man. Pflugers Arch 261(4): 302-321.
- Magladery, J. W. et Mc, D. D., Jr. (1950). Electrophysiological studies of nerve and reflex activity in normal man. I. Identification of certain reflexes in the

- electromyogram and the conduction velocity of peripheral nerve fibers. Bull Johns Hopkins Hosp 86(5): 265-290.
- Manini, T., Marko, M., VanArnam, T., Cook, S., Fernhall, B., Burke, J. et Ploutz-Snyder, L. (2007). Efficacy of resistance and task-specific exercise in older adults who modify tasks of everyday life. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 62(6): 616-623.
- Manini, T. M., Visser, M., Won-Park, S., Patel, K. V., Strotmeyer, E. S., Chen, H., Goodpaster, B., De Rekeneire, N., Newman, A. B., Simonsick, E. M., Kritchevsky, S. B., Ryder, K., Schwartz, A. V. et Harris, T. B. (2007). Knee extension strength cutpoints for maintaining mobility. J Am Geriatr Soc 55(3): 451-457.
- Manzur, A. Y., Kuntzer, T., Pike, M. et Swan, A. (2008). Glucocorticoid corticosteroids for Duchenne muscular dystrophy. Cochrane Database Syst Rev(1): CD003725.
- Martinelli, A. R., Mantovani, A. M., Nozabieli, A. J., Ferreira, D. M., Barela, J. A., Camargo, M. R. et Fregonesi, C. E. (2013). Muscle strength and ankle mobility for the gait parameters in diabetic neuropathies. Foot (Edinb) 23(1): 17-21.
- Mau-Moeller, A., Behrens, M., Finze, S., Bruhn, S., Bader, R. et Mittelmeier, W. (2014). The effect of continuous passive motion and sling exercise training on clinical and functional outcomes following total knee arthroplasty: a randomized active-controlled clinical study. Health Qual Life Outcomes 12: 68.
- Mau-Moeller, A., Behrens, M., Lindner, T., Bader, R. et Bruhn, S. (2013). Agerelated changes in neuromuscular function of the quadriceps muscle in physically active adults. J Electromyogr Kinesiol 23(3): 640-648.
- Maughan, R. J., Watson, J. S. et Weir, J. (1983). Strength and cross-sectional area of human skeletal muscle. J Physiol 338: 37-49.
- Mayer, N. H. et Esquenazi, A. (2003). Muscle overactivity and movement dysfunction in the upper motoneuron syndrome. Phys Med Rehabil Clin N Am 14(4): 855-883, vii-viii.
- McCartney, N., Hicks, A. L., Martin, J. et Webber, C. E. (1996). A longitudinal trial of weight training in the elderly: continued improvements in year 2. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 51(6): B425-433.
- McLean, R. R., Shardell, M. D., Alley, D. E., Cawthon, P. M., Fragala, M. S., Harris, T. B., Kenny, A. M., Peters, K. W., Ferrucci, L., Guralnik, J. M., Kritchevsky, S.

- B., Kiel, D. P., Vassileva, M. T., Xue, Q. L., Perera, S., Studenski, S. A. et Dam, T. T. (2014). Criteria for clinically relevant weakness and low lean mass and their longitudinal association with incident mobility impairment and mortality: the foundation for the National Institutes of Health (FNIH) sarcopenia project. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 69(5): 576-583.
- McNeil, C. J., Doherty, T. J., Stashuk, D. W. et Rice, C. L. (2005). Motor unit number estimates in the tibialis anterior muscle of young, old, and very old men. Muscle Nerve 31(4): 461-467.
- Melov, S., Tarnopolsky, M. A., Beckman, K., Felkey, K. et Hubbard, A. (2007). Resistance exercise reverses aging in human skeletal muscle. PLoS One 2(5): e465.
- Merton, P. A. (1954). Interaction between muscle fibres in a twitch. J Physiol 124(2): 311-324.
- Messier, S. P., Loeser, R. F., Miller, G. D., Morgan, T. M., Rejeski, W. J., Sevick, M. A., Ettinger, W. H., Jr., Pahor, M. et Williamson, J. D. (2004). Exercise and dietary weight loss in overweight and obese older adults with knee osteoarthritis: the Arthritis, Diet, and Activity Promotion Trial. Arthritis Rheum 50(5): 1501-1510.
- Metter, E. J., Conwit, R., Tobin, J. et Fozard, J. L. (1997). Age-associated loss of power and strength in the upper extremities in women and men. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 52(5): B267-276.
- Milner-Brown, H. S., Stein, R. B. et Yemm, R. (1973). Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contractions. J Physiol 230(2): 371-390.
- Milner, T. E., Cloutier, C., Leger, A. B. et Franklin, D. W. (1995). Inability to activate muscles maximally during cocontraction and the effect on joint stiffness. Exp Brain Res 107(2): 293-305.
- Minetti, A. E. (1994). Contraction dynamics in antagonist muscles. J Theor Biol 169(3): 295-304.
- Misiaszek, J. E., Cheng, J., Brooke, J. D. et Staines, W. R. (1998). Movement-induced modulation of soleus H reflexes with altered length of biarticular muscles. Brain Res 795(1-2): 25-36.

- Miszko, T. A., Cress, M. E., Slade, J. M., Covey, C. J., Agrawal, S. K. et Doerr, C. E. (2003). Effect of strength and power training on physical function in community-dwelling older adults. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 58(2): 171-175.
- Mittal, K. R. et Logmani, F. H. (1987). Age-related reduction in 8th cervical ventral nerve root myelinated fiber diameters and numbers in man. J Gerontol 42(1): 8-10.
- Mixco, A., Reynolds, M., Tracy, B. et Reiser, R. F., 2nd (2012). Aging-related cocontraction effects during ankle strategy balance recovery following tether release in women. J Mot Behav 44(1): 1-11.
- Miyatani, M., Kanehisa, H., Ito, M., Kawakami, Y. et Fukunaga, T. (2004). The accuracy of volume estimates using ultrasound muscle thickness measurements in different muscle groups. Eur J Appl Physiol 91(2-3): 264-272.
- Mockford, M. et Caulton, J. M. (2010). The pathophysiological basis of weakness in children with cerebral palsy. Pediatr Phys Ther 22(2): 222-233.
- Morita, H., Shindo, M., Yanagawa, S., Yoshida, T., Momoi, H. et Yanagisawa, N. (1995). Progressive decrease in heteronymous monosynaptic Ia facilitation with human ageing. Exp Brain Res 104(1): 167-170.
- Morse, C. I., Thom, J. M., Birch, K. M. et Narici, M. V. (2005). Changes in triceps surae muscle architecture with sarcopenia. Acta Physiol Scand 183(3): 291-298.
- Moxley, R. T., 3rd, Ashwal, S., Pandya, S., Connolly, A., Florence, J., Mathews, K., Baumbach, L., McDonald, C., Sussman, M., Wade, C., Quality Standards Subcommittee of the American Academy of, N. et Practice Committee of the Child Neurology, S. (2005). Practice parameter: corticosteroid treatment of Duchenne dystrophy: report of the Quality Standards Subcommittee of the American Academy of Neurology and the Practice Committee of the Child Neurology Society. Neurology 64(1): 13-20.
- Muir, S. W. et Montero-Odasso, M. (2011). Effect of vitamin D supplementation on muscle strength, gait and balance in older adults: a systematic review and meta-analysis. J Am Geriatr Soc 59(12): 2291-2300.
- Murray, M. P., Gardner, G. M., Mollinger, L. A. et Sepic, S. B. (1980). Strength of isometric and isokinetic contractions: knee muscles of men aged 20 to 86. Phys Ther 60(4): 412-419.
- Nakagawa, S. (2004). A farewell to Bonferroni: the problems of low statistical power and publication bias. Behavioral Ecology 15(6): 1044-1045.

- Narici, M. (1999). Human skeletal muscle architecture studied in vivo by non-invasive imaging techniques: functional significance and applications. J Electromyogr Kinesiol 9(2): 97-103.
- Narici, M. et Cerretelli, P. (1998). Changes in human muscle architecture in disuseatrophy evaluated by ultrasound imaging. J Gravit Physiol 5(1): P73-74.
- Narici, M., Franchi, M. et Maganaris, C. (2016). Muscle structural assembly and functional consequences. J Exp Biol 219(Pt 2): 276-284.
- Narici, M. V., Hoppeler, H., Kayser, B., Landoni, L., Claassen, H., Gavardi, C., Conti, M. et Cerretelli, P. (1996). Human quadriceps cross-sectional area, torque and neural activation during 6 months strength training. Acta Physiol Scand 157(2): 175-186.
- Narici, M. V., Maganaris, C. N., Reeves, N. D. et Capodaglio, P. (2003). Effect of aging on human muscle architecture. J Appl Physiol 95(6): 2229-2234.
- Nasreddine, Z. S., Phillips, N. A., Bedirian, V., Charbonneau, S., Whitehead, V., Collin, I., Cummings, J. L. et Chertkow, H. (2005). The Montreal Cognitive Assessment, MoCA: a brief screening tool for mild cognitive impairment. J Am Geriatr Soc 53(4): 695-699.
- Newman, A. B., Kupelian, V., Visser, M., Simonsick, E. M., Goodpaster, B. H., Kritchevsky, S. B., Tylavsky, F. A., Rubin, S. M. et Harris, T. B. (2006). Strength, but not muscle mass, is associated with mortality in the health, aging and body composition study cohort. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 61(1): 72-77.
- Newton, R. U., Hakkinen, K., Hakkinen, A., McCormick, M., Volek, J. et Kraemer, W. J. (2002). Mixed-methods resistance training increases power and strength of young and older men. Med Sci Sports Exerc 34(8): 1367-1375.
- Nichols, J. F., Omizo, D. K., Peterson, K. K. et Nelson, K. P. (1993). Efficacy of heavy-resistance training for active women over sixty: muscular strength, body composition, and program adherence. J Am Geriatr Soc 41(3): 205-210.
- Nigg, B. M., MacIntosh, B. R. et Mester, J. (2000). Biomechanics and biology of movement. USA, Human Kinetics.
- Oda, K. (1984). Age changes of motor innervation and acetylcholine receptor distribution on human skeletal muscle fibres. J Neurol Sci 66(2-3): 327-338.
- Onder, G., Penninx, B. W., Balkrishnan, R., Fried, L. P., Chaves, P. H., Williamson, J., Carter, C., Di Bari, M., Guralnik, J. M. et Pahor, M. (2002). Relation between

- use of angiotensin-converting enzyme inhibitors and muscle strength and physical function in older women: an observational study. Lancet 359(9310): 926-930.
- Organisation de coopération et de développement économiques (2011). OECD Health Data 2011: How does Canada Compare? . Paris, France.
- Organisation mondiale de la santé (1999). Vieillissement: Transcender les mythes. Programme de vieillissement et santé.
- Organisation mondiale de la santé (2000). Information Needs for Research, Policy and Action on Ageing and Older Adults. MDS Workshop report. Harare, Zimbabwe.
- Organisation mondiale de la santé (2001). Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé. Genève.
- Organisation mondiale de la santé. (2002). "Selon l'OMS, l'espérance de vie en bonne santé pourrait augmenter de 5 à 10 ans." from http://www.who.int/mediacentre/news/releases/pr84/fr/.
- Organisation mondiale de la santé. (2008). "Le Rapport sur la santé dans le monde 2008 préconise un retour aux soins de santé primaires." from http://www.who.int/mediacentre/news/releases/2008/pr38/fr/.
- Organisation mondiale de la santé. (2015). "Vieillissement et santé." from http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs404/fr/.
- Organisation mondiale de la santé. (2016). "L'espérance de vie a progressé de 5 ans depuis 2000, mais les inégalités sanitaires persistent." from http://www.who.int/mediacentre/news/releases/2016/health-inequalities-persist/fr/.
- Orr, R., de Vos, N. J., Singh, N. A., Ross, D. A., Stavrinos, T. M. et Fiatarone-Singh, M. A. (2006). Power training improves balance in healthy older adults. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 61(1): 78-85.
- Osawa, Y., Studenski, S. A. et Ferrucci, L. (2018). Knee extension rate of torque development and peak torque: associations with lower extremity function. J Cachexia Sarcopenia Muscle 9(3): 530-539.
- Osternig, L. R., Hamill, J., Corcos, D. M. et Lander, J. (1984). Electromyographic patterns accompanying isokinetic exercise under varying speed and sequencing conditions. Am J Phys Med 63(6): 289-297.

- Overend, T. J., Cunningham, D. A., Paterson, D. H. et Lefcoe, M. S. (1992). Thigh composition in young and elderly men determined by computed tomography. Clin Physiol 12(6): 629-640.
- Pageau, M., Choinière, R., Ferland, M. et Sauvageau, Y. (2001). Le portrait de santé: Le Québec et ses régions. Québec, Institut national de santé publique du Québec.
- Pahor, M., Blair, S. N., Espeland, M., Fielding, R., Gill, T. M., Guralnik, J. M., Hadley, E. C., King, A. C., Kritchevsky, S. B., Maraldi, C., Miller, M. E., Newman, A. B., Rejeski, W. J., Romashkan, S. et Studenski, S. (2006). Effects of a physical activity intervention on measures of physical performance: Results of the lifestyle interventions and independence for Elders Pilot (LIFE-P) study. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 61(11): 1157-1165.
- Pamukoff, D. N., Haakonssen, E. C., Zaccaria, J. A., Madigan, M. L., Miller, M. E. et Marsh, A. P. (2014). The effects of strength and power training on single-step balance recovery in older adults: a preliminary study. Clin Interv Aging 9: 697-704.
- Paterson, D. H., Govindasamy, D., Vidmar, M., Cunningham, D. A. et Koval, J. J. (2004). Longitudinal study of determinants of dependence in an elderly population. J Am Geriatr Soc 52(10): 1632-1638.
- Patten, C., Kamen, G. et Rowland, D. M. (2001). Adaptations in maximal motor unit discharge rate to strength training in young and older adults. Muscle Nerve 24(4): 542-550.
- Payne, A. M. et Delbono, O. (2004). Neurogenesis of excitation-contraction uncoupling in aging skeletal muscle. Exerc Sport Sci Rev 32(1): 36-40.
- Peterson, M. D., Rhea, M. R., Sen, A. et Gordon, P. M. (2010). Resistance exercise for muscular strength in older adults: A meta-analysis. Ageing Research Reviews 9(3): 226-237.
- Pijnappels, M., Reeves, N. D., Maganaris, C. N. et van Dieen, J. H. (2008). Tripping without falling; lower limb strength, a limitation for balance recovery and a target for training in the elderly. J Electromyogr Kinesiol 18(2): 188-196.
- Ploutz-Snyder, L. L., Manini, T., Ploutz-Snyder, R. J. et Wolf, D. A. (2002). Functionally relevant thresholds of quadriceps femoris strength. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 57(4): B144-152.

- Porter, M. M., Vandervoort, A. A. et Lexell, J. (1995). Aging of human muscle: structure, function and adaptability. Scand J Med Sci Sports 5(3): 129-142.
- Poulin, M. J., Vandervoort, A. A., Paterson, D. H., Kramer, J. F. et Cunningham, D. A. (1992). Eccentric and concentric torques of knee and elbow extension in young and older men. Can J Sport Sci 17(1): 3-7.
- Radaelli, R., Botton, C. E., Wilhelm, E. N., Bottaro, M., Brown, L. E., Lacerda, F., Gaya, A., Moraes, K., Peruzzolo, A. et Pinto, R. S. (2014). Time course of low-and high-volume strength training on neuromuscular adaptations and muscle quality in older women. Age (Dordr) 36(2): 881-892.
- Radaelli, R., Brusco, C. M., Lopez, P., Rech, A., Machado, C. L. F., Grazioli, R., Muller, D. C., Cadore, E. L. et Pinto, R. S. (2018). Higher muscle power training volume is not determinant for the magnitude of neuromuscular improvements in elderly women. Exp Gerontol 110: 15-22.
- Raguso, C. A., Kyle, U., Kossovsky, M. P., Roynette, C., Paoloni-Giacobino, A., Hans, D., Genton, L. et Pichard, C. (2006). A 3-year longitudinal study on body composition changes in the elderly: role of physical exercise. Clin Nutr 25(4): 573-580.
- Raty, H. P., Kujala, U., Videman, T., Koskinen, S. K., Karppi, S. L. et Sarna, S. (1999). Associations of isometric and isoinertial trunk muscle strength measurements and lumbar paraspinal muscle cross-sectional areas. J Spinal Disord 12(3): 266-270.
- Raymond, É., Gagné, D., Sévigny, A. et Tourigny, A. (2008). La participation sociale des aînés dans une perspective de vieillissement en santé: réflexion critique appuyée sur une analyse documentaire. Direction de santé publique de l'Agence de la santé et des services sociaux de la Capitale-Nationale, Institut national de santé publique du Québec, Centre d'excellence sur le vieillissement de Québec et Institut sur le vieillissement et la participation sociale des aînés de l'Université Laval.
- Reeves, N. D., Maganaris, C. N., Longo, S. et Narici, M. V. (2009). Differential adaptations to eccentric versus conventional resistance training in older humans. Exp Physiol 94(7): 825-833.
- Reid, K. F., Callahan, D. M., Carabello, R. J., Phillips, E. M., Frontera, W. R. et Fielding, R. A. (2008). Lower extremity power training in elderly subjects with

- mobility limitations: a randomized controlled trial. Aging Clin Exp Res 20(4): 337-343.
- Reid, K. F. et Fielding, R. A. (2012). Skeletal muscle power: a critical determinant of physical functioning in older adults. Exerc Sport Sci Rev 40(1): 4-12.
- Reilly, T., Morris, T. et Whyte, G. (2009). The specificity of training prescription and physiological assessment: a review. J Sports Sci 27(6): 575-589.
- Richardson, K., Ananou, A., Lafortune, L., Brayne, C. et Matthews, F. E. (2011). Variation over time in the association between polypharmacy and mortality in the older population. Drugs Aging 28(7): 547-560.
- Rikli, R. E. et Jones, C. J. (2001). Senior fitness test manual. Champaign IL, Human Kinetics.
- Rolland, Y., Lauwers-Cances, V., Cristini, C., Abellan van Kan, G., Janssen, I., Morley, J. E. et Vellas, B. (2009). Difficulties with physical function associated with obesity, sarcopenia, and sarcopenic-obesity in community-dwelling elderly women: the EPIDOS (EPIDemiologie de l'OSteoporose) Study. Am J Clin Nutr 89(6): 1895-1900.
- Rolland, Y. et Vellas, B. (2009). [Sarcopenia]. Rev Med Interne 30(2): 150-160.
- Roos, M. R., Rice, C. L., Connelly, D. M. et Vandervoort, A. A. (1999). Quadriceps muscle strength, contractile properties, and motor unit firing rates in young and old men. Muscle Nerve 22(8): 1094-1103.
- Ropars, J., Lempereur, M., Vuillerot, C., Tiffreau, V., Peudenier, S., Cuisset, J. M., Pereon, Y., Leboeuf, F., Delporte, L., Delpierre, Y., Gross, R. et Brochard, S. (2016). Muscle Activation during Gait in Children with Duchenne Muscular Dystrophy. PLoS One 11(9): e0161938.
- Roubenoff, R. et Hughes, V. A. (2000). Sarcopenia: current concepts. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 55(12): M716-724.
- Rousseau, A. F., Damas, P., Ledoux, D., Lukas, P., Carlisi, A., Le Goff, C., Gadisseur, R. et Cavalier, E. (2015). Vitamin D status after a high dose of cholecalciferol in healthy and burn subjects. Burns 41(5): 1028-1034.
- Rowe, J. W. et Kahn, R. L. (1987). Human aging: usual and successful. Science 237(4811): 143-149.
- Rubenstein, L. Z. (2006). Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. Age Ageing 35 Suppl 2: ii37-ii41.

- Russ, D. W., Gregg-Cornell, K., Conaway, M. J. et Clark, B. C. (2012). Evolving concepts on the age-related changes in "muscle quality". J Cachexia Sarcopenia Muscle 3(2): 95-109.
- Rutherford, O. M., Jones, D. A. et Newham, D. J. (1986). Clinical and experimental application of the percutaneous twitch superimposition technique for the study of human muscle activation. J Neurol Neurosurg Psychiatry 49(11): 1288-1291.
- Salomon, J. A., Wang, H., Freeman, M. K., Vos, T., Flaxman, A. D., Lopez, A. D. et Murray, C. J. (2012). Healthy life expectancy for 187 countries, 1990-2010: a systematic analysis for the Global Burden Disease Study 2010. Lancet 380(9859): 2144-2162.
- Sayers, S. P. (2008). High velocity power training in older adults. Curr Aging Sci 1(1): 62-67.
- Sayers, S. P., Bean, J., Cuoco, A., LeBrasseur, N. K., Jette, A. et Fielding, R. A. (2003). Changes in function and disability after resistance training: does velocity matter?: a pilot study. Am J Phys Med Rehabil 82(8): 605-613.
- Sayers, S. P., Gibson, K. et Bryan Mann, J. (2016). Improvement in functional performance with high-speed power training in older adults is optimized in those with the highest training velocity. Eur J Appl Physiol 116(11-12): 2327-2336.
- Scaglioni, G., Ferri, A., Minetti, A. E., Martin, A., Van Hoecke, J., Capodaglio, P., Sartorio, A. et Narici, M. V. (2002). Plantar flexor activation capacity and H reflex in older adults: adaptations to strength training. J Appl Physiol 92(6): 2292-2302.
- Scaglioni, G., Narici, M. V., Maffiuletti, N. A., Pensini, M. et Martin, A. (2003). Effect of ageing on the electrical and mechanical properties of human soleus motor units activated by the H reflex and M wave. J Physiol 548(Pt 2): 649-661.
- Schieppati, M. (1987). The Hoffmann reflex: a means of assessing spinal reflex excitability and its descending control in man. Prog Neurobiol 28(4): 345-376.
- Schieppati, M., Nardone, A. et Musazzi, M. (1986). Modulation of the Hoffmann reflex by rapid muscle contraction or release. Hum Neurobiol 5(1): 59-66.
- Schmidt, R. F. (1999). Physiologie, De Boeck.
- Schols, A. M., Broekhuizen, R., Weling-Scheepers, C. A. et Wouters, E. F. (2005). Body composition and mortality in chronic obstructive pulmonary disease. Am J Clin Nutr 82(1): 53-59.

- Seidler, R. D., Bernard, J. A., Burutolu, T. B., Fling, B. W., Gordon, M. T., Gwin, J. T., Kwak, Y. et Lipps, D. B. (2010). Motor control and aging: links to age-related brain structural, functional, and biochemical effects. Neurosci Biobehav Rev 34(5): 721-733.
- Semmler, J. G., Kutzscher, D. V. et Enoka, R. M. (2000). Limb immobilization alters muscle activation patterns during a fatiguing isometric contraction. Muscle Nerve 23(9): 1381-1392.
- Seynnes, O. R., de Boer, M. et Narici, M. V. (2007). Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training. J Appl Physiol 102(1): 368-373.
- Shefner, J. M. et Logigian, E. L. (1994). Conduction velocity in motor, cutaneous afferent, and muscle afferent fibers within the same mixed nerve. Muscle Nerve 17(7): 773-778.
- Sherrington, C. (1929). Remarks on the Foregoing Letter. Can Med Assoc J 20(1): 66-67.
- Shield, A. et Zhou, S. (2004). Assessing voluntary muscle activation with the twitch interpolation technique. Sports Med 34(4): 253-267.
- Siff, M. C. (2002). Functional training revisited. Strength Cond J(24): 42-49.
- Sipe, C. et Ritchie, D. (2012). The significant seven. IDEA Fitness J(1): 42-49.
- Skelton, D. A., Greig, C. A., Davies, J. M. et Young, A. (1994). Strength, power and related functional ability of healthy people aged 65-89 years. Age Ageing 23(5): 371-377.
- Skelton, D. A. et McLaughlin, A. W. (1996). Training functional ability in old age. Physiotherapy(82): 159-167.
- Skelton, D. A., Young, A., Greig, C. A. et Malbut, K. E. (1995). Effects of resistance training on strength, power, and selected functional abilities of women aged 75 and older. J Am Geriatr Soc 43(10): 1081-1087.
- Smith, A. E., Ridding, M. C., Higgins, R. D., Wittert, G. A. et Pitcher, J. B. (2009). Age-related changes in short-latency motor cortex inhibition. Exp Brain Res 198(4): 489-500.
- Snijders, T., Verdijk, L. B. et van Loon, L. J. (2009). The impact of sarcopenia and exercise training on skeletal muscle satellite cells. Ageing Res Rev 8(4): 328-338.

- Solomonow, M., Baratta, R., Zhou, B. H. et D'Ambrosia, R. (1988). Electromyogram coactivation patterns of the elbow antagonist muscles during slow isokinetic movement. Exp Neurol 100(3): 470-477.
- St-Jean-Pelletier, F., Pion, C. H., Leduc-Gaudet, J. P., Sgarioto, N., Zovile, I., Barbat-Artigas, S., Reynaud, O., Alkaterji, F., Lemieux, F. C., Grenon, A., Gaudreau, P., Hepple, R. T., Chevalier, S., Belanger, M., Morais, J. A., Aubertin-Leheudre, M. et Gouspillou, G. (2017). The impact of ageing, physical activity, and pre-frailty on skeletal muscle phenotype, mitochondrial content, and intramyocellular lipids in men. J Cachexia Sarcopenia Muscle 8(2): 213-228.
- Staron, R. S., Karapondo, D. L., Kraemer, W. J., Fry, A. C., Gordon, S. E., Falkel, J. E., Hagerman, F. C. et Hikida, R. S. (1994). Skeletal muscle adaptations during early phase of heavy-resistance training in men and women. J Appl Physiol (1985) 76(3): 1247-1255.
- Statistiques Canada (2009). Enquête sur la participation et les limitations d'activités, 2006. Ottawa, Gouvernement du Canada.
- Statistiques Canada (2010). Gens en santé, milieux sains. Ottawa.
- Statistiques Canada (2017). Population projetée, selon le scénario de projection, l'âge et le sexe, au 1er juillet, Canada, provinces et territoires. Ottawa, CANSIM.
- Statistiques Canada (2017). Population selon le sexe et le groupe d'âge Ottawa, CANSIM.
- Stefaniwsky, L., Bilowit, D. S. et Prasad, S. S. (1980). Reduced motor conduction velocity of the ulnar nerve in spinal cord injured patients. Paraplegia 18(1): 21-24.
- Stenholm, S., Alley, D., Bandinelli, S., Griswold, M. E., Koskinen, S., Rantanen, T., Guralnik, J. M. et Ferrucci, L. (2009). The effect of obesity combined with low muscle strength on decline in mobility in older persons: results from the InCHIANTI study. Int J Obes (Lond) 33(6): 635-644.
- Stevens, J. E., Stackhouse, S. K., Binder-Macleod, S. A. et Snyder-Mackler, L. (2003). Are voluntary muscle activation deficits in older adults meaningful? Muscle Nerve 27(1): 99-101.
- Stock, M. S., Olinghouse, K. D., Mota, J. A., Drusch, A. S. et Thompson, B. J. (2016). Muscle group specific changes in the electromechanical delay following short-term resistance training. J Sci Med Sport 19(9): 761-765.

- Stockton, K. A., Mengersen, K., Paratz, J. D., Kandiah, D. et Bennell, K. L. (2011). Effect of vitamin D supplementation on muscle strength: a systematic review and meta-analysis. Osteoporos Int 22(3): 859-871.
- Strotmeyer, E. S., de Rekeneire, N., Schwartz, A. V., Resnick, H. E., Goodpaster, B. H., Faulkner, K. A., Shorr, R. I., Vinik, A. I., Harris, T. B. et Newman, A. B. (2009). Sensory and motor peripheral nerve function and lower-extremity quadriceps strength: the health, aging and body composition study. J Am Geriatr Soc 57(11): 2004-2010.
- Stuck, A. E., Walthert, J. M., Nikolaus, T., Bula, C. J., Hohmann, C. et Beck, J. C. (1999). Risk factors for functional status decline in community-living elderly people: a systematic literature review. Soc Sci Med 48(4): 445-469.
- Takai, Y., Ohta, M., Akagi, R., Kanehisa, H., Kawakami, Y. et Fukunaga, T. (2009). Sit-to-stand test to evaluate knee extensor muscle size and strength in the elderly: a novel approach. J Physiol Anthropol 28(3): 123-128.
- Tarnopolsky, M. A., Pearce, E., Smith, K. et Lach, B. (2011). Suction-modified Bergstrom muscle biopsy technique: experience with 13,500 procedures. Muscle Nerve 43(5): 717-725.
- Thom, J. M., Morse, C. I., Birch, K. M. et Narici, M. V. (2007). Influence of muscle architecture on the torque and power-velocity characteristics of young and elderly men. Eur J Appl Physiol 100(5): 613-619.
- Thomaes, T., Thomis, M., Onkelinx, S., Coudyzer, W., Cornelissen, V. et Vanhees, L. (2012). Reliability and validity of the ultrasound technique to measure the rectus femoris muscle diameter in older CAD-patients. BMC Med Imaging 12: 7.
- Thomas, C. K., Bakels, R., Klein, C. S. et Zijdewind, I. (2014). Human spinal cord injury: motor unit properties and behaviour. Acta Physiol (Oxf) 210(1): 5-19.
- Thomas, C. K., Tucker, M. E. et Bigland-Ritchie, B. (1998). Voluntary muscle weakness and co-activation after chronic cervical spinal cord injury. J Neurotrauma 15(2): 149-161.
- Tolea, M. I., Morris, J. C. et Galvin, J. E. (2015). Longitudinal associations between physical and cognitive performance among community-dwelling older adults. PLoS One 10(4): e0122878.
- Tomlinson, B. E. et Irving, D. (1977). The numbers of limb motor neurons in the human lumbosacral cord throughout life. J Neurol Sci 34(2): 213-219.

- Tomlinson, D. J., Erskine, R. M., Winwood, K., Morse, C. I. et Onambele, G. L. (2014). The impact of obesity on skeletal muscle architecture in untrained young vs. old women. J Anat 225(6): 675-684.
- Trappe, S., Williamson, D., Godard, M., Porter, D., Rowden, G. et Costill, D. (2000).
 Effect of resistance training on single muscle fiber contractile function in older men. J Appl Physiol (1985) 89(1): 143-152.
- Travison, T. G., Basaria, S., Storer, T. W., Jette, A. M., Miciek, R., Farwell, W. R., Choong, K., Lakshman, K., Mazer, N. A., Coviello, A. D., Knapp, P. E., Ulloor, J., Zhang, A., Brooks, B., Nguyen, A. H., Eder, R., LeBrasseur, N., Elmi, A., Appleman, E., Hede-Brierley, L., Bhasin, G., Bhatia, A., Lazzari, A., Davis, S., Ni, P., Collins, L. et Bhasin, S. (2011). Clinical meaningfulness of the changes in muscle performance and physical function associated with testosterone administration in older men with mobility limitation. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 66(10): 1090-1099.
- Treuth, M. S., Ryan, A. S., Pratley, R. E., Rubin, M. A., Miller, J. P., Nicklas, B. J., Sorkin, J., Harman, S. M., Goldberg, A. P. et Hurley, B. F. (1994). Effects of strength training on total and regional body composition in older men. J Appl Physiol (1985) 77(2): 614-620.
- Tschopp, M., Sattelmayer, M. K. et Hilfiker, R. (2011). Is power training or conventional resistance training better for function in elderly persons? A meta-analysis. Age Ageing 40(5): 549-556.
- Turcotte, M. et Schellenberg, G. (2006). Un portrait des aînés au Canada. Ottawa, Statistiques Canada.
- Unhjem, R., Lundestad, R., Fimland, M. S., Mosti, M. P. et Wang, E. (2015). Strength training-induced responses in older adults: attenuation of descending neural drive with age. Age (Dordr) 37(3): 9784.
- Van Cutsem, M., Duchateau, J. et Hainaut, K. (1998). Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. J Physiol 513 (Pt 1): 295-305.
- Verbrugge, L. M. et Jette, A. M. (1994). The disablement process. Soc Sci Med 38(1): 1-14.
- Vestbo, J., Prescott, E., Almdal, T., Dahl, M., Nordestgaard, B. G., Andersen, T., Sorensen, T. I. et Lange, P. (2006). Body mass, fat-free body mass, and prognosis in patients with chronic obstructive pulmonary disease from a random population

- sample: findings from the Copenhagen City Heart Study. Am J Respir Crit Care Med 173(1): 79-83.
- Vincent, H. K., Vincent, K. R. et Lamb, K. M. (2010). Obesity and mobility disability in the older adult. Obes Rev 11(8): 568-579.
- Visser, M., Goodpaster, B. H., Kritchevsky, S. B., Newman, A. B., Nevitt, M., Rubin, S. M., Simonsick, E. M. et Harris, T. B. (2005). Muscle mass, muscle strength, and muscle fat infiltration as predictors of incident mobility limitations in well-functioning older persons. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 60(3): 324-333.
- Visser, M., Newman, A. B., Nevitt, M. C., Kritchevsky, S. B., Stamm, E. B., Goodpaster, B. H. et Harris, T. B. (2000). Reexamining the sarcopenia hypothesis. Muscle mass versus muscle strength. Health, Aging, and Body Composition Study Research Group. Ann N Y Acad Sci 904: 456-461.
- Visser, M., Pahor, M., Tylavsky, F., Kritchevsky, S. B., Cauley, J. A., Newman, A. B., Blunt, B. A. et Harris, T. B. (2003). One- and two-year change in body composition as measured by DXA in a population-based cohort of older men and women. J Appl Physiol (1985) 94(6): 2368-2374.
- Visser, M. et Schaap, L. A. (2011). Consequences of sarcopenia. Clin Geriatr Med 27(3): 387-399.
- Wallerstein, L. F., Tricoli, V., Barroso, R., Rodacki, A. L., Russo, L., Aihara, A. Y., da Rocha Correa Fernandes, A., de Mello, M. T. et Ugrinowitsch, C. (2012). Effects of strength and power training on neuromuscular variables in older adults. J Aging Phys Act 20(2): 171-185.
- Waters, D. L., Baumgartner, R. N. et Garry, P. J. (2000). Sarcopenia: current perspectives. J Nutr Health Aging 4(3): 133-139.
- Westmoreland, B. F., Benarroch, E. E., Daube, J. R., Reagan, T. J. et Sandock, B. A. (1994). Medical neurosciences: an approach to anatomy, pathology, and physiology by systems and level. USA.
- Whittom, F., Jobin, J., Simard, P. M., Leblanc, P., Simard, C., Bernard, S., Belleau, R. et Maltais, F. (1998). Histochemical and morphological characteristics of the vastus lateralis muscle in patients with chronic obstructive pulmonary disease. Med Sci Sports Exerc 30(10): 1467-1474.
- Wickiewicz, T. L., Roy, R. R., Powell, P. L. et Edgerton, V. R. (1983). Muscle architecture of the human lower limb. Clin Orthop Relat Res(179): 275-283.

- Widrick, J. J. et Fitts, R. H. (1997). Peak force and maximal shortening velocity of soleus fibers after non-weight-bearing and resistance exercise. J Appl Physiol (1985) 82(1): 189-195.
- Widrick, J. J., Romatowski, J. G., Karhanek, M. et Fitts, R. H. (1997). Contractile properties of rat, rhesus monkey, and human type I muscle fibers. Am J Physiol 272(1 Pt 2): R34-42.
- Williams, P. E. et Goldspink, G. (1978). Changes in sarcomere length and physiological properties in immobilized muscle. J Anat 127(Pt 3): 459-468.
- Williamson, D. L., Gallagher, P. M., Carroll, C. C., Raue, U. et Trappe, S. W. (2001). Reduction in hybrid single muscle fiber proportions with resistance training in humans. J Appl Physiol 91(5): 1955-1961.
- Wilson, J. M., Loenneke, J. P., Jo, E., Wilson, G. J., Zourdos, M. C. et Kim, J. S. (2012). The effects of endurance, strength, and power training on muscle fiber type shifting. J Strength Cond Res 26(6): 1724-1729.
- Winter, D. A. (1990). Biomechanics and motor control of human movement. USA, Wiley Inter-science.
- Young, A., Stokes, M. et Crowe, M. (1985). The size and strength of the quadriceps muscles of old and young men. Clin Physiol 5(2): 145-154.
- Zijdewind, I. et Thomas, C. K. (2003). Motor unit firing during and after voluntary contractions of human thenar muscles weakened by spinal cord injury. J Neurophysiol 89(4): 2065-2071.
- Zuurbier, C. J. et Huijing, P. A. (1993). Changes in geometry of actively shortening unipennate rat gastrocnemius muscle. J Morphol 218(2): 167-180.