



HAL
open science

Fonction musculaire et performances fonctionnelles de la personne âgée

Michel Cléménçon

► **To cite this version:**

Michel Cléménçon. Fonction musculaire et performances fonctionnelles de la personne âgée. Education. Université Claude Bernard - Lyon I, 2014. Français. NNT : 2014LYO10312 . tel-01127423

HAL Id: tel-01127423

<https://theses.hal.science/tel-01127423>

Submitted on 7 Mar 2015

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

THESE DE L'UNIVERSITE DE LYON

Délivrée par

L'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON 1

Ecole Doctorale Interdisciplinaire Science et Santé

DIPLOME DE DOCTORAT

(Arrêté du 7 août 2006)

Mention Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Soutenue publiquement le 12 décembre 2014

par

M. CLEMENÇON Michel

**FONCTION MUSCULAIRE ET PERFORMANCES FONCTIONNELLES
DE LA PERSONNE AGÉE**

Directeur de thèse : **M. Christophe Hautier**

JURY:

M. Christian COLLET (PU)	Université de Lyon	Président
M. Tomasz J. KOSTKA (PU)	Université de Lodz, Pologne	Rapporteur
M. Jean-Benoît MORIN (PU)	Université de Nice	Rapporteur
M. Abderrahmane RAHMANI (PU)	Université du Maine	Examineur
M. Marc BONNEFOY (PU-PH)	Université de Lyon	Invité
M. Christophe HAUTIER (MCU-HDR)	Université de Lyon	Directeur de thèse

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON 1

Président de l'Université

Vice-président du Conseil d'Administration

Vice-président du Conseil des Etudes et de la Vie Universitaire

Vice-président du Conseil Scientifique

Directeur Général des Services

M. François-Noël GILLY

M. le Professeur Hamda BEN HADID

M. le Professeur Philippe LALLE

M. le Professeur Germain GILLET

M. Alain HELLEU

COMPOSANTES SANTE

Faculté de Médecine Lyon Est – Claude Bernard

Directeur : M. le Professeur J. ETIENNE

Faculté de Médecine et de Maïeutique Lyon Sud – Charles Mérieux

Directeur : Mme la Professeure C. BURILLON

Faculté d'Odontologie

Directeur : M. le Professeur D. BOURGEOIS

Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques

Directeur : Mme la Professeure C. VINCIGUERRA

Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation

Directeur : M. le Professeur Y. MATILLON

Département de formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine

Directeur : Mme. la Professeure A-M. SCHOTT

COMPOSANTES ET DEPARTEMENTS DE SCIENCES ET TECHNOLOGIE

Faculté des Sciences et Technologies

Directeur : M. F. DE MARCHI

Département Biologie

Directeur : M. le Professeur F. FLEURY

Département Chimie Biochimie

Directeur : Mme Caroline FELIX

Département GEP

Directeur : M. Hassan HAMMOURI

Département Informatique

Directeur : M. le Professeur S. AKKOUICHE

Département Mathématiques

Directeur : M. Georges TOMANOV

Département Mécanique

Directeur : M. le Professeur H. BEN HADID

Département Physique

Directeur : M. Jean-Claude PLENET

UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Directeur : M. Y. VANPOULLE

Observatoire des Sciences de l'Univers de Lyon

Directeur : M. B. GUIDERDONI

Polytech Lyon

Directeur : M. P. FOURNIER

Ecole Supérieure de Chimie Physique Electronique

Directeur : M. G. PIGNAULT

Institut Universitaire de Technologie de Lyon 1

Directeur : M. C. VITON

Ecole Supérieure du Professorat et de l'Education

Directeur : M. A. MOUGNIOTTE

Institut de Science Financière et d'Assurances

Directeur : M. N. LEBOISNE

Remerciements

J'adresse un grand MERCI à l'ensemble des personnes qui m'ont aidée, de près ou de loin, à réaliser ce travail de thèse au sein du Centre de Recherche et d'Innovation sur le Sport (CRIS) dirigé par le professeur Christian Collet et du service de médecine gériatrique du Centre Hospitalier Lyon-Sud dirigé par le professeur Marc Bonnefoy, et sans qui ce travail n'aurait jamais abouti.

J'adresse tout particulièrement mes plus sincères remerciements :

A Christophe Hautier, mon directeur de thèse, pour m'avoir donné la possibilité de commencer ce travail et surtout de le terminer

Au professeur Marc Bonnefoy, chef de service de médecine gériatrique, pour m'avoir ouvert ses portes et permis de travailler sur ce sujet

A mes rapporteurs de thèse, les professeurs Tomasz Kostka et Jean-Benoît Morin pour l'honneur que vous me faites en acceptant de lire, de juger et d'évaluer ce travail, je vous prie de bien vouloir trouver ici l'expression de ma sincère reconnaissance

Au professeur Christian Collet, pour m'avoir accueilli au sein du laboratoire et pour avoir accepté de présider de mon jury de thèse

Au professeur Abderrahmane Rahmani, pour avoir accepté de faire partie de mon jury de thèse

A Vincent Pialoux, Cyril Martin et Christian Collet pour m'avoir donné l'opportunité de me relancer dans le monde de la recherche

A Vincent, Cyril et Nady pour m'avoir permis de donner un nombre certain d'heures de cours

A Emma, Vincent, Cyril, Isabelle, Violaine, Nady, Philippe, Franck, Arnaud, Aymeric, Emmanuelle, Stéphanie, Virginie,... et tous les membres de l'UFR STAPS que je côtoie depuis un certain nombre d'années et qui deviennent des amis au fil du temps

A Camille, Baptiste, Aymeric, Damien, Benoit, Sébastien,... et tous les docteurs et doctorants actuels et passés que j'ai côtoyés pour tous ces moments scientifiques ou pas du tout scientifiques mais qui améliorent grandement le quotidien

A tous mes ami(e)s pour votre soutien et tous les à-côtés essentiels

A la famille pour votre soutien

A Justine pour me faire évader aussi facilement

A Aude pour croire en moi et avoir accepté mes absences durant cette année

Résumé : ce travail de thèse s'est intéressé à l'étude des facteurs permettant d'expliquer les performances fonctionnelles des membres inférieurs des personnes âgées. Dans une première étude, nous avons montré que la puissance maximale (Pmax) ainsi que sa composante appelée la vitesse optimale (Vopt) obtenues lors d'un test de force-vitesse des extenseurs du genou, sont des facteurs déterminants de la performance fonctionnelle des personnes âgées évaluées sur 3 tests : marche sur 6m, se relever et s'asseoir 5 fois de suite à partir d'une chaise et monter 6 marches d'escalier. Ainsi, plus une personne possède une Pmax et une Vopt élevées, plus ses performances lors de tests fonctionnels seront élevées. De plus, la Vopt étant considérée comme une évaluation indirecte du pourcentage de fibres rapides, les sujets ayant les plus grandes valeurs de Vopt sont les plus performants aux tests fonctionnels. La deuxième étude a mesuré et comparé l'activité électromyographique (EMG) du quadriceps lors des tests de contraction isométrique volontaire maximal (IMVC), de détermination de la puissance maximale et des tests fonctionnels cités ci-dessus. La mesure du signal EMG au cours de ces différents tests a permis de déterminer dans quelle mesure le type de tâche induit une activation maximale ou non. Les personnes âgées montrent une capacité à davantage activer leurs quadriceps lors des tests de contraction concentrique plutôt qu'isométrique ou excentrique. Les tests utilisant l'IMVC comparé aux tests de détermination de la puissance et de montée de marche, et de lever de chaise ne seraient pas les tests les plus appropriés pour mesurer les capacités maximales d'activation neuromusculaires chez la personne âgée. Il ressort de ces résultats une amélioration du testing de la personne âgée et des orientations pour la réhabilitation.

Mots clefs : vieillissement, test force-vitesse, puissance, vitesse optimale, force optimale, tests fonctionnels, activation neuromusculaire, électromyographie.

MUSCLE FUNCTION AND FUNCTIONALS PERFORMANCES OF THE ELDERLY

Summary: this work has focused on the study of factors that explain the functional performances of the lower limbs of the elderly. In a first study we showed that the maximum power (Pmax) and its component called the optimal speed (Vopt) obtained during a test of force-velocity of the knee extensors, are important determinants of functional performance elderly evaluated on three tests: walking on 6m, sit to stand 5 times from a chair and climbing 5 stairs. The more a person has a high Pmax and Vopt, the more its performance during functional tests will be. In addition, Vopt is considered an indirect assessment of the percentage of fast fibers; subjects with the highest values of Vopt are best performers during functional tests. The second study measured and compared the electromyographic (EMG) activity of the quadriceps when tested for isometric maximum voluntary contraction (IMVC), determination of maximum power and functional tests mentioned above. Measurement of EMG signal during these tests was used to determine to what extent the type of task induced a maximum activation or not. Older people show a greater ability to activate their quadriceps muscles when tested for concentric contraction rather than isometric or eccentric contractions. Tests using the IMVC compared to tests for determining the power, sit-to-stand and stairs climbing would not be the most appropriate tests to measure the maximum neuromuscular activation capacity in the elderly. From these results improved testing of the elderly and guidelines for rehabilitation are proposed.

Key words: aging, force-velocity test, power, optimal velocity, optimal force, functional tests, neuromuscular activation, electromyography.

DISCIPLINE : Science et Technique des Activités physiques et Sportives

U.F.R. S.T.A.P.S.

Centre de Recherche et d'Innovation sur le sport (C.R.I.S.) E.A. 647

27/29, Boulevard du 11 Novembre 1918 69622 VILLEURBANNE CEDEX

TABLES DES MATIERES

AVANT-PROPOS.....	1
REVUE DE LITTERATURE.....	3
1. Rappel mécanique.....	5
1.1. Relation force – longueur	7
1.2. Relation force – vitesse.....	11
1.3. Relation vitesse – puissance.....	13
2. Evolution des capacités physiologiques au cours du vieillissement.....	19
2.1. Aptitude aérobie chez la personne âgée.....	21
2.1.1. Evolution de l'aptitude aérobie	21
2.1.2. Facteurs de déclin de l'aptitude aérobie.....	23
2.1.3. Conclusion sur la capacité aérobie et lien avec la capacité fonctionnelle	26
2.2. Capacités de production de force chez la personne âgée.....	30
2.2.1. Sites structurels et les processus physiologiques influencés par le	
vieillessement dans la production de force	30
2.2.2. Système nerveux.....	33
2.2.3. Système musculaire : évolution du tissu avec l'âge.....	42
3. Evolution des relations force-vitesse et puissance-vitesse avec le vieillissement	51
3.1. Préambule sur les méthodes de mesures.....	53
3.1.1. Mesure de force	54
3.1.2. Mesure de vitesse et de puissance	56
3.2. Relation force – vitesse.....	59
3.2.1. Diminution de force	59
3.2.2. Diminution de vitesse maximale.....	67
3.3. Conséquence sur la diminution de puissance.....	70
3.3.1. Hypothèses d'explication.....	73
3.4. Modifications du taux d'augmentation de la force et du taux d'augmentation	
de l'EMG.....	74
3.4.1. Hypothèses d'explication.....	77
3.5. Impact du groupe musculaire et/ou du nombre d'articulation en jeu	78
3.6. Discussion des termes (sarcopénie, dynapénie, cachexie, fragilité).....	79
3.7. Conclusion	82
4. Déterminants des capacités fonctionnelles des personnes âgées.....	83
4.1. Les principaux tests de performance physique	86
4.2. Relation entre les tests de performance physique et les capacités	
physiologiques	89

4.2.1.	Relation entre le test de marche sur 6m et les capacités physiologiques	90
4.2.2.	Relation entre le test se lever/s'asseoir 5 fois sur une chaise et les capacités physiologiques.....	91
4.2.3.	Relation entre le test de montée de 5 marches et les capacités physiologiques	93
4.2.4.	Relation entre le test de TUG et les capacités physiologiques	94
4.2.5.	Relation entre le test de SPPB et les capacités physiologiques.....	94
4.2.6.	Relation entre le test de CS-PFP et les capacités physiologiques.....	95
4.2.7.	Relation entre le test de mPPT et les capacités physiologiques	95
4.3.	Synthèse et hypothèses	96
4.3.1.	Déterminants de la performance physique et liens avec les paramètres physiologiques	96
4.3.2.	Effets du type de test fonctionnel sur le niveau d'activation	97
4.4.	Présentation des études de ce travail	97
4.4.1.	Etude 1	97
4.4.2.	Etude 2	110
5.	Discussion générale.....	121
5.1.	Importance de la puissance	123
5.2.	Importance de la vitesse d'exécution.....	125
5.3.	Influence du niveau de fragilité et/ou de mobilité	127
5.4.	Choix du niveau de puissance : vitesse ou force	128
5.5.	Conclusion	131
6.	Conclusion générale et perspectives	132
	BIBLIOGRAPHIE.....	135
	ANNEXE : Etude 1.....	157
	ANNEXE : Etude 2.....	165
	VALORISATION	169

INDEX DES ABREVIATIONS

1-RM : 1 répétition à charge maximale

CC : composante contractile

CE : composante élastique

CEP : composante élastique parallèle

CES : composante élastique série

CS-PFP : continuous-scale physical functional performance test

EMG : électromyographie

F_0 : Force maximale isométrique théorique des sujets

F_{opt} : force optimale

IMC : indice de masse corporelle

IRM : imagerie par résonance magnétique

mPPT : modified Physical Performance Test

P_{max} : puissance maximale

RER : taux d'augmentation de l'EMG

RFD : taux d'augmentation de la force

RTD : taux d'augmentation du moment de force

SPPB : short physical performance battery

V_0 : Vitesse maximale théorique de raccourcissement

V_{opt} : vitesse optimale

T_{opt} : moment optimal

F_{opt} : force optimale

$\dot{V}O_{2max}$: débit maximale d' O_2 consommé

AVANT-PROPOS

Depuis le début du 20^{ème} siècle, l'ensemble de la population des pays occidentaux a vu ses conditions et sa durée de vie largement s'améliorer. Année après année, l'Europe réalise des gains de longévité : trois mois d'espérance de vie supplémentaires par an. Ces gains de l'espérance de vie, bien que multifactoriels, sont à mettre principalement au crédit des progrès de la médecine en terme de traitement, mais également de prévention et d'éducation à la santé. Ces gains ne sont pas acquis par une diminution de la mortalité infantile, déjà fortement réduite, mais le sont presque exclusivement après 50 ans et, pour la plupart, après 65 ans. Or, c'est précisément dans cette tranche d'âge que sont surtout présentes les maladies chroniques et la limitation des activités. Les années espérées sans limitation d'activité à partir de 65 ans sont de 8,8 ans pour les femmes et de 8,6 ans pour les hommes.¹ C'est pourquoi la commission européenne s'intéresse dorénavant à l'espérance de vie selon 3 critères : la « santé perçue », la déclaration des maladies chroniques et les « limitations d'activité ».

La prise en charge des limitations d'activités modérées ou sévères tend non seulement à allonger la durée de vie mais aussi à améliorer la « santé perçue » par les personnes âgées. En effet, une telle prise en charge permet de participer à l'amélioration de nombreuses pathologies associées au vieillissement mais aussi de préserver l'autonomie des personnes âgées par le maintien d'un certain niveau de la fonction motrice ; ceci ayant pour effet de retarder l'institutionnalisation.

La personne très âgée doit être autonome sur des activités à domicile. Redonner de l'autonomie signifie améliorer la capacité à exécuter une ou plusieurs actions brèves à intensité élevée avec un temps de récupération suffisant. Les choix de prise en charge s'affinent avec le nombre d'études visant à améliorer la fonction musculaire. Mais en parallèle, le nombre de choix augmente aussi. Au final, c'est l'adéquation entre le choix de la prise en charge et le besoin spécifique de la personne âgée visant à maintenir son niveau d'autonomie qui est au cœur du problème.

C'est pourquoi ce travail de thèse propose d'étudier les capacités physiologiques d'une personne âgée pour conserver son autonomie. Il conviendra de préciser les méthodes d'évaluation les plus couramment utilisées. Il sera alors proposé de

¹ http://www.lemonde.fr/sante/article/2013/04/17/l-espérance-de-vie-des-europeens-continue-de-progresser_3161347_1651302.html

mettre en avant les caractéristiques qui semblent essentielles à l'autonomie et à la prise en charge des personnes âgées.

REVUE DE LITTERATURE

1. RAPPEL MÉCANIQUE

1.1. Relation force – longueur

Avant d'aborder les différentes relations mécaniques, il convient de rappeler le modèle mécanique du muscle d'Archibald V. Hill élaboré en rapport avec ses travaux sur la production de chaleur dans le muscle.

Ce modèle mécanique initial décrit 2 composantes. Une composante contractile (CC) et une composante élastique en série (CES) (Hill 1922, Hill 1938). CC schématise les ponts d'union acto-myosine qui permettent de développer une tension à partir de la conversion de l'énergie chimique en énergie mécanique. CES représente les parties actives et passives, en série de la CC, qui sont capables de restituer une tension. On y retrouve une élasticité active, celle des têtes de myosine et une élasticité passive, celles des tendons. CES permet de transmettre la force développée par la CC aux os. A.V. Hill a amélioré son modèle en y apportant une composante élastique parallèle (CEP) (figure 1). Celle-ci comprend les tissus enveloppant les différents compartiments du muscle (épimysium, périmysium et endomysium).

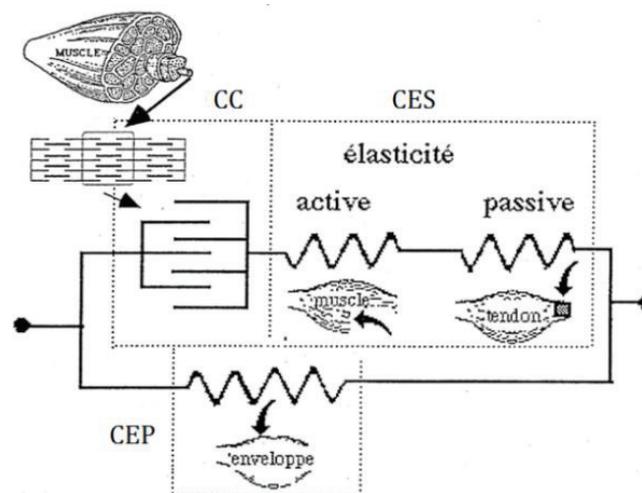


Figure 1 : schéma de A.V. Hill (modifié par Shorten (1987))

La théorie des filaments glissants est la base de notre compréhension concernant le développement d'une tension interne par un muscle (Huxley 1957). Elle est basée sur le modèle de Huxley et Hanson (1954). Les protéines musculaires sont capables de générer de la force et du mouvement en rapport à la structure et la disposition des filaments d'actine et de myosine dans les sarcomères. La création de ponts d'union permet le

glissement des myofilaments protéiques les uns par rapport aux autres. On observe alors un raccourcissement du sarcomère et donc des fibres musculaires (figure 2).

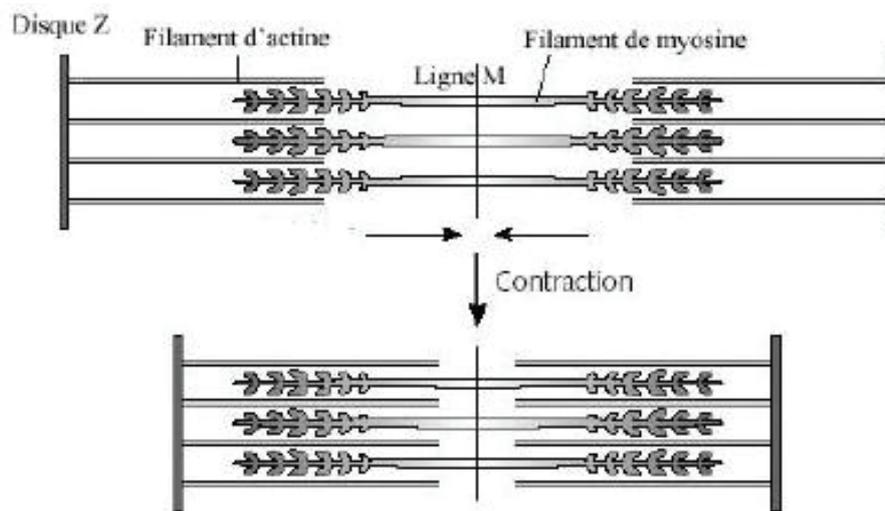


Figure 2 : schéma représentatif d'un sarcomère lors d'une contraction musculaire: interaction actine/myosine (en haut : relaxation ; en bas ; raccourcissement du sarcomère lors de la contraction (adapté de Jennett S 1989, Human Physiology)

Le raccourcissement actif d'un sarcomère va produire une force. L'observation de la force développée par un sarcomère en fonction de sa longueur montre qu'elle n'est pas homogène. La relation tension-longueur au niveau du sarcomère prouve que plus le nombre de ponts d'union entre l'actine et la myosine est grand et plus la tension développée est grande (Gordon, *et al* 1966). Cette tension maximale est obtenue à une longueur optimale permettant une parfaite juxtaposition des têtes de myosine et de leurs sites de fixation sur l'actine G (figure 3). La force maximale est atteinte pour une longueur de sarcomère d'environ 2 μm . Cette force diminue progressivement lorsque le sarcomère s'éloigne de cette longueur jusqu'à devenir nulle lorsque le sarcomère est étiré au-delà de 3,5 μm et lorsqu'il est raccourci en deçà de 1,25 μm . Cette relation tension-longueur s'applique à la composante contractile du muscle.

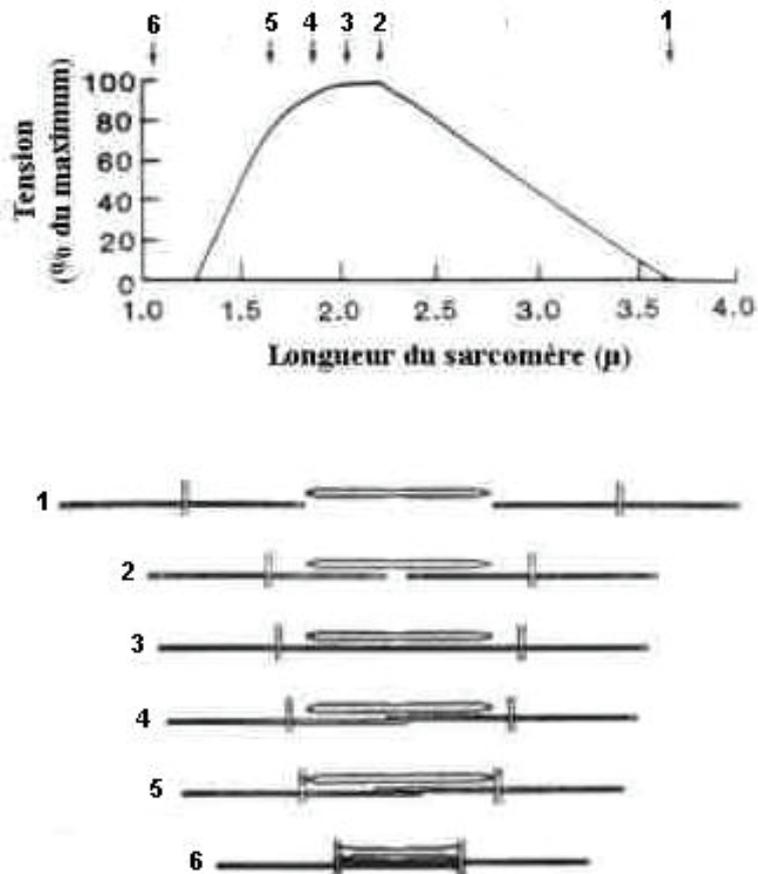


Figure 3 : Relation tension - longueur du sarcomère (d'après Gordon, *et al* (1966))

Afin d'évaluer les forces développées lors de la résistance à l'allongement, il convient de mesurer la tension développée lors de l'allongement passif d'un muscle. On constate qu'au-delà de la longueur optimale du muscle, correspondant à la longueur optimale du sarcomère, la force développée augmente de façon exponentielle (figure 4). Ceci est, entre autres, le reflet d'un comportement viscoélastique du sarcomère lié aux protéines élastiques fixant la myosine aux stries Z. En opposition à la force développée par la composante contractile, la force de la composante élastique est nulle en dessous de la longueur optimale et augmente jusqu'à au maximum d'allongement que peut supporter le sarcomère sans qu'il y ait de rupture du cytosquelette.

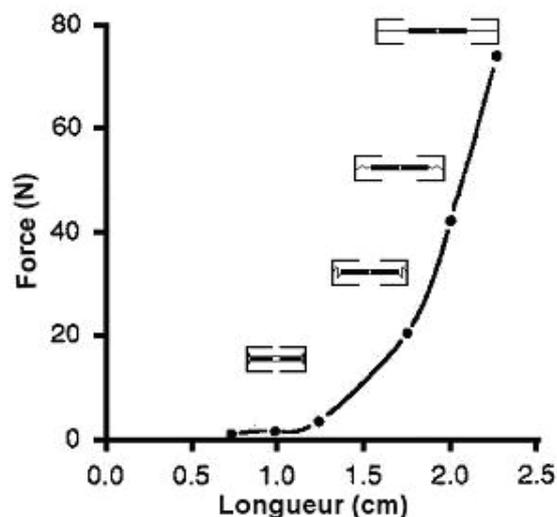


Figure 4 : relation force - longueur du muscle au repos

Afin d'observer le muscle dans toute sa composition, il faut tenir compte des composantes contractile et élastique pour interpréter les tensions développées par un muscle (figure 5).

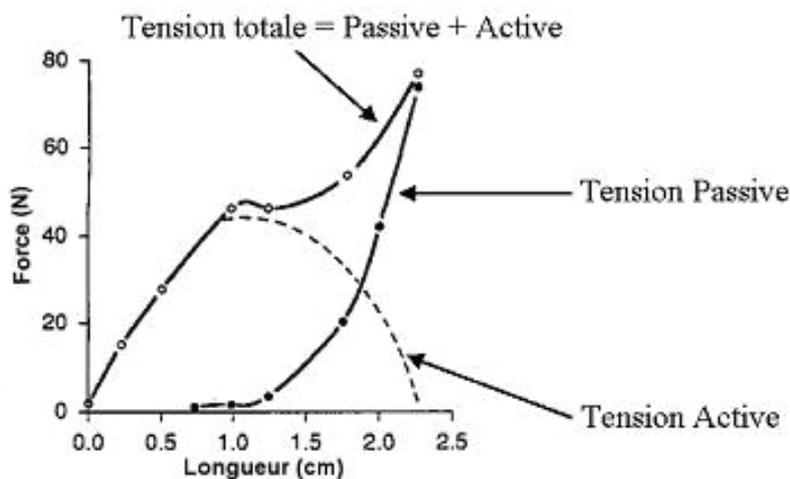


Figure 5 : relation force - longueur du muscle (d'après Ralston, *et al* (1947))

En dessous de la longueur de repos d'un muscle, seule sa composante contractile, par l'interaction de ces protéines, agit sur le développement d'une tension. Au-delà de cette longueur, la participation conjointe des protéines contractiles et élastiques font augmenter la force. Au fur et à mesure que la longueur augmente, les protéines élastiques prennent le relai des protéines contractiles.

1.2. Relation force – vitesse

La vitesse de raccourcissement d'un muscle dépend de la force musculaire à produire et inversement. Cette relation est de type hyperbolique (Fenn et Marsh 1935). La relation la plus connue et la plus utilisée est celle de Hill (1938) qui a été confirmée par Huxley (1957) :

$$(F + a)(V + b) = b(F_0 + a) = a(V_0 + b)$$

où F la force produite (en N), V la vitesse de contraction (en $m.s^{-1}$), F_0 est la force maximale isométrique, V_0 la vitesse maximale de raccourcissement, « a » et « b » des paramètres ayant respectivement la dimension d'une force et d'une vitesse.

Le coefficient a/F_0 reflète la courbure de la relation force - vitesse et le coefficient bF_0/a donne la vitesse maximale de raccourcissement sous charge nulle. Les constantes a et b dépendent du type de fibres constituant le muscle (Close (1964), Wells (1965)). En normalisant la vitesse de raccourcissement (V) par rapport à la vitesse maximale (V_{max} ou V_0) et la force développée (F) par rapport à la force isométrique maximale développée (F_0), A.V. Hill obtient la relation sur la figure 6 (Hill 1964).

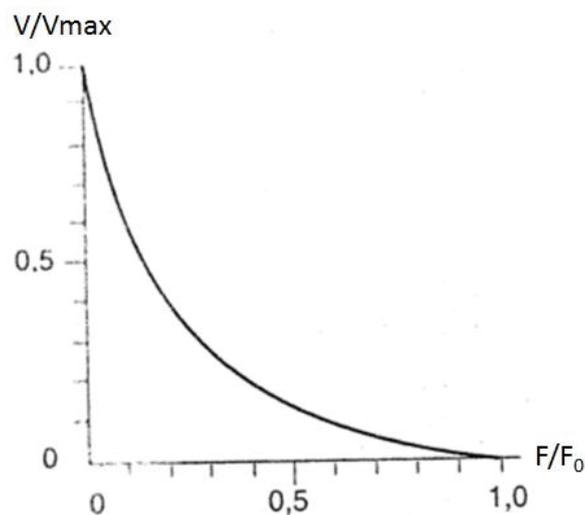


Figure 6 : relation force – vitesse normalisée (V/V_{max} : vitesse de raccourcissement normalisée par rapport à la vitesse maximale ; F/F_0 : force normalisée par rapport à la force isométrique maximale)

La variabilité de la relation force – vitesse est influencée par plusieurs paramètres. Tout d'abord par la température qui est à rapprocher à l'origine enzymatique de la limitation de vitesse de renouvellement des ponts d'unions actine-myosine. En effet, plus la

température est élevée, plus la V_{max} des fibres ou des muscles l'est aussi (Goubel et Lenseil-Corbeil 2003). Ensuite, il existe une longueur optimale du sarcomère pour maintenir une vitesse de raccourcissement stable (Edman 1979). En dessous de cette longueur, la V_0 diminue. Ceci est certainement dû aux forces de compression qui s'exercent en opposition à la force générée. Au-dessus de cette longueur optimale, V_0 augmente grâce à la participation des composants élastiques. Enfin, cette relation est influencée par la typologie musculaire. En effet, la vitesse de raccourcissement dépend de l'activité ATPasique de sa myosine (Barany 1967). A partir des travaux de Bottinelli, il existe 4 principaux types de fibres musculaires : I, IIa, IIx et IIb. Les auteurs constatent que pour chacun des types de fibres, V_0 évolue dans une plage assez importante et que ces plages de variations de V_0 se recouvrent largement (Bottinelli, *et al* 1991). La distribution des vitesses de raccourcissement est présentée en figure 7.

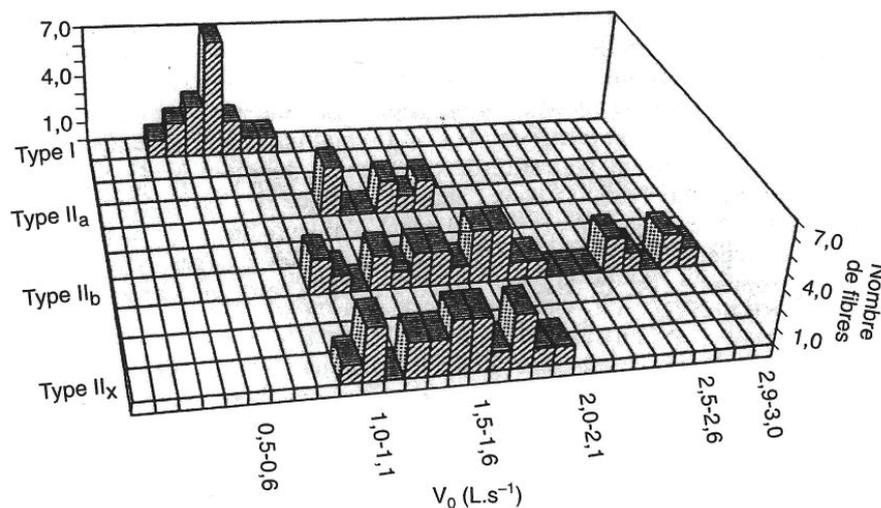


Figure 7 : distribution des vitesses de raccourcissement sous charge nulle (V_0) pour quatre types de fibres (d'après Bottinelli, *et al* (1991))

Les caractéristiques contractiles des fibres musculaires sont liées à l'activité ATPasique du filament de myosine qui dépend de l'expression des gènes de différentes isoformes des chaînes lourdes de myosine (Bottinelli, *et al* 1996, Harridge, *et al* 1996). Le taux maximal de renouvellement des ponts de liaison est environ deux fois plus élevé au niveau des fibres rapides comparé aux fibres lentes (Edman, *et al* 1988). Ainsi, les fibres rapides présentent une V_0 3 à 5 fois plus élevée que les fibres lentes (Barany 1967). Elles sont également capables de maintenir un pourcentage de leur vitesse maximale plus élevé quand la force augmente (Fitts, *et al* 1991). V_0 est également proportionnel à la longueur du muscle, c'est-à-dire au nombre de sarcomères en série (Jones, *et al* 2005). La figure 8

montre un exemple de relation force – vitesse sur différents types de muscles (lent vs rapide).

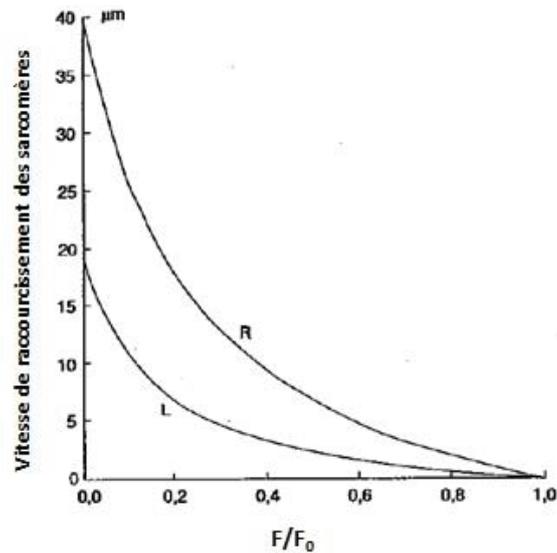


Figure 8 : relation force –vitesse d’un muscle lent (L) et d’un muscle rapide (R) en fonction de la vitesse de raccourcissement des sarcomères (en micromètres) et la fraction de la force maximale isométrique afin d’exclure l’effet de la géométrie musculaire (longueur du muscle et surface de section transversale) (d’après Vandewalle (1992) chapitre du livre de Lacour (1992))

1.3. Relation vitesse – puissance

Une des conséquences essentielles de la relation force – vitesse est que la puissance, quotient d’un travail par un temps, est égale au produit d’une force et d’une vitesse. Elle dépend donc de la force et de la vitesse selon les 2 relations suivantes :

$$P = a.V(V_0 - V) / (V + b)$$

$$P = b.F(F_0 - F) / (F + a)$$

Il est alors donc possible de tracer la relation puissance – force ou puissance – vitesse. La figure 9 montre, à l’échelle du sarcomère, un exemple de relation puissance/force à partir de la relation force – vitesse.

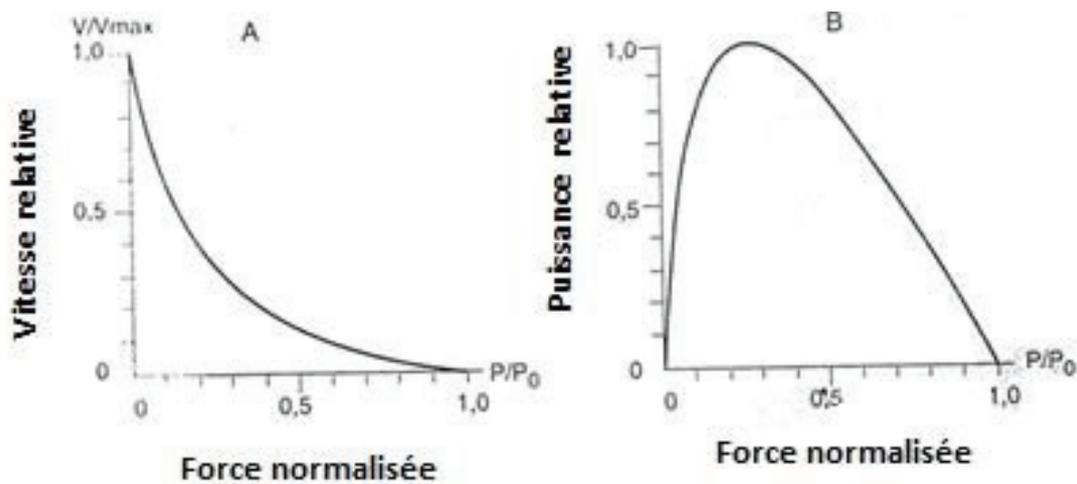


Figure 9 : relation force - vitesse (A) et puissance - force (B) avec V/V_{max} : vitesse de raccourcissement normalisée par rapport à la vitesse maximale ; P/P_0 : force normalisée par rapport à la force isométrique maximale (d'après A.V. Hill (1964))

Le produit de la force et la vitesse conduit à une relation polynomiale du second ordre entre la puissance et la vitesse (Arsac, *et al* 1996, Bosco, *et al* 1995, Rahmani, *et al* 2004, Rahmani, *et al* 2001, Sargeant, *et al* 1981). La puissance maximale (P_{max}) correspond alors à des valeurs optimales de force (F_{opt}) et de vitesse (V_{opt}) données par les équations :

$$F_{opt} = -a \left(1 - \sqrt{1 + \frac{V_0}{b}} \right)$$

$$V_{opt} = -b \left(1 - \sqrt{1 + \frac{F_0}{a}} \right)$$

Dans le cas d'une relation linéaire entre la force et la vitesse obtenue à partir d'un muscle ou d'un groupe musculaire, nous obtenons donc une P_{max} par le produit de V_{opt} et de F_{opt} respectivement à 50% de V_0 et de F_0 (Vandewalle, *et al* 1987). La figure 10 montre un exemple de relation puissance - vitesse obtenue à partir d'un exercice de pédalage et donc avec la vitesse exprimée en fonction de la fréquence de pédalage.

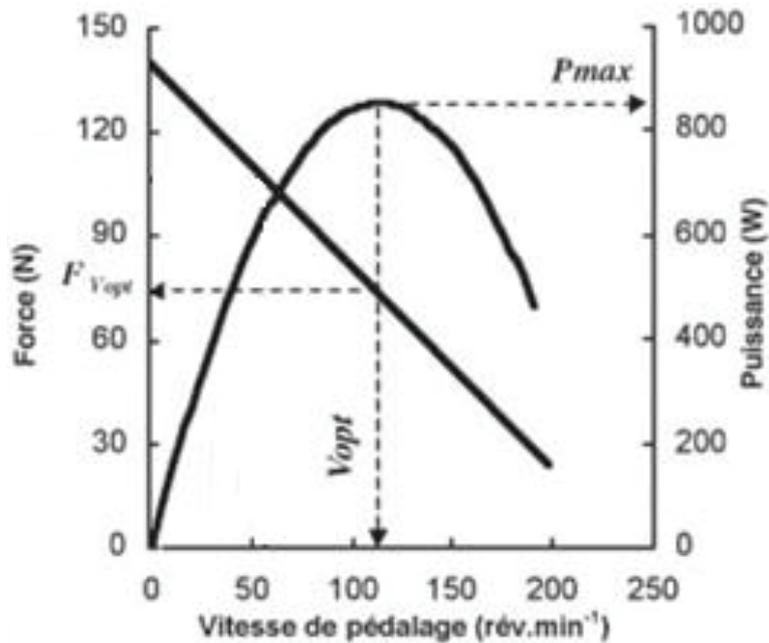


Figure 10 : exemple type de relation linéaire force - vitesse et de relation polynomiale puissance - vitesse permettant la détermination de la puissance maximale (P_{max}), la vitesse optimale (V_{opt}) et la force optimale correspondante : F_{opt} (d'après Dorel, *et al* (2003))

A partir de cette relation, il est alors possible de comparer des profils puissance-vitesse. On obtient alors des relations décrites par la figure 11 (Morin, *et al* 2012).

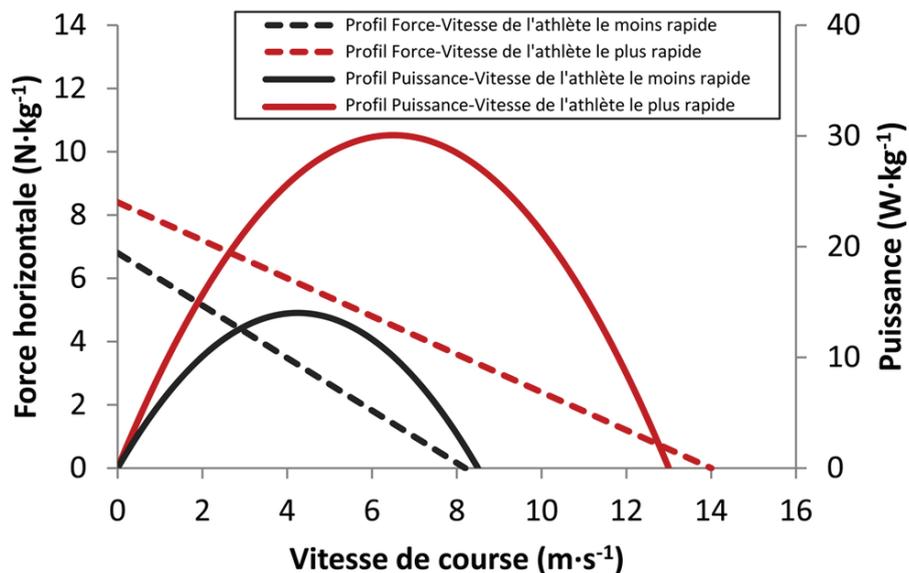


Figure 11 : profils Force-Vitesse et Puissance-Vitesse lors d'un sprint de 6s sur tapis roulant instrumenté des coureurs le plus lent et le plus rapide de l'étude (d'après Morin, *et al* (2012))

L'interprétation physiologique à l'échelle de l'organisme des courbes polynomiales observées repose sur plusieurs paramètres. Il faut d'abord garder à l'esprit qu'un seul

muscle n'est pas en action lors d'un mouvement, mais qu'un groupe musculaire va agir en fonction de différents angles articulaires. De plus, ces angles articulaires impliquent des bras de levier. Ensuite, le niveau de participation des muscles stabilisateurs et des muscles antagonistes va modifier l'action des agonistes. Enfin, les conditions *in vivo* ne permettent pas d'atteindre des vitesses aussi élevées que dans les conditions *in vitro*.

Néanmoins, étant donné qu'il a été montré que le pourcentage des différents types de fibres est en relation directe avec la pente de la relation force – vitesse (Thorstensson 1976), il est donc logique de retrouver des courbes polynomiales différentes en fonction de ce même pourcentage (Tihanyi, *et al* 1982). En effet, plus le pourcentage de fibres rapides est élevé, plus les niveaux de vitesse et de puissance atteints sont importants (Tihanyi, *et al* 1982). Lors d'un mouvement d'extension du genou, le pic d'accélération angulaire était significativement relié au pourcentage de fibres rapides du vaste latéral (Houston, *et al* 1988). Sur bicyclette ergométrique, il a été observé que, pour 2 groupes montrant une différence significative de pourcentage de fibres rapides, ceux-ci montraient aussi une différence significative de vitesse optimale (Sargeant 1994, Sargeant et Dolan 1984). Toujours sur bicyclette ergométrique, il a été établi une relation positive entre le pourcentage de fibres rapides et la vitesse optimale (Hautier, *et al* 1996). Cette relation est confortée par des travaux qui montrent des valeurs de Pmax et de Vopt plus élevées pour des sprinters par rapport à des demi-fondeurs et aussi pour des demi-fondeurs par rapport à des coureurs sur route (100km) (Arsac 1995). D'autres études ont montré une relation significative entre la vitesse optimale ou la fréquence optimale de pédalage et la distribution des fibres musculaires dans le muscle chez les personnes en bonne santé au cours de la vie (Bonneyoy, *et al* 1998, Martin, *et al* 2000). Plus récemment, il a été reporté que plus grande est la surface occupée par des fibres de type IIax et IIx, plus grande est la capacité des membres inférieurs à mouvoir le corps de manière explosive (Sipila, *et al* 2004). Pour ces raisons, il est communément admis que plus la proportion de fibres rapides est grande, plus la Pmax et la Vopt mesurées seront grandes et ce, quel que soit le mouvement réalisé (Gregor, *et al* 1979, Hautier, *et al* 1996, Pearson, *et al* 2006, Thorstensson 1976). Pour ces mêmes raisons, il est largement accepté que la vitesse optimale est une mesure pouvant se substituer à la mesure de la proportion du type de fibres musculaires pour comparer des populations (Martin, *et al* 2000). Ainsi, il est donc admis que la mesure de la puissance maximale ainsi que ses déterminants, la force optimale et la vitesse optimale, fournissent des informations importantes sur les

facteurs qualitatifs et quantitatifs de la fonction musculaire (De Vito, *et al* 1998, Hautier, *et al* 1996, Martin, *et al* 2000, Pearson, *et al* 2006).

2. EVOLUTION DES CAPACITES PHYSIOLOGIQUES AU COURS DU VIEILLISSEMENT

2.1. Aptitude aérobie chez la personne âgée

L'aptitude aérobie des individus peut être évaluée à partir du débit maximal de dioxygène consommée (ou $\dot{V}O_2\text{max}$) et la capacité à maintenir un effort (Erikssen 2001, Tanaka et Seals 2008).

2.1.1. Evolution de l'aptitude aérobie

Capacité maximale aérobie

Lors d'une étude en 2004 portant sur un suivi de 10 ans sur 34 hommes et 28 femmes, Stathokostas, *et al* (2004) ont observé une diminution progressive de $\dot{V}O_2\text{max}$ de -0,43 et de -0,19 $\text{ml}\cdot\text{min}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{an}^{-1}$ pour les hommes et les femmes respectivement. La consommation maximale d'oxygène subit une diminution avec l'âge. Il est généralement observé une baisse du $\dot{V}O_2\text{max}$ de 8 à 10% par décennie (Buskirk et Hodgson 1987, Edvardsen, *et al* 2013, Fitzgerald, *et al* 1997, Fleg et Lakatta 1988, Heath, *et al* 1981, Loe, *et al* 2013a, Loe, *et al* 2013b, Pollock, *et al* 1997, Wiswell, *et al* 2001). Il faut nuancer cette valeur à partir du niveau d'activité physique des personnes âgées étudiées. En effet, les personnes âgées sédentaires présentent effectivement un déclin du $\dot{V}O_2\text{max}$ d'environ 10% par décennie (Inbar, *et al* 1994, Stathokostas, *et al* 2004, Toth, *et al* 1994). En comparaison, celles qui ont préservé une activité physique intense ne montrent qu'une diminution de 5% par décennie (Kasch, *et al* 1999, Pollock, *et al* 1997, Wiswell, *et al* 2001). Ce déclin que l'on pensait comme linéaire par décennie a été relativisé par une étude longitudinale de Fleg, *et al* (2005) en comparaison aux analyses transversales. En effet, chez des 810 sujets hommes et femmes, le déclin du pic de $\dot{V}O_2$ était de 6 à 12% durant la 2^{ème} et la 3^{ème} décennie. Cette diminution, montrée en figure 12, semble accélérer à plus de 20% à partir de 70 ans. Et ce phénomène s'observe plus spécifiquement chez les hommes en regard de leur activité physique habituelle par rapport aux femmes. Le plus faible $\dot{V}O_2\text{max}$ observé chez des sujets autonomes et capables de faire un test d'effort sur tapis roulant s'établissait à 15 $\text{ml}\cdot\text{min}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$ (Stathokostas, *et al* 2004).

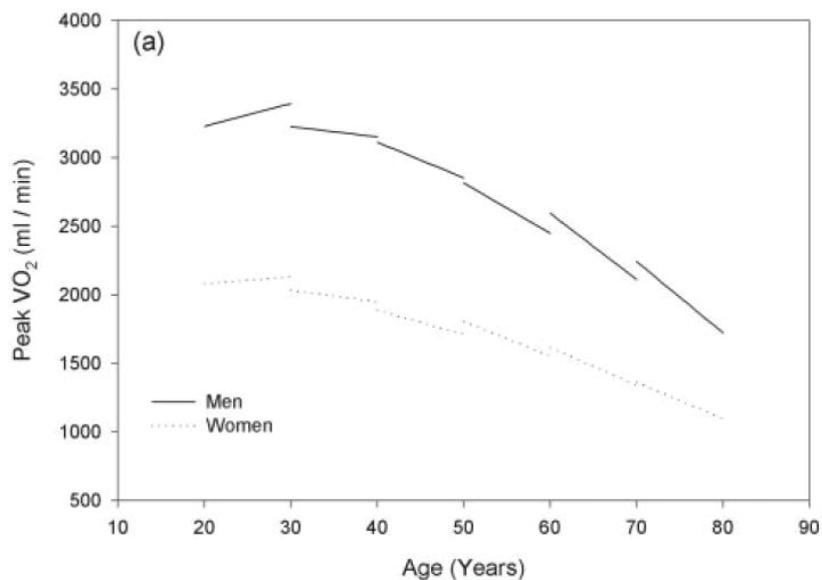


Figure 12 : Changements longitudinaux par décennie du $\dot{V}O_2\text{max}$ de 20 ans à 70 ans, prédit à partir d'un modèle de régression linéaire multi-effets (d'après Fleg, *et al* (2005))

Seuil lactique

L'étude du seuil lactique lors d'un exercice sous maximal permet de mesurer la capacité d'un individu à maintenir un certain niveau de $\dot{V}O_2\text{max}$ sans accumulation d'acide lactique. Il est généralement défini comme une intensité d'exercice pour laquelle la concentration acide lactique sanguin augmente de manière significative au-dessus de la valeur de base (Allen, *et al* 1985, Coyle 1995). Parmi des athlètes entraînés, il a été largement montré que le travail absolu ou la vitesse de course au seuil lactique décline avec l'avancé en âge (Evans, *et al* 1995, Iwaoka, *et al* 1988, Maffulli, *et al* 1994, Wiswell, *et al* 2000). Cependant, en relativisant le seuil lactique à un pourcentage de $\dot{V}O_2\text{max}$, il ne semble pas y avoir de modification avec l'âge (Evans, *et al* 1995, Iwaoka, *et al* 1988, Maffulli, *et al* 1994). Lors de l'analyse de la performance en endurance, ce déclin relatif du seuil lactique apparaît comme secondaire par rapport à la diminution du $\dot{V}O_2\text{max}$. En effet, une étude portant sur des coureurs Masters rapporte que les augmentations de seuil lactique (en pourcentage de $\dot{V}O_2\text{max}$) sur une période de 6 ans n'étaient pas reliées aux modifications de performance (Marcell, *et al* 2003).

2.1.2. Facteurs de déclin de l'aptitude aérobie

$\dot{V}O_2\text{max}$ est physiologiquement très identifiable et peut être représenté par l'équation de Fick :

$$\dot{V}O_2\text{max} = \dot{Q}_c \times (CaO_2 - CvO_2)$$

$$\dot{V}O_2\text{max} = FC \times VES \times (CaO_2 - CvO_2)$$

où \dot{Q}_c pour débit cardiaque ; FC pour fréquence cardiaque ; VES pour volume d'éjection systolique ; CaO_2 pour contenu artériel en O_2 ; CvO_2 pour contenu veineux en O_2 ; $CaO_2 - CvO_2$ pour différence artério-veineuse en O_2 .

Il convient alors d'étudier les facteurs responsables du déclin de $\dot{V}O_2\text{max}$ par le rôle respectif joué par les facteurs de transport de l'oxygène vers les muscles et par ceux du système d'extraction et de consommation de l'oxygène du muscle. Les facteurs de transports de l'oxygène sont assurés par les capacités cardiaques et ventilatoires, les caractéristiques hématologiques et la qualité de la vasodilatation périphérique. L'extraction et la consommation sont assurées par les capacités oxydatives mitochondriales et la surface fonctionnelle occupée par les capillaires sanguins (Betik et Hepple 2008).

Débit cardiaque

Comme mentionné dans plusieurs revues de littérature (Betik et Hepple 2008, Tanaka et Seals 2008, Vigorito et Giallauria 2014), il est communément admis que le débit cardiaque maximal diminue avec l'âge dans des populations sédentaires en bonne santé (Hunt, *et al* 1998, Julius, *et al* 1967, Ogawa, *et al* 1992, Rivera 1986, Saltin 1986). Ceci est d'autant plus vrai lorsque ce débit est rapporté en proportion du déclin de la consommation maximale d'oxygène (Grimby, *et al* 1966, Proctor, *et al* 1998). Ce déclin a aussi été observé chez des athlètes Masters de 60-70 ans en comparaison avec des sujets de 20-30 ans tous entraînés en endurance (Ogawa, *et al* 1992, Rivera 1986). Les observations alors faites montrent que la diminution observée est le résultat d'une diminution concomitante du volume maximal d'éjection systolique et de la fréquence cardiaque maximale (Betik et Hepple 2008).

Volume d'éjection systolique (V.E.S.)

Contrairement aux propos de Betik & Hepple (2008) et d'après une étude récente, il semblerait que la diminution du VES en valeur absolue ne serait pas un facteur significatif de la diminution du $\dot{V}O_2\text{max}$. Une étude portant que sur 95 sujets âgés de 19 à 86 ans ne montre pas de diminution en valeur absolue du VES. Celui-ci ne diminue que s'il est relativisé par la masse corporelle totale ou la surface corporelle (Carrick-Ranson, *et al* 2013). Il s'avèrerait donc que la réduction du débit cardiaque soit principalement liée la baisse de la fréquence cardiaque maximale.

Fréquence cardiaque (F.C.)

La FC maximale (FCmax) atteinte par un sujet lors d'un test incrémental est un des critères pour l'obtention du $\dot{V}O_2\text{max}$ lors d'un test d'effort maximal. Etant parfois difficile à mesurer dans les populations à risques, elle est souvent estimée à partir de la formule théorique : « $220 - \text{âge}$ ». Cette formule nous décrit donc la FCmax comme déclinant avec l'âge. Le problème est que la validation de cette équation n'est pas établie et qu'elle est d'autant moins fiable si les échantillons étudiés contiennent des sujets âgés (e.g. > 60 ans) ou des femmes. D'autres formules ont alors été proposées comme de celle de Tanaka et collaborateurs, elle est basée sur une méta-analyse de 351 études regroupant 18 712 sujets : « $208 - 0,7 \times \text{âge}$ » (Tanaka, *et al* 2001). Plus récemment, la dernière formule en date à notre connaissance est celle proposées par Nes et collaborateurs en 2013 portant sur 3 320 hommes et femmes en bonne santé comme le montre la figure 13 (Nes, *et al* 2013).

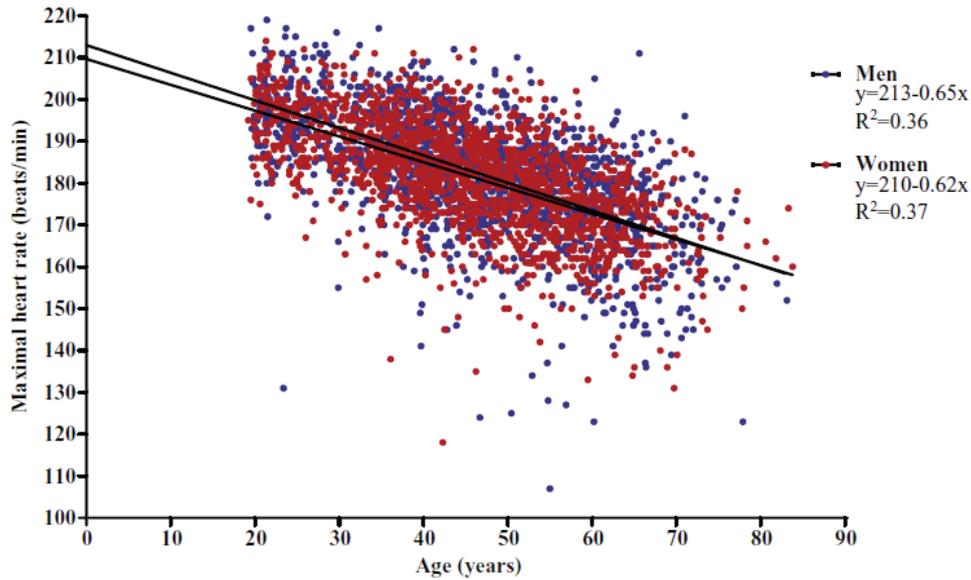


Figure 13 : valeurs individuelles et régression linéaire entre la FCmax et l'âge pour hommes et femmes (d'après Nes, *et al* (2013))

Les auteurs proposent alors la formule suivante : « $211 - 0,64 \times \text{âge}$ » en précisant qu'il n'y a pas d'interaction évidente avec le genre, l'activité physique, le niveau de $\dot{V}O_2\text{max}$ et l'indice de masse corporelle (I.M.C.) (Nes, *et al* 2013). Autrement dit cette formule représenterait une décroissance d'environ 0,64 battement/min/an à partir de l'âge adulte. De nombreux auteurs considèrent que la diminution de fréquence cardiaque est le principal facteur du déclin du $\dot{V}O_2\text{max}$ (Hawkins et Wiswell 2003, Hollenberg, *et al* 2006). Les mécanismes hypothétiques contribuant à cette baisse de FCmax seraient une diminution de la réponse du nœud sinoatrial à la stimulation β -adrénergique (Fleg, *et al* 1994) et une décroissance de la fréquence cardiaque intrinsèque (Jose et Collison 1970).

Différence artério-veineuse en dioxygène

La capacité d'extraction au niveau périphérique du dioxygène serait influencée par l'âge et s'en trouverait alors réduite. En effet, il a été constaté un écart de la différence artério-veineuse en O_2 entre 2 groupes d'âges distincts qu'ils soient sédentaires ou entraînés (Ogawa, *et al* 1992). Plus récemment, une étude portant sur 95 personnes, âgées de 19 à 86 ans, observe une diminution de la différence artério-veineuse et fait l'hypothèse que cette diminution contribue à la diminution de $\dot{V}O_2\text{max}$ (Carrick-Ranson, *et al* 2013). Une revue de littérature récente attribuerait le déclin d'extraction de l' O_2 à la diminution de la

capacité oxydative du muscle, de la densité capillaire et du ratio du muscle squelettique par rapport à la masse corporelle totale (Gault et Willems 2013).

2.1.3. Conclusion sur la capacité aérobie et lien avec la capacité fonctionnelle

La revue de littérature de Tanaka et Seals (2008) propose un bilan des modifications avec l'âge des différents éléments de l'équation de Fick (tableau 1).

	Young men (28 years)	Older men (60 years)	Age-related change (%)
Oxygen consumption (ml kg ⁻¹ min ⁻¹)	68.2	49.4	28
Cardiac output (l min ⁻¹)	27.0	21.7	20
Stroke volume (ml beat ⁻¹)	147	132	10
Heart rate (beats min ⁻¹)	184	165	10
a-v O ₂ difference (ml (100 ml) ⁻¹)	16.7	15.2	8

The data were compiled from four studies in which values for all of the variables were reported in groups of young and older groups (Grimby *et al.* 1966; Hagberg *et al.* 1985; Rivera *et al.* 1989; Ogawa *et al.* 1992).

Tableau 1 : consommation d'oxygène et ses déterminants à l'exercice maximal chez des hommes entraînés (d'après Tanaka et Seals (2008))

L'ensemble de ces données nous permet d'apprécier que la diminution du $\dot{V}O_2\text{max}$ est multifactorielle et que les paramètres influençant cette décroissance contribuent de manière égale (Tanaka et Seals 2008). Ces résultats avaient déjà été avancés auparavant par Weiss, *et al* (2006). Tanaka et Seals (2008) ont par ailleurs proposé une figure pour résumer l'ensemble des facteurs influençant $\dot{V}O_2\text{max}$ (cf. figure 14).

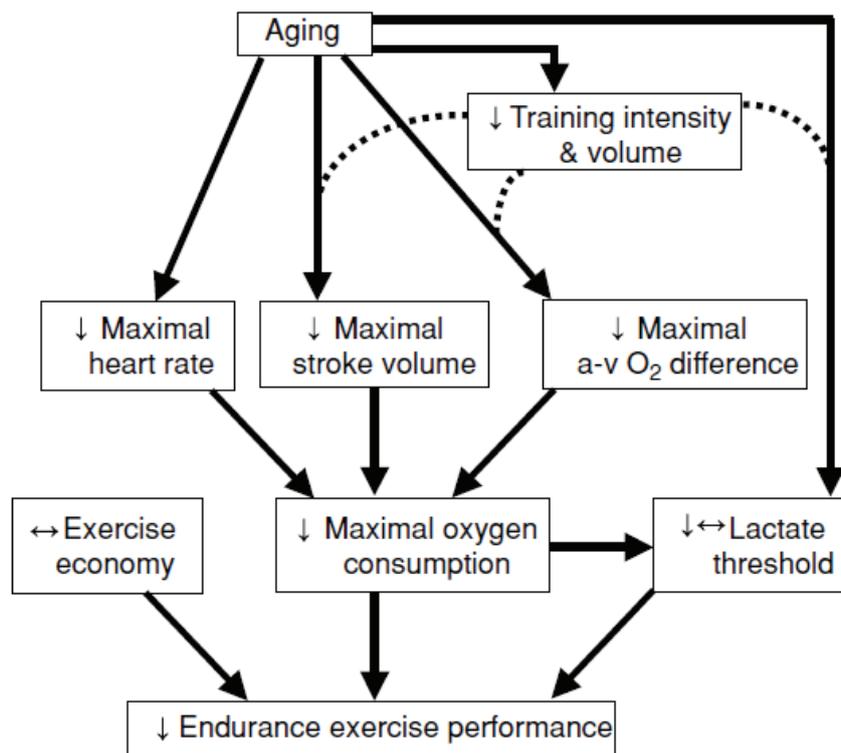


Figure 14 : facteurs et mécanismes physiologiques contribuant aux réductions de performance en endurance avec l'avancé en âge chez des adultes sains (d'après Tanaka et Seals (2008))

Cette figure n'incluant pas les modifications liées aux évolutions tissulaires qualitatifs et quantitatifs causées par la sarcopénie, la revue de littérature proposée par Louis et collaborateurs incluent les paramètres liés au muscle (Louis, *et al* 2012). Les auteurs proposent alors une version plus complète de l'influence de l'âge sur la performance en endurance (figure 15).

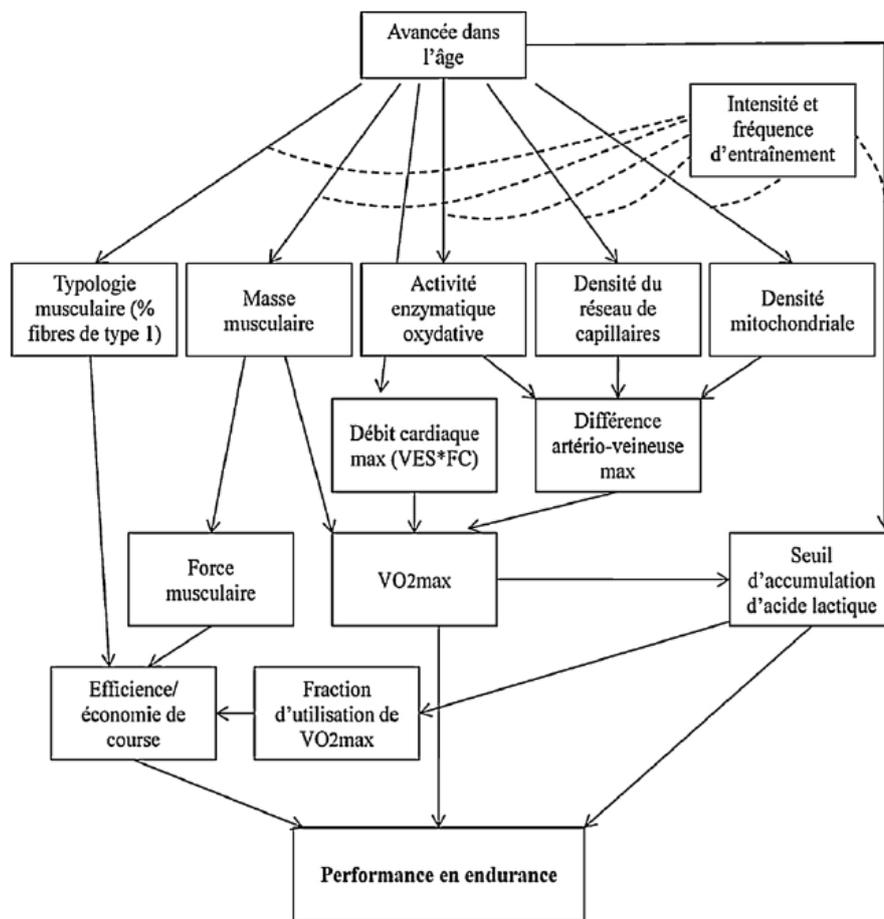


Figure 15 : principaux systèmes physiologiques susceptibles d'être altérés par l'avancée dans l'âge et entraîner un déclin de la performance en endurance (d'après Louis, *et al* (2012))

Comme observé chez l'athlète Master, le déclin de la capacité aérobie et plus particulièrement du $\dot{V}O_2\text{max}$, entraîne une diminution des capacités fonctionnelles (Louis, *et al* 2012, Tanaka et Seals 2003). Si un déclin apparaît modérément après la quarantaine, la performance est relativement bien maintenue jusqu'à 60-70 ans (Tanaka et Seals 2003). Les auteurs suggèrent alors que, jusqu'à cet âge, les adultes devraient pouvoir être capables de réaliser les tâches de la vie quotidienne avec facilité. La capacité à réaliser une tâche avec facilité dépend de la réserve que le sujet possède jusqu'à l'épuisement sur cette même tâche. Dans une étude comparant le coût énergétique de la marche à différentes vitesses dans 3 populations d'âge différent (e.g. 25 vs 65 vs 80), on observe un $\dot{V}O_2$ nécessaire à la position verticale debout de $6,4 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$ pour le groupe de 85 ans en moyenne (Malatesta, *et al* 2003). En rapport à des sujets ayant des $\dot{V}O_2\text{max}$ de 10 à $15 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$, cela représente environ 50% de l'intensité maximale. Il faut donc considérer que toutes les activités supérieures à 75% du $\dot{V}O_2\text{max}$ sont fatigantes. Il est donc très important de prendre en considération que la condition

cardiorespiratoire peut tomber à un niveau qui limite les fonctions et contribue à la dépendance réduisant ainsi la qualité de vie (Arnett, *et al* 2008, Fleg, *et al* 2005, Paterson, *et al* 2007).

Avant la 70^{ème} décennie, une diminution de la fonction cardiorespiratoire est principalement imputable à des attitudes quotidiennes de style de vie. On y retrouve, par exemple, une augmentation de la sédentarité, une prise de poids corporel, le tabagisme, ... L'ensemble de ces éléments est bien évidemment, influencé par un profil génétique plus ou moins favorable (Tanaka et Seals 2003).

La comorbidité va évidemment accélérer la diminution de la capacité aérobie et donc limiter l'indépendance fonctionnelle (Tanaka et Seals 2003). Les déficits liés à une pathologie vont venir se cumuler au style de vie et accélérer le déclin (Fleg, *et al* 2005).

Un élément de compréhension supplémentaire est, par ailleurs, apporté lors de la comparaison entre les adultes âgés sédentaires et les athlètes masters entraînés. Si le maintien d'une activité limite la décroissance de la capacité maximale aérobie, les athlètes masters devraient voir leur condition physique maintenue. Cependant, il se trouve que celle-ci diminue plus rapidement que chez les sédentaires (Eskurza, *et al* 2002, Fitzgerald, *et al* 1997, Pimentel, *et al* 2003, Tanaka, *et al* 1997). Une mauvaise lecture de ces informations pourrait tendre à des consignes erronées sur l'entraînement en endurance des personnes âgées. Il faut en effet relativiser la quantité d'activité conservée avec la quantité habituelle avant réduction (Tanaka et Seals 2003). En effet, plus la réduction d'activité est grande, plus la diminution de capacité maximale aérobie sera grande. Cependant, il est évident que les athlètes masters ont un niveau de base bien supérieur aux sédentaires et sont donc capables de réaliser les activités de la vie quotidienne avec beaucoup plus de réserve aérobie. Il est donc préférable d'avoir un niveau de capacité aérobie élevé à l'approche de la 7^{ème} décennie. Ceci suggère qu'un meilleur niveau de capacité cardiorespiratoire entraîne un risque de mortalité plus faible (Blair, *et al* 1995, Clays, *et al* 2014).

Deux points importants sont à prendre en considération concernant les méthodes de mesures de la capacité aérobie des personnes âgées. Le premier point concerne le niveau de base des personnes évaluées. L'étude d'Alexander, *et al* (2003) montrent que pour des $\dot{V}O_2\text{max}$ inférieurs à $18 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$, les mesures aérobies sous-maximales sont plus

prédictives de la mobilité fonctionnelle que les valeurs pics de $\dot{V}O_2$. Ils ont, en effet, constaté des déficits en O_2 et une consommation de dioxygène post-exercice supérieurs chez les sujets ayant des $\dot{V}O_{2max}$ inférieurs à $18 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$. Les auteurs suggèrent donc d'utiliser des mesures sous-maximales du $\dot{V}O_2$ pour obtenir une meilleure évaluation du niveau de déconditionnement des personnes âgées et surtout si elles sont fragiles (Alexander, *et al* 2003). Le deuxième point porte sur l'utilisation de l'équivalent métabolique pour une tâche donnée (M.E.T. pour « Metabolic Equivalent of Task »). Il se définit par le rapport entre l'énergie nécessaire pour faire une activité et le métabolisme de base ou la dépense énergétique de repos. Il est très utilisé pour quantifier le niveau d'intensité requis pour une tâche (Withers, *et al* 2006). La mesure de l'énergie nécessaire se fait par le biais du $\dot{V}O_2$. Une information importante est rapportée par Hall, *et al* (2013) concernant le métabolisme de base des personnes âgées. Une valeur standard de $3,5 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$ est utilisée en moyenne pour l'ensemble de la population. Cependant les auteurs ont rapporté que sur 20 personnes âgées de 75 ans en moyenne, le métabolisme basal était de $2,6 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$, soit 31,6% de moins que la valeur standard (Hall, *et al* 2013). Il convient donc d'être prudent dans l'utilisation des METs.

2.2. Capacités de production de force chez la personne âgée

2.2.1. Sites structurels et les processus physiologiques influencés par le vieillissement dans la production de force

Le vieillissement est associé à un grand nombre de changements physiologiques et neuromusculaires (Booth, *et al* 1994, Brooks et Faulkner 1994). Afin d'appréhender les sites structurels et les processus physiologiques menant à la contraction musculaire, il convient de décrire l'ensemble des étapes qui mènent à la production d'une force. L'objectif ici est d'étudier les étapes susceptibles d'évoluer avec l'âge pouvant entraîner une réduction de la production volontaire de force. Il faut donc étudier les contributeurs nerveux et musculaires pour avoir une vision globale du processus (Cannon, *et al* 2007, Clark et Manini 2008, Mau-Moeller, *et al* 2013). L'ensemble de ces processus est résumé dans la figure 16 (Gandevia 2001).

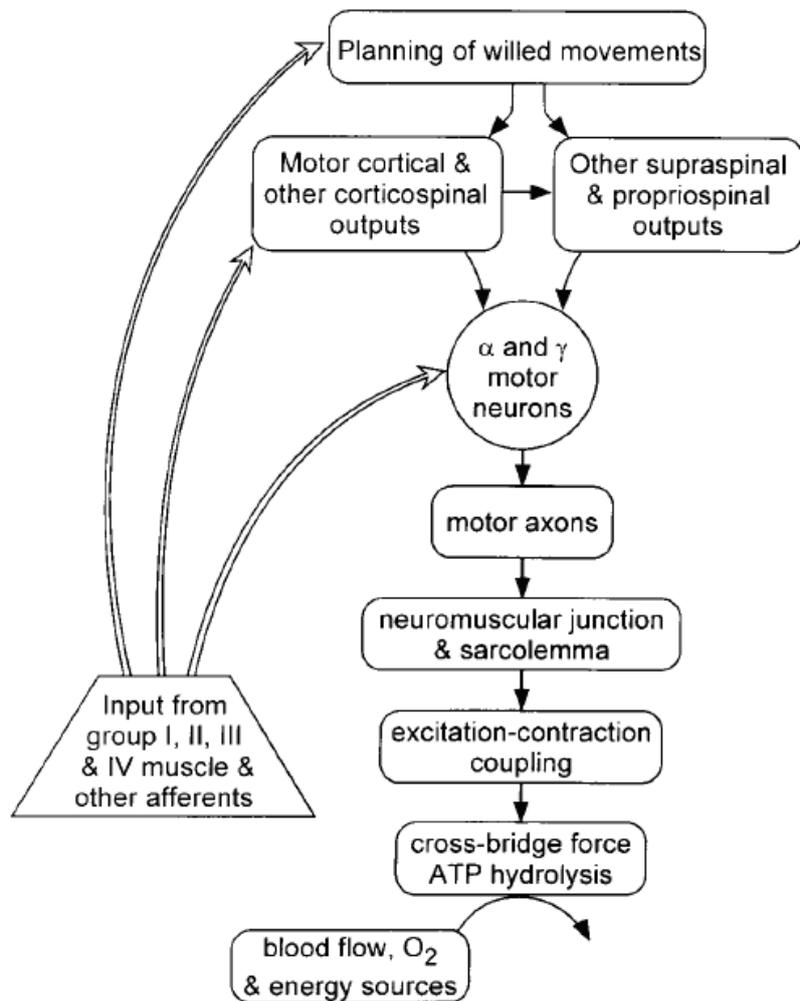


Figure 16 : étapes impliquées dans la production de force volontaire et facteurs agissant au niveau du motoneurone (d'après Gandevia (2001))

Plus récemment, Clark et Manini ont proposé un schéma contenant la majorité des sites impliqués dans la production de force et subissant les effets du vieillissement (figure 17) (Clark et Manini 2008).

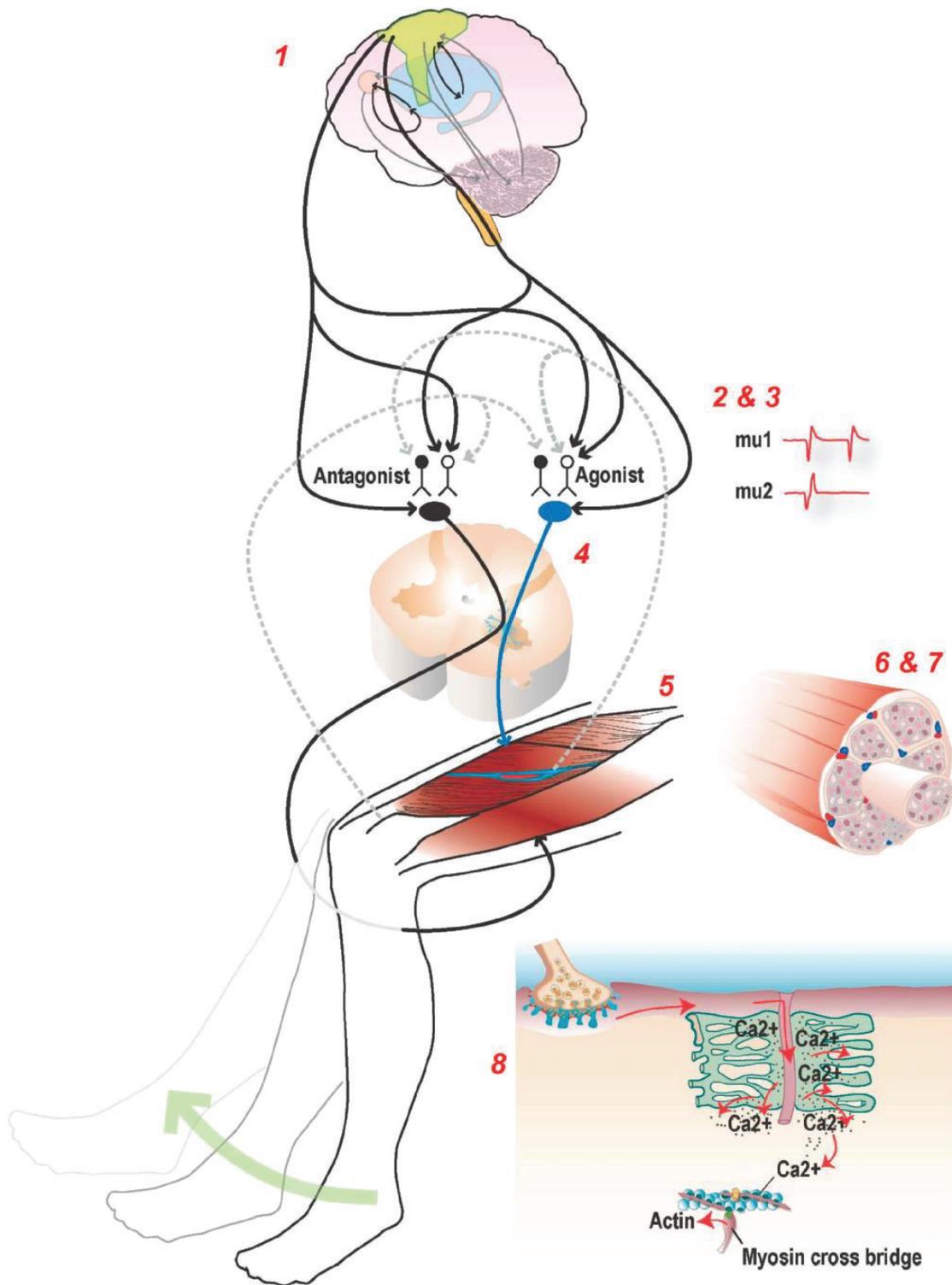


Figure 17 : sites potentiels et mécanismes physiologiques régulant la production de force. 1) diminution de l'excitabilité corticale, 2) diminution de l'excitabilité spinale, 3) diminution de la fréquence de décharge maximale des unités motrices, 4) ralentissement de la conduction nerveuse, 5) altérations de l'architecture musculaire (réduction de la longueur des fascicules et de l'angle de pennation, et de la raideur des tendons), 6) diminution de la masse musculaire, 7) augmentation des lipides intramyocytaires, 8) altération du couplage excitation-contraction (i.e. diminution du nombre de récepteur à la dihydropyridine) (d'après Clark et Manini (2008))

2.2.2. Système nerveux

Fonction cognitive et commande supraspinale motrice

L'élaboration du mouvement volontaire provoquant une tension musculaire nécessite plusieurs étapes par le biais de différents centres nerveux. Quel que soit le niveau de complexité de la tâche impliquée, il sera requis une large variété de comportements cognitifs et moteurs. De la première étape que l'on peut qualifier d'intention, à la dernière étape nommée l'exécution motrice, un ensemble de structures supraspinales vont interagir afin d'affiner l'exécution motrice. L'intention d'un mouvement sera principalement élaborée à partir des aires associatives limbiques qui régissent les réactions émotionnelles. Ces aires corticales seront en étroite collaboration avec les aires corticales associatives multimodales antérieures et postérieures pour la gestion de l'intellect et de l'orientation spatiale par exemple. Une fois cette étape terminée, la planification et la programmation du mouvement auront lieu. La planification se fera grâce au cortex préfrontal qui fera appel à des structures sous-corticales, comme les noyaux basaux, pour la mise en place des mouvements automatisés. La programmation fera constamment appel au cervelet afin d'évaluer en temps réel les commandes des aires motrices impliquées (cortex prémoteur et aire motrice supplémentaire) dans l'exécution du mouvement en rapport avec les informations proprioceptives du corps. Dans le cas de mouvements automatisés, l'étape d'exécution mettra en jeu le cortex prémoteur primaire qui va communiquer et agir sur le cortex moteur primaire pour commander les séquences musculaires issues de l'intention. Le cortex moteur primaire est constitué de neurones pyramidaux qui composent la voie motrice principale (ou corticospinale ou pyramidale). Ces neurones sont au contact avec des interneurons ou directement avec des motoneurons dans la moelle épinière. Un mouvement est constamment évalué par les récepteurs somatosensoriels afin de corriger son exécution pendant ou après l'exécution. Ces récepteurs vont informer différents niveaux du système nerveux central et périphérique (Collet 2001, Marieb et Hoehn 2013).

La revue de littérature proposée par Papegaaij, *et al* (2014) propose un modèle du processus d'adaptation du système neuromoteur avec les modifications structurelles et fonctionnelles associées à l'avancée en âge. Ce modèle est présenté en figure 18. Dans ce modèle, les modifications structurelles font référence aux dégénération du cerveau et des nerfs, les modifications fonctionnelles font référence aux processus de compensation

suite aux détériorations des structures et les modifications comportementales font référence aux changements de la performance de la tâche motrice. Les changements structurels entraînent des modifications fonctionnelles par des processus de compensation pour minimiser l'impact sur la performance. Les flèches en tiret reflètent l'importance des changements de comportement (i.e. modifications de mode de vie). Ce modèle permet d'examiner les liens systématiques entre la structure, la fonction et le comportement (Papegaaij, *et al* 2014).

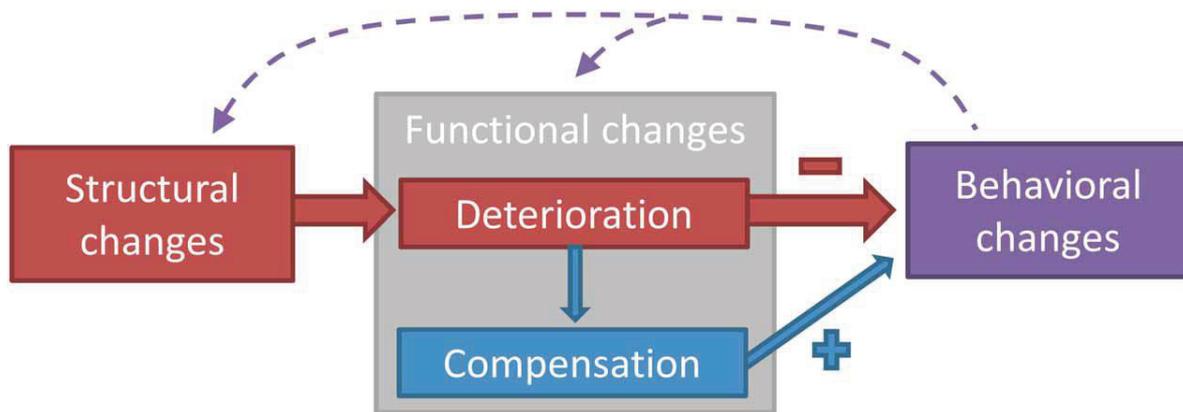


Figure 18 : modèle des différents domaines de changements liés à l'âge du système neuromoteur contrôlant la posture et les tâches manuelles (d'après Papegaaij, *et al* (2014))

Avec l'avancée en âge, il est observé une diminution des performances dans les domaines cognitif et moteur (Papegaaij, *et al* 2014, Reuter-Lorenz et Park 2010, Seidler, *et al* 2010). Dans le cadre d'une tâche intellectuelle, il est observé une atrophie au niveau structural du cortex préfrontal et du corps calleux qui tendent à diminuer les capacités intellectuelles (Seidler, *et al* 2010). Une étude utilisant des mesures d'imagerie par résonance magnétique portant sur l'évolution avec l'âge de la taille du cortex, montre une atrophie du gyrus précentral, donc du cortex prémoteur (Salat, *et al* 2004). Dans le cadre d'une tâche motrice, les travaux de Seidler et son équipe montrent que les réseaux neuronaux sont aussi structurellement réduits avec le vieillissement et entraînent des déficits moteurs (Seidler, *et al* 2010). En effet, les auteurs constatent une diminution de la quantité de matière grise et blanche. Les déclin structurels et fonctionnels sont observés dans les régions motrices corticales et les ganglions basaux (Seidler, *et al* 2010). Ainsi, l'engagement accru des cortex préfrontaux sous les effets du vieillissement reflètent probablement un recours plus important à des mécanismes de compensation pour le contrôle cognitif chez les personnes âgées. En d'autres termes, plus la disponibilité des ressources cognitives diminue avec l'âge ; plus la demande cognitive pour une tâche sera

augmentée (Papegaaij, *et al* 2014, Seidler, *et al* 2010). Le cervelet est aussi clairement impacté par l'âge. Il est observé des variations morphologiques et des modifications du réseau de connectivité neuronale (Bernard et Seidler 2014). Les auteurs suggèrent alors que ces modifications structurales seraient la source de dégradations des modèles internes en rapport à des tâches précises. La figure 19 propose le rapport entre la capacité à fournir des ressources cognitives et la demande cognitive pour une tâche entre les jeunes et les âgés. Cette figure nous montre que d'une part, en comparant les personnes jeunes et âgées, les diminutions structurales observées sous le vieillissement suggèrent que les personnes âgées disposent de moins en moins de ressources cognitives (au niveau du corps calleux et du cortex préfrontal) pour une même tâche. D'autre part, il est aussi constaté qu'avec l'avancée en âge, la demande cognitive des tâches motrices augmente sous l'effet des diminutions structurales (des régions corticales motrices et du cervelet). Il est donc suggéré une diminution des ressources cognitives avec en parallèle une demande supérieure pour une même tâche (Seidler, *et al* 2010).

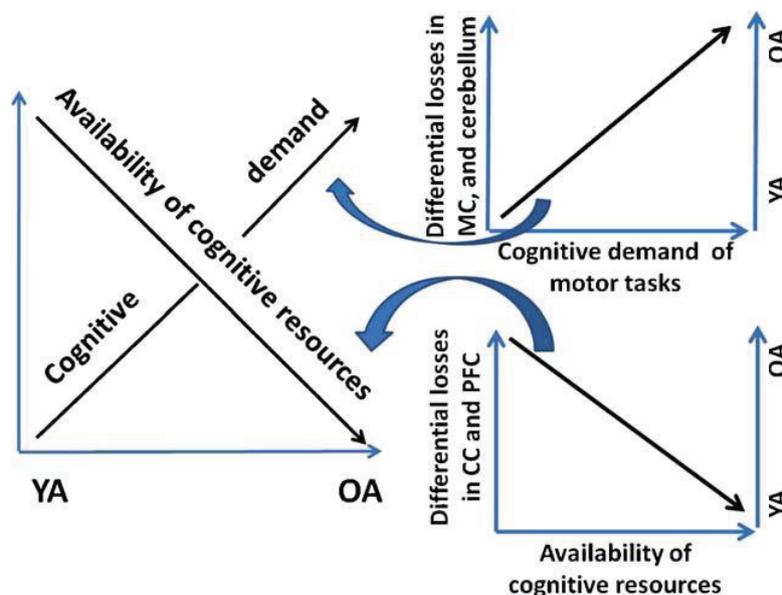


Figure 19 : " Offre et demande" appliquées à des changements liés à l'âge dans le contrôle du mouvement. Young adults (YA); older adults (OA); motor cortical regions (MC); prefrontal cortex (PFC); corpus callosum (CC) (d'après Seidler, *et al* (2010))

Concernant le cortex moteur, ces adaptations ont été observées à plusieurs reprises avec l'âge (Heuninckx, *et al* 2005, Naccarato, *et al* 2006, Rowe, *et al* 2006). Le vieillissement tend à augmenter l'inhibition intracorticale et à diminuer la facilitation intracorticale (Heise, *et al* 2013, Hortobagyi, *et al* 2006, Kossev, *et al* 2002, McGinley, *et al* 2010, Peinemann, *et al* 2001). Il est suggéré une influence accrue du neurotransmetteur

inhibiteur : acide γ -aminobutyrique (GABA pour « gamma-aminobutyric acid ») (McGinley, *et al* 2010). Le déclin d'une performance motrice avec le vieillissement serait attribuable à une réduction de la capacité à moduler l'activité du réseau moteur cortical approprié en fonction de la force à développer (Ward, *et al* 2008).

Enfin, il semblerait que la plasticité du cortex serait réduite avec l'âge (Freitas, *et al* 2011). Cette diminution de plasticité impacte le cortex moteur (Fathi, *et al* 2010, Tecchio, *et al* 2008). Une revue de littérature récente suggère qu'au cours de la vie, la plasticité des réseaux neuronaux diminue et est compensée par une plasticité des circuits neuronaux (Freitas, *et al* 2013).

En complément de cette évolution de la matière grise, il a été aussi observé une évolution de la matière blanche regroupant les neurofibres commissurales, associatives et de projection. Une démyélinisation croissante avec l'âge des neurofibres de la substance blanche a été constatée et ceci tend à perturber l'intégrité de cette zone (Madden, *et al* 2004, Marner, *et al* 2003). Ces perturbations vont donc tendre à réduire l'efficacité de la communication entre les hémisphères, entre les aires corticales et entre le cortex et la moelle épinière.

Voies motrices

Pour constater une défaillance de la voie motrice corticospinale avec l'âge, il est utilisé une stimulation électrique du nerf ou du muscle correspondant pendant que le sujet exécute une contraction volontaire maximale afin d'évaluer la « force ajoutée » (Merton 1954a, Merton 1954b). Il a été maintes fois constaté que le niveau d'activation volontaire diminue avec l'âge et aussi avec le niveau de fragilité des personnes (Cannon, *et al* 2007, De Serres et Enoka 1998, Harridge, *et al* 1999, Klass, *et al* 2007, Yue, *et al* 1999). La mesure des potentiels moteurs évoqués par la stimulation magnétique transcrânienne (TMS pour « Transcranial magnetic stimulation ») est un outil permettant de stimuler les neurones d'une région cérébrale précise sous la boîte crânienne. Cette technique permet de quantifier les réponses intracorticales via de l'électroencéphalographie et spinocorticales via de l'électromyographie à un stimulus (Rossini, *et al* 2010). Des études utilisant cette technique suggèrent qu'avec l'avancée en âge les communications intracorticales ou corticospinales seraient de moins en moins excitables (Kossev, *et al* 2002, McGinley, *et al*

2010, Oliviero, *et al* 2006, Sale et Semmler 2005). D'autres études dans ce domaine ne montrent aucune différence avec l'âge (Peinemann, *et al* 2001, Pitcher, *et al* 2003, Smith, *et al* 2009, Stevens-Lapsley, *et al* 2013). Les études dans ce domaine suggèrent qu'avec l'avancé en âge la voie corticospinale serait susceptible d'avoir de moins en moins de capacité à stimuler les motoneurones ou à optimiser la synchronisation d'un pool de motoneurones (Eisen, *et al* 1996, Pitcher, *et al* 2003).

L'ensemble de ces informations tend à montrer qu'il existe une réduction du signal issu de la voie motrice principale d'un point de vue qualitatif ou quantitatif en direction des unités motrices. Cela entraîne une diminution du nombre de motoneurones recrutés au niveau de la moelle épinière et une réduction de leur rapidité de stimulation (Manini et Clark 2012).

Unité motrice : recrutement des motoneurones

La réduction du nombre d'unités motrices est un des processus les plus cités parmi tous les processus subissant les effets de l'âge. Une unité motrice est définie par un motoneurone associées à plusieurs fibres musculaires. La fréquence de décharge d'un motoneurone est le reflet de l'ensemble des décharges de potentiels d'action qui lui parviennent (Gandevia 2001, McNeil, *et al* 2013). Ils sont résumés dans la figure 20.

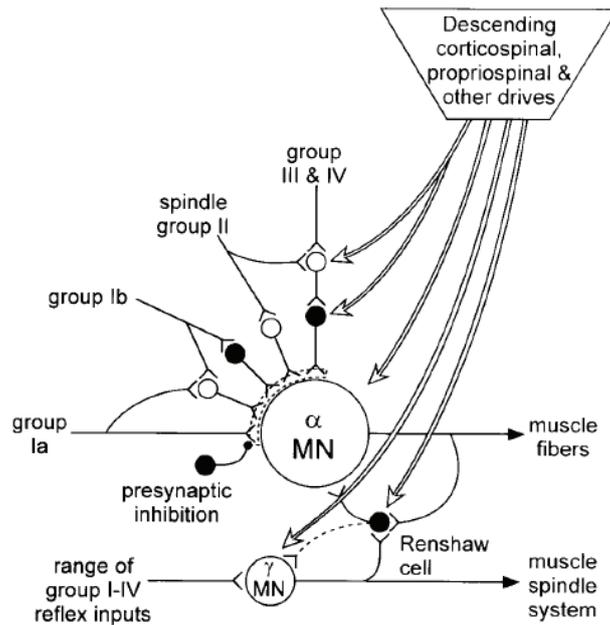


Figure 20 : résumé des contacts avec les motoneurones α and γ pour un muscle agoniste (d'après Gandevia (2001))

L'évolution du nombre d'unités motrices avec l'âge est visible en figure 21 (Faulkner, *et al* 2007). On y observe une diminution qui débiterait vers la 5^{ème} décennie. Associée à cette diminution du nombre d'unités motrices, il est observé une ré-innervation incomplète (Brown 1972, Brown, *et al* 1988, Doherty, *et al* 1993, Galea 1996, McNeil, *et al* 2005).

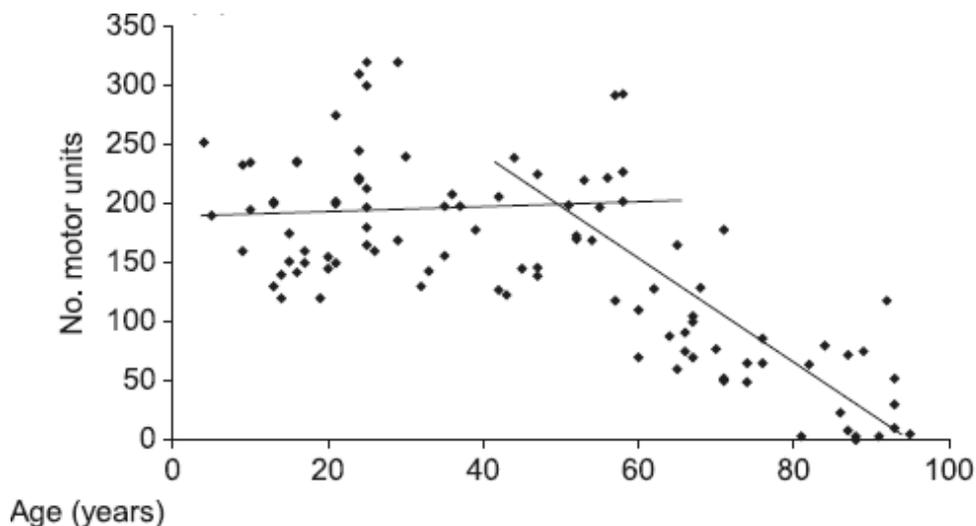


Figure 21 : relation entre le nombre d'unités motrices dans le muscle court extenseur des orteils pour des hommes âgées de 5 à 88 ans (d'après Faulkner, *et al* (2007) adapté de Campbell, *et al* (1973))

Celle-ci est définie comme une réorganisation des motoneurones restants envers les fibres musculaires abandonnées (Campbell, *et al* 1973, Gordon, *et al* 2004, Midrio 2006). Au bilan, cela entraîne une diminution qualitative de la fonction (Kaya, *et al* 2013). Il est souvent précisé que les fibres musculaires de type II sont désinnervées par les motoneurones rapides de gros diamètre et ré-innervées par les motoneurones lents de petit diamètre (Carmeli et Reznick 1994, Connelly, *et al* 1999, Doherty, *et al* 1993, Erim, *et al* 1999, Roos, *et al* 1997, Scaglioni, *et al* 2003, Vandervoort 2002). Un grand nombre d'études a observé une modification liée à l'âge de la réponse des motoneurones (Aagaard, *et al* 2010, Chalmers et Knutzen 2004, Kido, *et al* 2004, Laidlaw, *et al* 2000), incluant une diminution de l'excitabilité spinale (Kido, *et al* 2004) et une augmentation de la variabilité de la fréquence de décharge des unités motrices (Laidlaw, *et al* 2000). La réduction de la fréquence d'excitation des unités motrices est attribuée à un ensemble de phénomènes. En effet, l'altération de la commande corticospinale (Hunter, *et al* 2008), l'apparition de la fatigue centrale (Fuglevand et Keen 2003), la diminution de l'activité des fuseaux neuromusculaires (Macefield, *et al* 1991) et/ou de la modification de l'activité des afférences des groupes III et IV (Woods, *et al* 1987) sont des perturbateurs possibles.

En résumé, avec le vieillissement, il est suggéré que la diminution du nombre d'unités motrices serait dépendant de la typologie du muscle en question et de son utilisation dans l'activité quotidienne de la personne âgée (Aagaard, *et al* 2010). En effet, un déficit d'activation est directement observé chez les adultes âgés les moins actifs (Harridge, *et al* 1999). De plus, l'âge réduit l'excitabilité spinale des motoneurones et augmente les inhibitions spinales pré et/ou postsynaptiques (Aagaard, *et al* 2010). Ces évolutions pourraient avoir pour conséquences d'entraîner une baisse du niveau d'activation musculaire en fonction de l'exigence et de la difficulté technique du type de tâches motrices effectuées.

Excitabilités sensitive et réflexe: influence des voies sensitives

Les études électrophysiologiques chez les primates (Cheney et Fetz 1984, Cheney, *et al* 1985) et les études utilisant la TMS chez l'humain (Bertolasi, *et al* 1998) indiquent que les afférences musculaires des agonistes exercent une action inhibitrice sur les voies corticospinales reliées aux muscles antagonistes, ceci démontrant l'existence de circuits

inhibiteurs réciproques. Comme montré dans la figure 15, plusieurs voies réflexes ont des influences à différents étages de la voie motrice corticospinale et au niveau du motoneurone (Gandevia 2001). Il existe plusieurs groupes d'afférences qui sont soit musculaires soit tendineuses et elles ne sont pas toutes myélinisées, visible en figure 22 (Gandevia 2001).

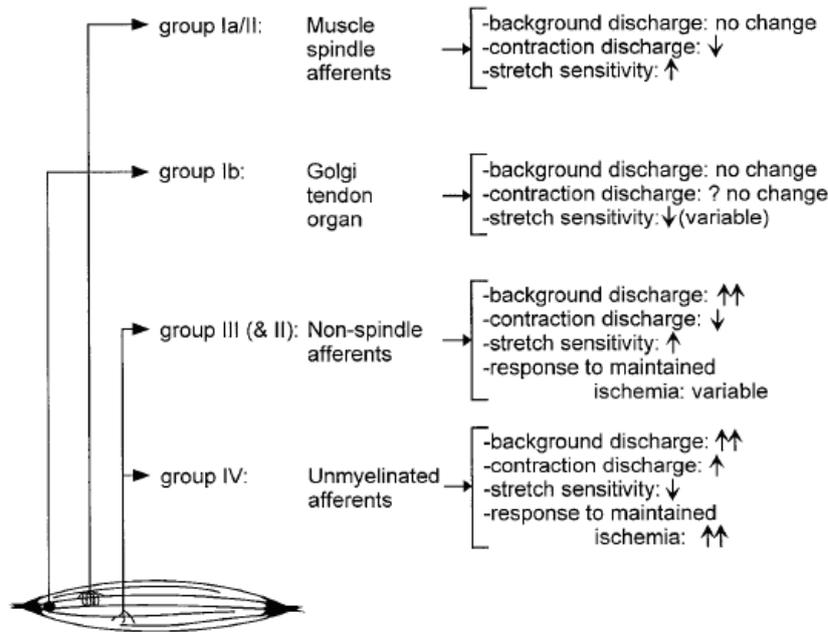


FIG. 15. Likely effect of muscle fatigue on the input from different classes of muscle receptor. Data are shown for background discharge rate, responses to a muscle contraction, responses to muscle stretch, and responses to muscle ischemia maintained after a contraction. The predictions are largely derived from studies in the cat. Further details and references are given in the text.

Figure 22 : groupes d'afférences musculaires et tendineuses et les effets de la fatigue (d'après Gandevia (2001))

Seul le groupe Ia, qui regroupe les fuseaux neuromusculaires, est susceptible de faciliter la stimulation du muscle sollicité par action sur le motoneurone (figure 23). Les autres groupes (Ib, III et IV) sont donc inhibiteurs de la contraction (Gandevia 2001).

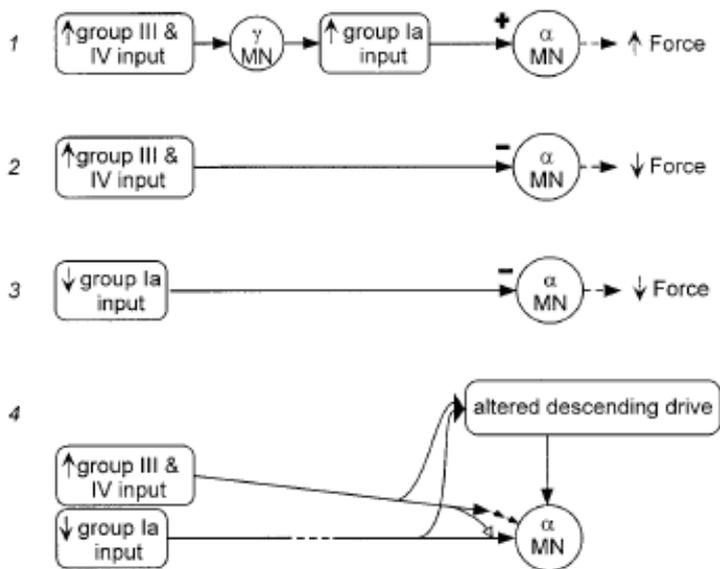


FIG. 20. Summary of possible routes for peripheral inputs to change the firing rates of motoneurons in fatigue. The effects of tendon organs are not included. Details are given in text. *Panel 1* depicts reflex facilitation of motoneurons exerted through the action of group III and IV afferents on the fusimotor-muscle spindle system. *Panel 2* depicts direct reflex inhibition of motoneurons by group III and IV afferents. *Panel 3* depicts disfacilitation of motoneurons produced by the reduction in firing of human muscle spindle endings with fatigue. *Panel 4* depicts group III and IV afferents acting via supraspinal drives and shows their complex spinal actions involving both presynaptic and polysynaptic actions.

Figure 23 : influence des groupes d'afférences musculaires et tendineuses sur le motoneurone alpha et la production de force musculaire (d'après Gandevia (2001))

La mesure des potentiels moteurs évoqués par la TMS, suggère qu'avec l'augmentation de la fatigue musculaire, les afférences sensibles altèreraient les excitabilités corticales (Pitcher et Miles 2002). De même, l'avancé en âge dégrade les boucles de sensorimotrices rétroactives qui aident à réguler l'excitabilité corticospinale (Manini, *et al* 2013). Les observations constatées lors des expérimentations sur la fatigue coïncideraient avec celles portant sur le vieillissement.

La comparaison entre personnes jeunes et âgées semble montrer qu'il ne serait pas possible de moduler les inhibitions présynaptiques des afférences Ia mais qu'il est observé une augmentation de la coactivation des muscles antagonistes (Baudry, *et al* 2010). De même, il est généralement suggéré une diminution de l'activation neuromusculaire (Reid, *et al* 2012, Reid et Fielding 2012). Cependant, une étude récente comparant des personnes jeunes et âgées ne montre pas de différence au niveau de l'excitabilité du motoneurones α et/ou des inhibitions présynaptiques des afférences des fuseaux neuromusculaires (Mau-Moeller, *et al* 2013).

Sous l'effet de l'âge, les boucles de régulation augmentant le niveau d'activation se dégradent et les inhibitions sont accrues. Ainsi, la participation croissante des muscles antagonistes est de plus en plus effective avec le vieillissement (Aagaard, *et al* 2010, Clark et Fielding 2012).

2.2.3. Système musculaire : évolution du tissu avec l'âge

L'impact du vieillissement sur le tissu musculaire étant multifactoriel, il peut être appréhendé de plusieurs manières. Il est possible de distinguer les aspects quantitatifs des aspects qualitatifs du muscle (Sale 1988). Il sera donc présenté dans cette partie, les effets de l'âge sur les aspects quantitatifs regroupant les paramètres structuraux puis sur les aspects qualitatifs regroupant les paramètres fonctionnels (architecture, fibre,...) du muscle.

Paramètres quantitatifs

Une caractéristique des humains et des autres mammifères est l'inexorable diminution progressive de la masse musculaire (Frontera, *et al* 2000b, Lexell, *et al* 1988). Cette caractéristique est un des facteurs provoquant la sarcopénie. Nous discuterons de ce terme dans la partie 3.6. La diminution de masse musculaire est observée lors des études transversales comparant des populations des groupes d'âges différents ou en observant une multitude de personnes d'âges différents. Lors les études longitudinales, il est exercé un suivi des populations concernées sur une période donnée (Doherty 2003).

Les techniques de mesure ont été résumées dans une revue de littérature récente (Cooper, *et al* 2013). Il existe l'anthropométrie, l'impédance bioélectrique, l'absorption bi-photonique à rayons X (« dual energy X-ray absorptiometry » ou DEXA), la tomodensitométrie et l'imagerie par résonance magnétique (IRM). A partir de ces techniques, 2 index sont très utilisés. La masse des muscles squelettiques non axiaux (donc des membres) (ou « appendicular skeletal muscle mass ») divisée par la taille au carré donne un rapport pour classer le niveau de perte musculaire (Heymsfield, *et al* 1990). Il existe aussi l'index de pourcentage de muscle squelettique (« percentage skeletal muscle index » ou %SMI) qui est défini par le rapport entre la masse musculaire totale divisée par la masse corporelle totale, multipliée par 100 (Janssen, *et al* 2000a).

Une étude récente utilisant l'IRM montre les différences au niveau morphologique entre une personne jeune et une personne âgée (McPhee, *et al* 2013). Un exemple est visible dans la figure 24. On y voit clairement que la personne âgée présente moins de tissu musculaire et relativement plus de tissu adipeux que la personne jeune.

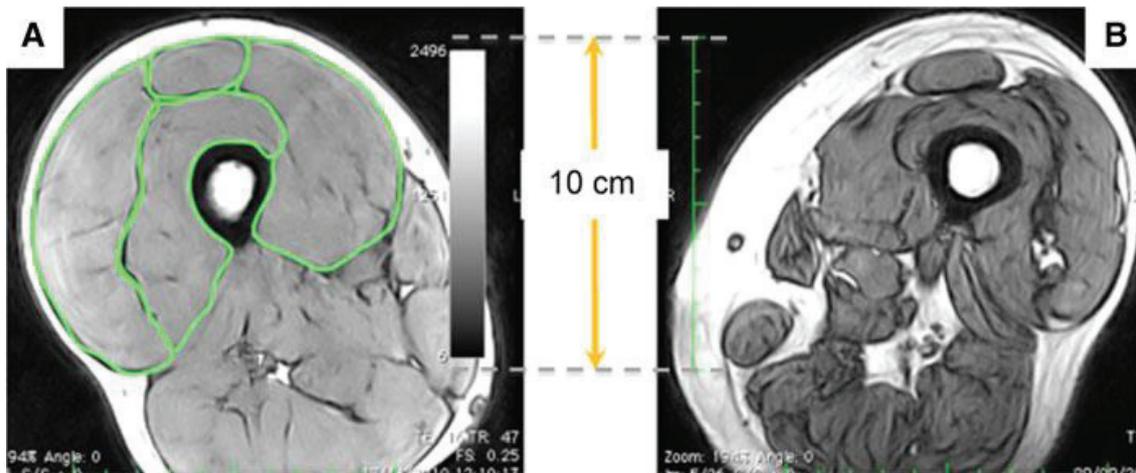


Figure 24 : IRM obtenues au milieu de la cuisse pour un sujet de 25 ans (A) et un sujet de 75 ans (B) (d'après McPhee, *et al* (2013))

Lors d'un suivi de 3 ans sur 1880 personnes âgées, le taux de diminution de la masse maigre dans les membres inférieurs était de 1% par an (Goodpaster, *et al* 2006). L'observation de 468 hommes et femmes âgés de 18 à 88 ans montre qu'entre la deuxième et la huitième décennie, la masse maigre diminue d'environ 18% chez l'homme et de 27% chez la femme (Janssen, *et al* 2000b). Lors d'une étude transversale portant sur 43 hommes âgés de 15 à 83 ans, il a été observé un déclin d'environ 50% du nombre de fibres musculaires dans le muscle vaste latéral (Faulkner, *et al* 2007, Lexell, *et al* 1988). Cette évolution, visible en figure 25, a été redéfinie en 2 parties avec une évolution lente jusqu'à la 4^{ème} ou 5^{ème} décennie puis une évolution rapide jusqu'à la fin de vie (Faulkner, *et al* 2007).

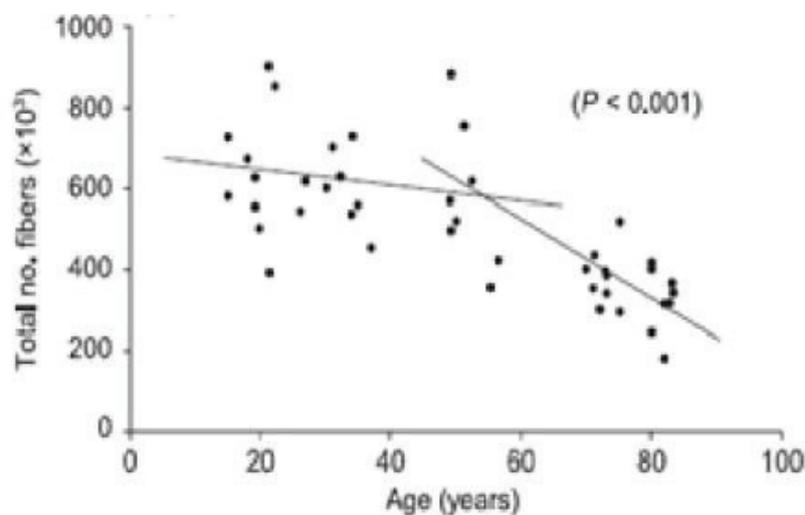


Figure 25 : relation entre le nombre total de fibres musculaires et l'âge pour des hommes de 18 à 82 ans (d'après Faulkner, *et al* (2007) adapté de Lexell, *et al* (1988))

La littérature s'accorde à dire que la diminution de masse musculaire serait accentuée à partir de la 4^{ème} décennie (Faulkner, *et al* 2007, Metter, *et al* 1997, Walston 2012). Certains auteurs suggèrent que 50% de la masse musculaire peut-être perdue en 4 décennies à partir de 40 ans (Metter, *et al* 1997). Il a aussi été suggéré une diminution à partir de la 3^{ème} décennie mais celle-ci devient substantielle à partir de 50 ans (Janssen, *et al* 2000b). Il a été proposé une évolution en fonction de l'âge de la masse musculaire en créant des périodes relatives à l'augmentation de masse, à son maintien et sa diminution (figure 26). Les auteurs précisent aussi sur cette figure les différences interindividuelles dans cette évolution (Sayer, *et al* 2008). En effet, il peut y avoir d'énormes disparités au niveau du pic de masse musculaire à l'âge adulte, vers 25 ans (Strugnell, *et al* 2014). Ainsi, certains adultes peuvent avoir un niveau proche de certaines personnes âgées (Janssen 2010).

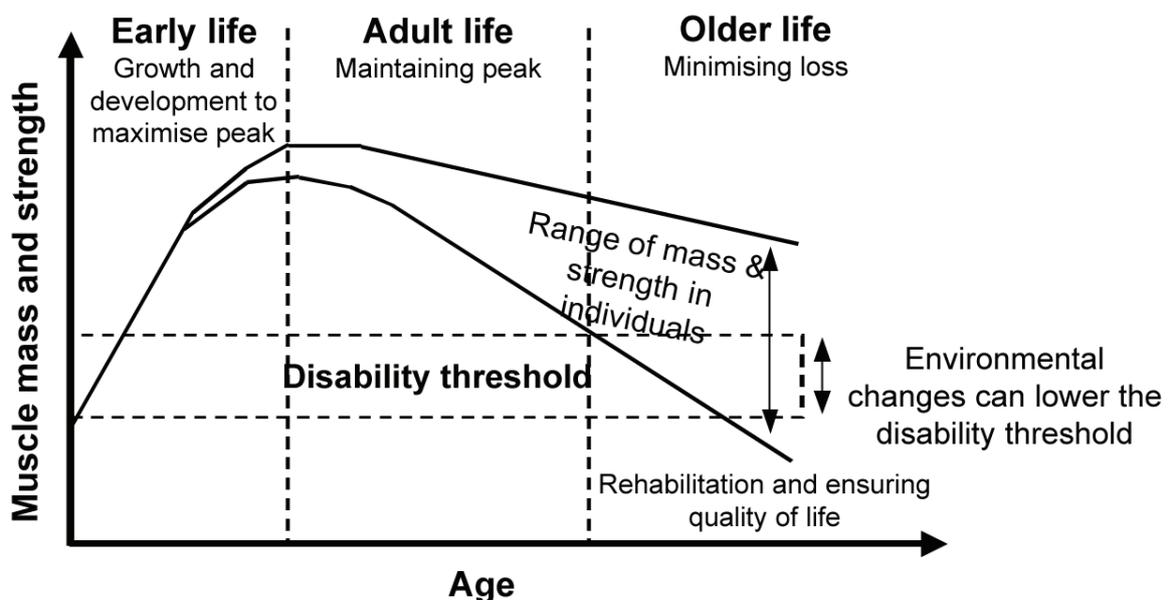


Figure 26 : approche de la sarcopénie tout au long de la vie (d'après Sayer, *et al* (2008))

La diminution de masse musculaire est plus importante chez les hommes par rapport aux femmes avec le vieillissement. Une étude comparant 148 femmes et 136 hommes montre que la masse musculaire squelettique est diminuée de moitié pour les hommes par rapport aux femmes (Gallagher, *et al* 1997). Cependant, les hommes ont, en général, une plus grande masse musculaire et une durée de vie plus courte que les femmes. Ceci implique que les femmes seront plus assujetties à un impact de l'âge sur leur masse musculaire et donc sur leur qualité de vie (Roubenoff 2000, Roubenoff, *et al* 2000). Ainsi, les trajectoires sont différentes en fonction du sexe. Les hommes vivront une décroissance

constante de leur masse musculaire tandis que les femmes risquent d'avoir un déclin subit après la ménopause (Rolland, *et al* 2008). Ces propos sont à relativiser car une étude Australienne récente ne montre aucune différence entre les hommes et les femmes. En effet, sur 8582 adultes de 25 à 91 ans, les pourcentages de perte de masse musculaire sont d'environ 11 à 15% pour les 2 sexes (Strugnell, *et al* 2014).

La perte de masse musculaire ne semble pas atteindre tous les muscles de la même façon (Kadhiresan, *et al* 1996, Klein, *et al* 2003). En effet, en observant l'intégralité du corps sur 468 personnes âgées de 18 à 88 ans, la diminution de masse musculaire est plus importante dans les membres inférieurs (Janssen 2010). Un suivi longitudinal de 12 ans portant sur 9 hommes âgés de 65,4 ans au début de l'étude, montre que la surface de section musculaire des fléchisseurs et des extenseurs du genou et du coude a diminué d'environ 15% sous l'effet du temps (Frontera, *et al* 2000a). Les extenseurs étaient les principaux muscles affectés. Ainsi un suivi longitudinal de 8,9 ans portant sur 12 personnes âgées de 71 ans au début de l'expérience, montre une diminution significative de 5,7% de la surface de section musculaire du quadriceps (Frontera, *et al* 2008). Il a tout de même été observé que la diminution de surface musculaire est la même pour les 3 muscles vastes du quadriceps (Trappe, *et al* 2001).

L'étude du déclin de la masse musculaire dépend de la population et des muscles étudiés et des techniques utilisées. La littérature montre aussi une influence des termes et des définitions employées si l'on parle de sarcopénie. En effet, lors d'un suivi longitudinal de personnes âgées en bonne santé, la surface de section du muscle vaste latéral n'avait pas diminué (Reid, *et al* 2014).

Les origines sont multifactorielles et communes à tous les mammifères notamment au niveau cellulaire (Demontis, *et al* 2013). D'autres facteurs contribuent à la perte de tissu musculaire, comme une diminution de la fonction anabolique et, peut-être, une augmentation concomitante du catabolisme (Paterson, *et al* 2007). Des facteurs hormonaux, métaboliques, immunologiques, génétiques, circulatoires et nutritionnels ont tous des effets importants sur les altérations inhérentes des facteurs moléculaires qui régissent l'équilibre des protéines musculaires (Kim et Choi 2013, Kwan 2013, Kwan 2014, Rolland, *et al* 2008). La pratique d'activité physique influence aussi la quantité de masse musculaire (Rolland, *et al* 2008). Une étude sur 2425 personnes âgées en moyenne de 63 ans montre qu'il existe un lien positif entre la quantité d'exercices pratiqués en

aérobie et l'index de masse musculaire chez les personnes non-obèses (Morris et Jacques 2013).

Une réduction de la masse musculaire implique à la fois une diminution de la taille des fibres musculaires donc une atrophie, et une diminution de leur nombre donc une hypoplasie (Frontera, *et al* 2012, Narici et Maffulli 2010). Cette hypoplasie constatée va impacter l'ensemble des fibres musculaires. Ainsi, il est observé une diminution de la qualité globale des cellules mais aussi dans la structure et la fonction des protéines musculaires. Ceci touche principalement des fibres rapides ce qui tend à diminuer la qualité du tissu musculaire (Frontera, *et al* 2012).

Paramètres qualitatifs

Architecture

L'architecture musculaire est définie comme « l'arrangement des fibres musculaires en rapport relatif à l'axe de production de force » (Lieber et Friden 2001). La force musculaire dépend du nombre de sarcomères placés en parallèle et la vitesse de raccourcissement dépend du nombre de sarcomères placés en série (Narici et Maffulli 2010). Ainsi, l'arrangement spatial des fibres musculaires est un déterminant des relations force - vitesse et puissance - vitesse (Lieber et Friden 2000, Thom, *et al* 2007). Une diminution de la longueur du faisceau implique une diminution de la quantité de sarcomères en série et prédit une diminution de la vitesse de raccourcissement tandis qu'une diminution de l'angle de pennation reflète une perte du nombre de sarcomères en parallèle et ainsi une réduction de la surface de section transversale physiologique (PCSA) du muscle et donc de sa force (Narici et Maffulli 2010, Thom, *et al* 2007).

Le vieillissement semble justement impliquer une diminution de la longueur des faisceaux, de l'angle de pennation et de la raideur des tendons (Narici et Maganaris 2006). Ceci serait à l'origine de la diminution de la production de force et de vitesse (Degens, *et al* 2009, Lieber et Friden 2001). Par exemple, en comparant un groupe de jeunes à un groupe d'âgés, la diminution de longueur du muscle compte pour 16% dans la diminution de vitesse de raccourcissement et la diminution de surface de section musculaire compte pour 10% dans la diminution de force maximale isométrique (Thom, *et al* 2007).

Les adaptations musculaires avec l'âge. En effet, une réduction de la longueur des faisceaux tend à diminuer la vitesse de raccourcissement mais l'âge provoque en même temps une diminution de l'angle de pennation qui a pour effet d'augmenter cette même vitesse (Degens, *et al* 2009).

Typologie : qualitatif (dynapénie) & quantitatif (sarcopénie)

La taille des fibres musculaires ainsi que l'évolution du nombre ou de la proportion par type de fibres que l'on peut observer sont des paramètres évoluant avec l'âge (Narici et Maffulli 2010).

La taille des fibres musculaires semble être impactée par l'âge lors des études transversales comparant des populations jeunes et âgées (Aagaard, *et al* 2010, Narici et Maffulli 2010). En effet, une atrophie des fibres de type II semble plus prononcée que celle des fibres de type I (Andersen 2003, Klitgaard, *et al* 1990, Kosek, *et al* 2006, Larsson 1978, Larsson, *et al* 1978, Lee, *et al* 2006, Lexell, *et al* 1983). Il existe aussi des études montrant des diminutions similaires des 2 types de fibres musculaires (Essen-Gustavsson et Borges 1986).

Cependant, les études longitudinales ne donnent pas les mêmes résultats. Un suivi longitudinal de 12 ans portant sur 12 personnes âgées de 65 ans au début de l'expérimentation n'a montré aucune variation significative de la taille de toutes les fibres musculaires (Frontera, *et al* 2000a). Un autre suivi longitudinal de 8,9 ans montre que sur 411 personnes âgées, aucune différence n'a été observé concernant le diamètre des fibres musculaires de type I tandis que les fibres de type II ont vu leur diamètre augmenter (Frontera, *et al* 2008). De même, à l'issue d'un suivi de 3 ans, une autre étude a montré que les surfaces de section des fibres de type I et IIa sont préservées (Reid, *et al* 2014). De plus, une méta-analyse de la littérature montre qu'à l'encontre des rapports classiques, l'âge n'altérerait pas la surface de section des fibres. Ces mêmes auteurs attribuent cette différence de résultats au niveau d'activité physique et à l'âge des personnes étudiées (Gouzi, *et al* 2013). Ce postulat avait déjà été avancé auparavant (Narici et Maffulli 2010).

Le typage des fibres musculaires est obligatoire pour l'évaluation de la surface de section du muscle. La proportion du type de fibres évolue avec l'âge (Narici et Maffulli 2010). Des études ont indiqué une perte préférentielle des fibres à contraction rapide de type II et un

remodelage lié à l'âge (Hepple 2003, Larsson 1978, Larsson, *et al* 1978, Scelsi, *et al* 1980). Une étude récente a réalisé des biopsies et montre les différences au niveau histologique entre une personne jeune et une personne âgée (McPhee, *et al* 2013). Un exemple est visible dans la figure 27. On y voit clairement que la personne âgée présente moins de fibres musculaires de type II et plus de fibres de type I que la personne jeune.

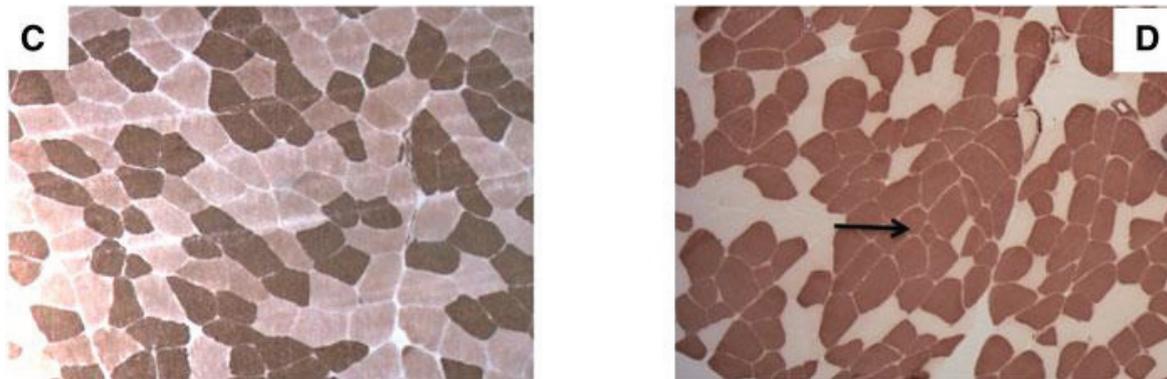


Figure 27 : sections histologiques colorées pour la myosine-ATPase (agrandies 10x) obtenues à partir du vaste latéral pour un sujet de 25 ans (C) et un sujet de 75 ans (D) avec les fibres de type I (taches sombres) et de type II (taches claires) (d'après MCPhee, *et al* (2013))

Cependant si la taille des fibres de type II semble diminuer, leur nombre ne semble pas évoluer de la même manière. Des études ont montré que si il y a une diminution de la quantité de fibres, aucune prédominance de décroissance du type de fibres n'est observée (Lee, *et al* 2006).

Les études longitudinales ont apporté des résultats contradictoires. Lors d'un suivi de 12 ans, il a été observé une diminution du pourcentage de fibre lente (Frontera, *et al* 2000a). Mais lors d'un suivi de 8,9 ans, aucune différence significative n'a été observée dans la distribution des fibres musculaires (Frontera, *et al* 2008).

De plus, des autopsies, utilisant toute la surface du muscle et non un échantillon pris par biopsie, montrent une atrophie du muscle vaste latéral due principalement à un déclin similaire de la quantité de fibres de type I et II et dans une moindre mesure à une réduction de tailles des fibres, majoritairement les types II (Lexell, *et al* 1983, Lexell, *et al* 1988). Et une méta-analyse observe une corrélation entre la proportion de fibres de type I (50,3%) et l'âge, l'IMC et le $\dot{V}O_2\text{max}$ (Gouzi, *et al* 2013). Les auteurs ont aussi noté que la variabilité de la surface de section était expliquée par le genre, la proportion du type de fibres et le $\dot{V}O_2\text{max}$ mais pas par l'âge chez les plus de 40 ans.

Les résultats contradictoires observés semblent montrer qu'ils sont dépendants des méthodologies utilisées et de l'âge des populations étudiées. Globalement, le vieillissement entraîne une diminution en nombre de tous les types de fibres mais avec des échelles de temps différentes. Il est possible que les fibres rapides disparaissent durant la 7^{ème} décennie et que les fibres lentes soient proches de leurs pics de diminution durant la 8^{ème} décennie (Andersen 2003 ; Narici 2010).

L'atrophie musculaire et la diminution de la qualité de la fibre musculaire contribue à une diminution de la fonction musculaire. Les modifications liées au vieillissement des systèmes physiologiques tel que les systèmes endocrinien et immunitaire, impliquent des changements de structure de protéines de la myofibrille (Frontera, *et al* 2012).

Récemment un nouveau protocole par IRM a détecté la quantité de protéine musculaire de manière non-invasive : le transfert d'aimantation (« magnetization transfer » MT). Ce protocole repose sur les différentes fréquences de résonance des protons associés à de l'eau liée à des macromolécules de tissu biologique (Henkelman, *et al* 2001, Sinclair, *et al* 2010). Un plus faible rapport de transfert d'aimantation (MT Ratio) reflète une diminution de la qualité et de la quantité de protéines musculaires (McDaniel, *et al* 1999, Schwenger, *et al* 2009, Sinclair, *et al* 2010). Une étude portant sur des personnes relativement peu âgées (65 ans) a montré une diminution du MTR en comparaison d'un groupe d'hommes jeunes (Schwenger, *et al* 2009). Plus récemment, il a été comparé 3 groupes d'hommes : jeunes (22-30 ans), âgées (60-73 ans) et très âgées (76-85 ans). Les résultats montrent qu'il n'y a relativement pas de différence entre les 2 groupes les plus jeunes mais que les très âgées ont vu leur MTR diminuer. Les auteurs attribuent cette diminution à un remodelage nerveux qui entraîne une perte de fibres musculaires (Power, *et al* 2014).

Couplage excitation-contraction

Ce processus physiologique regroupe toute une série d'évènements biophysiques ayant pour but de convertir le signal nerveux d'activation musculaire en une contraction. La perturbation de n'importe lequel de ces évènements va engendrer une activation sous-optimale du muscle pour un niveau requis. Il est probable que l'âge entraîne des

perturbations dans cette cascade de réactions et induise une altération de la capacité du système musculaire à produire une force (Delbono 2011, Russ, *et al* 2011).

Les effets de l'âge sur les principales protéines impliquées dans la libération de l'ion Ca^{2+} (récepteurs de la dihydropyridine et récepteurs de la ryanodine) ont notamment été très étudiées (Delbono 2000, Delbono, *et al* 1995, Jimenez-Moreno, *et al* 2008, Renganathan, *et al* 1997). Par exemple, l'âge induit une diminution du nombre de récepteurs de la dihydropyridine, ce qui implique une perturbation du processus de libération du Ca^{2+} (Renganathan, *et al* 1997, Weisleder, *et al* 2006).

L'ensemble des perturbations liées au vieillissement du couplage excitation-contraction semble avoir un impact sur la qualité musculaire et aussi la production de force (Clark et Manini 2012, Manini et Clark 2012). De nombreuses études sont en cours afin d'étudier les protéines impliquées (Delbono 2011).

3. EVOLUTION DES RELATIONS FORCE-VITESSE ET PUISSANCE-VITESSE AVEC LE VIEILLISSEMENT

3.1. Préambule sur les méthodes de mesures

La recherche dans le domaine de la condition physique s'est longtemps focalisée sur l'évaluation du débit maximal de consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2\text{max}$) et les intensités d'exercices correspondantes (vitesse maximale aérobie (VMA) et puissance maximale aérobie (PMA)). Bien que l'évaluation des capacités énergétiques des sujets présente un intérêt certain dans la mesure de l'autonomie et l'évaluation des risques de dépendance chez le sujet âgé, il est raisonnable de penser que cette mesure n'est pas suffisante pour déterminer la capacité à l'effort et l'autonomie des individus (Kostka 2000). En effet, de nombreux gestes de la vie courante ont un caractère unique et présentent une intensité qui font que la filière aérobie ne participe que faiblement à la production d'énergie et qu'elle ne détermine pas le niveau de performance. En ce sens, de nouveaux tests mesurant la force, la vitesse et la puissance maximales des individus ont été proposés, testés et validés. Au cours de ces tests supramaximaux « anaérobies », la puissance produite est très largement supérieure à la PMA. Les données bioénergétiques restant difficilement accessibles lors de ces tests, la plupart des auteurs se sont orientés vers la mesure de la production de travail et de puissance mécanique dans l'environnement. Ainsi, la mesure des paramètres mécaniques de force, de vitesse et de puissance au cours du mouvement constitue un moyen fiable d'évaluation du métabolisme anaérobie et des capacités musculaires.

Les premiers tests ont, tout d'abord, utilisé des contractions volontaires maximales durant des exercices mono-articulaires telles que des flexions du coude (Wilkie 1949) ou des extensions du genou (Perrine et Edgerton 1978). Ensuite, l'utilisation de tests pluri-articulaires ou globaux (tels que la presse ou le saut (Bosco, *et al* 1983)) a permis de se rapprocher des qualités physiques utilisées lors des activités physiques et sportives ou des mouvements de la vie de tous les jours. Par la suite, l'utilisation d'ergomètres adaptés a permis d'évaluer les paramètres de force et de vitesse au cours de gestes sportifs tels que le pédalage (Bar-Or 1987, Katch, *et al* 1976).

D'un point de vue méthodologique, les techniques et les appareillages utilisés pour l'évaluation des qualités de force, de vitesse et de puissance ont régulièrement évolué. Les premières études utilisaient des ergomètres isocinétiques pour étudier les relations entre la force (ou le moment) et la vitesse angulaire (Perrine et Edgerton 1978, Wilkie 1949).

Par la suite, l'utilisation de cycloergomètres utilisant une force de freinage par friction a permis de mesurer les paramètres physiques sur au moins 2/3 des masses musculaires (Bar-Or 1987, Katch, *et al* 1976, Vandewalle, *et al* 1987). Néanmoins, lors de l'évaluation du sportif, des corrélations ont été observées entre les différentes méthodes de mesures de la puissance sur le corps entier (Driss et Vandewalle 2013). Par exemple, des corrélations significatives ont été observées sur la mesure de puissance maximale entre le pédalage sur bicyclette ergométrique et le saut vertical (Dore, *et al* 2008, Driss, *et al* 1998, Vandewalle, *et al* 1987). La puissance moyenne mesurée durant un test de Wingate était corrélée significativement avec la performance mesurée lors de la répétition de 30 secondes de sauts verticaux (Sands, *et al* 2004).

3.1.1. Mesure de force

La force musculaire peut être testée via 3 modalités : isométrique, dynamique ou isocinétique (Abernethy, *et al* 1995, Frontera, *et al* 1988). La force maximale isométrique ou statique est mesurée lors d'une action contre un objet immuable. La force mesurée lors d'un mouvement dynamique correspond à la masse maximale qui peut être mobilisée. On la nomme aussi la répétition maximale (1-RM). La force isocinétique est mesurée sur un ergomètre isocinétique permettant d'isoler le travail d'un groupe musculaire extenseur ou fléchisseur d'une articulation et de fixer le paramètre vitesse. Dans ce cadre, la production musculaire donne lieu à la mesure d'un moment articulaire. Le moment maximal pour une certaine vitesse d'exécution peut être calculé et donne lieu à la mesure de la relation moment-vitesse angulaire souvent appelée relation force/vitesse et caractéristique de l'articulation et du groupe musculaire considéré.

Ainsi chez des personnes âgées, la fiabilité des mesures de force et de puissance en mode isométrique et isocinétique a été testée sur les fléchisseurs et les extenseurs de cheville chez 30 femmes de 73 ans en moyenne (Webber et Porter 2010). Les auteurs constatent que la fiabilité test-retest de la plupart des paramètres est suffisante pour déterminer les changements dans des groupes de niveau que ce soit pour le moment isométrique maximale, la vitesse pic isotonique, l'accélération moyenne, la puissance pic, le moment pic isocinétique ou la puissance pic isocinétique mesurés à 30°/s et 90°/s. De plus, la revue de littérature de Doherty qui observe l'utilisation de contraction isométrique ou isocinétique en régime concentrique ou excentrique pour mesurer la force des extenseurs

du genou, note que les pertes de force des personnes âgées observées en comparaison de jeunes adultes sont comparables quelle que soit la méthode de mesure (Doherty 2003).

Si les mesures semblent fiables dans la littérature pour les différents modes de contraction, l'utilisation de la 1-RM, bien qu'assez répandue (Verdijk, *et al* 2009), semble plus discutable. Deux inconvénients méthodologiques à l'utilisation de la 1-RM existent : 1) la comparaison des valeurs obtenues est difficile puisque les données sont souvent inhérentes aux appareillages utilisées et 2) il faut 2 sessions de mesures pour obtenir la valeur maximale la plus précise possible, une pour estimer et une pour déterminer (Mayhew, *et al* 1995). En parallèle, la mesure par dynamomètre isocinétique est considérée comme la mesure étalon pour évaluer la force chez la personne âgée, mais cette technique nécessite du matériel très coûteux et/ou très peu disponible (Cooper, *et al* 2013). De fait, une étude s'est intéressée à la comparaison de ces deux méthodes : l'évaluation par la 1-RM au moyen d'équipements génériques d'entraînement et la mesure sur dynamomètre isocinétique sur une population de 55 personnes (Verdijk, *et al* 2009). Tous les participants ont réalisé les tests de 1-RM sur des appareils de « leg extension » ou de « leg press ». L'étude montre une forte corrélation entre les résultats obtenus en mode iso-inertiel et isocinétique ($r = 0,88$). Les auteurs en concluent que l'utilisation de la 1-RM représente un moyen valide et accessible pour évaluer la force des quadriceps chez les jeunes comme chez les personnes âgées.

L'utilisation de la force de préhension comme méthode de mesure est très répandue pour évaluer l'évolution de la force en rapport avec une dégradation de l'état de santé (apparition d'invalidité de longue durée, risque accru de complications, hospitalisation prolongée) (Bohannon 2008, Cooper, *et al* 2010, Rantanen, *et al* 2003). Cependant, son utilisation pour faire un parallèle avec une diminution de force des membres inférieurs est encore problématique. En effet, s'il a été observé une corrélation entre la force de préhension et la force des membres inférieurs sur un mouvement d'extension de genou (Cooper, *et al* 2013), cette étude n'est pas en accord avec la comparaison de groupes de population (jeunes et âgées ; hommes et femmes), qui ne présente un lien fort que chez les jeunes individus (Samuel, *et al* 2012). De plus, après un entraînement de 24 semaines sur corps entier, une augmentation de la force des membres inférieurs n'était pas accompagnée d'une variation significative de la force de préhension. Les auteurs en concluent donc que la force de préhension n'est pas un outil valable pour quantifier

l'efficacité d'un entraînement des membres inférieurs (Tieland, *et al* 2014). Bien que l'utilisation d'un dynamomètre pour mesurer la force de préhension ne puisse être subrogée aux mesures de contractions isocinétiques, cette méthode constitue une bonne alternative considérant le coût des appareils de mesure et le temps d'évaluation. Cependant, il subsiste une grande variété de choix d'équipements et de protocoles de mesure (Mijnarends, *et al* 2013, Roberts, *et al* 2011).

3.1.2. Mesure de vitesse et de puissance

La mesure simultanée de la force produite et de la vitesse de déplacement permet de calculer la puissance du mouvement. Les méthodes de mesures de vitesse et de puissance sont souvent différentes d'une étude à l'autre et rendent difficiles les comparaisons de données. La principale raison est que la mesure de vitesse et donc le calcul de puissance sont plus difficiles à réaliser que la simple mesure de force statique (Earles, *et al* 2000). Depuis le début des années 90, la mesure de puissance a été examinée comme une variable distincte de la force. Les principales méthodes utilisées pour déterminer la puissance des membres inférieurs chez les personnes âgées incluent :

- les sauts verticaux sur une plateforme de force (Caserotti, *et al* 2001, De Vito, *et al* 1998, Dionyssiotis, *et al* 2010, Edwen, *et al* 2013, Grassi, *et al* 1991, Izquierdo, *et al* 1999, McPhee, *et al* 2013, Singh, *et al* 2014)
- les exercices d'extension des membres pelviens :
 - reliés à un volant d'inertie (Basse, *et al* 1992, Bean, *et al* 2003, Pearson, *et al* 2006, Pearson, *et al* 2002)
 - sur des dynamomètres isocinétiques à presse (Allison, *et al* 2013, Giombini, *et al* 2013, Reid, *et al* 2014)
- les extensions du ou des genoux et les flexions ou extensions de cheville unilatérales ou bilatérales :
 - sur des dynamomètres isocinétiques (Callahan et Kent-Braun 2011, Clark, *et al* 2010, Dalton, *et al* 2012, Macaluso et De Vito 2003, McNeil, *et al* 2007, Petrella, *et al* 2005, Pojednic, *et al* 2012, Power, *et al* 2014, Suzuki, *et al* 2001, Thom, *et al* 2007, Van Roie, *et al* 2011)
 - sur des appareils d'extension du ou des genoux :

- avec choix de la charge (Kostka, *et al* 2000a, Kostka, *et al* 2003, Kostka, *et al* 2000b)
 - avec une résistance par vérin pneumatique (via de l'air comprimé) (Clark, *et al* 2013, Cuoco, *et al* 2004, Fielding, *et al* 2002, Reid, *et al* 2008)
- les exercices de pédalage sur bicyclette ergométrique (Bonney, *et al* 1998, Kostka 2005, Kostka, *et al* 1997, Martin, *et al* 1997)

Le calcul de la puissance lors d'un saut vertical sur une plateforme de force intègre l'ensemble des muscles. Lors d'un saut vertical, la plateforme permet de mesurer la composante verticale des forces appliquées sur la surface. Selon la seconde loi du mouvement de Newton, il est alors possible, à partir de cette force, de calculer l'accélération du centre de gravité du sujet. Par intégration de l'accélération, la vitesse du mouvement est obtenue. La puissance est alors le produit de la force par la vitesse du centre de gravité (Davies et Rennie 1968). Cette méthode présente plusieurs limitations. Tout d'abord, ce n'est pas un mouvement très sûr pour des personnes âgées, et d'autant plus si elles présentent des problèmes d'équilibre. Ensuite, le saut nécessite un certain niveau d'expertise pour donner le meilleur. Enfin, les personnes âgées doivent lutter contre leur masse corporelle. En effet, avec l'avancée en âge, le poids de corps représente un haut pourcentage de la force maximale du sujet lors d'un mouvement d'extension des membres inférieurs. Il devient donc difficile pour ces individus d'atteindre des vitesses d'exécution élevées ce qui implique qu'ils ne sont pas dans les conditions de force/vitesse optimales pour mesurer une puissance maximale et ce qui génère probablement une sous-estimation de la puissance. Enfin, ce type d'action ne représente pas un geste fonctionnel de la vie courante des personnes âgées et génère une forte appréhension, d'autant plus que les capacités physiques décroissent.

Afin de minimiser les risques encourus et donner une possibilité méthodologique d'atteindre des hautes vitesses de mouvement, il a été développé un appareillage de mesure en restant assis. Par une extension unique des membres inférieurs, les sujets luttent contre une pédale qui entraîne, en tournant, un volant ou une roue dont l'inertie est connue (Bassey et Short 1990). Ce matériel a été testé sur les personnes âgées (Bassey, *et al* 1992) et a été amélioré pour proposer une inertie variable afin de gérer les efforts en fonction du niveau des sujets (Pearson, *et al* 2001).

L'utilisation de dynamomètres isocinétiques mono-articulaires permet d'évaluer le moment de force obtenu à chaque instant d'une contraction volontaire pour une vitesse angulaire constante. Bien que cette mesure présente de nombreux avantages en termes de fiabilité et de précision, elle comporte également certaines limites notamment si l'on considère le fait qu'un mouvement isocinétique ne reflète ni le mouvement humain en général, ni les mouvements de la vie quotidienne, en particulier. Des dynamomètres isocinétiques multi-articulaires qui permettent des mouvements d'extension des membres inférieurs ont été utilisés (Allison, *et al* 2013, Giombini, *et al* 2013).

Une presse équipée d'un système fonctionnant par vérin pneumatique comprimé à l'air est une méthode, fiable et validée, qui permet d'obtenir les valeurs de force, de vitesse et de puissance développées au cours d'un mouvement d'extension des membres inférieurs (Fielding, *et al* 2002, Reid et Fielding 2012, Reid, *et al* 2008). Un protocole avec tentatives multiples permet d'obtenir de plus hautes vitesses de contraction et donc de plus hautes puissances correspondantes, chez des individus âgées fragiles (Callahan, *et al* 2007).

La puissance peut être aussi testée avec différentes charges inertielles en utilisant une machine guidée mono-articulaire utilisant une pile de charges comme résistance externe au mouvement. La force peut être mesurée en série par un capteur ou calculée à partir de la masse des plaques déplacées et de l'accélération. La vitesse peut être mesurée par un goniomètre placé sur une articulation et/ou par une mesure directe et précise du déplacement des charges (Bosco, *et al* 1995). Cette méthode a été utilisée pour évaluer les paramètres de puissance et de force-vitesse (Bonney, *et al* 2003, Kostka, *et al* 2000a, Kostka, *et al* 2000b). Une des limites de cette technique est que les masses des plaques peuvent varier et ne pas être conformes à celles annoncées (Macaluso et De Vito 2004). Il convient de porter attention à la méthodologie du test qui implique souvent un protocole non randomisé commençant avec les charges les plus faibles jusqu'à atteindre les charges proches de la 1-RM. De plus, comme une seule tentative est réalisée à chaque charge, un processus d'apprentissage ou de familiarisation peut avoir lieu pour des charges plus élevées. Ainsi les participants pourraient s'améliorer et produire leur plus grande puissance à des charges élevées (Stavric et McNair 2012).

La comparaison des durées de mesure de la puissance musculaire lors d'un test de pédalage (3 à 6s) vs une extension d'une ou plusieurs articulations des membres inférieurs (moins d'une seconde) soulève une question. Laquelle est la plus pertinente

pour évaluer les tâches de la vie quotidienne des personnes âgées ? En fin de vie, il semble plus opportun de choisir un mouvement bref. Ainsi, la puissance musculaire qui est générée lors d'un mouvement explosif unique du type extension des membres inférieurs semble plus appropriée. Cependant, il faut que ce mouvement soit réalisé le plus rapidement possible et il ne doit durer qu'une fraction de seconde pour que le métabolisme musculaire ne soit pas un facteur limitant à la performance. En conclusion, les différentes méthodes utilisées génèrent un débat récurrent pour comparer les résultats obtenus. Néanmoins, les résultats vont globalement dans la même direction et permettent de proposer plusieurs allégations.

3.2. Relation force – vitesse

3.2.1. Diminution de force

L'évolution de la force avec l'âge varie suivant le régime de contraction considéré. La préservation relative de la force excentrique malgré l'avancée en âge a été observée à de nombreuses reprises et est attribuée à la diminution du pourcentage de fibres rapides et au ralentissement des cycles d'attachement et de détachement des ponts d'unions entre l'actine et la myosine (Raj, *et al* 2010). Les pertes de force observées en mode isométrique et concentrique sont plus représentatives de la gêne fonctionnelle éprouvée par le sujet âgé (Hortobagyi, *et al* 1995, Pousson, *et al* 2001).

Diminution de force maximale des extenseurs de genou

Une revue de littérature portant sur des études transversales montre que la décroissance de force maximale d'extension de genou est de l'ordre de 20 à 40% entre la 7^{ème} à la 9^{ème} décennie (Doherty 2003). Ces mêmes auteurs constatent que cette diminution peut atteindre 50% pour les personnes ayant atteint 90 ans et plus. Ces observations sont réalisées sur les régimes de contraction isométrique et concentrique (Lanza, *et al* 2003). En revanche et comme discuté plus haut, les mesures faites sur les mouvements excentriques montrent un maintien relatif de la force développée (Power, *et al* 2012).

Les études longitudinales semblent montrer les mêmes résultats. Par exemple, sur un suivi de 7 ans portant sur 23 hommes âgés de 73 à 83 ans initialement, il est observé une diminution de 10 à 22% de la force du quadriceps sur la période (Aniansson, *et al* 1986). De même, Frontera, *et al* (2000a) ont observé une diminution significative de force de 23,7 à 29,8% lors de contractions isocinétiques réalisées à deux vitesses différentes sur une période de 12 ans chez des personnes de 65 ans au début du suivi. Enfin, un suivi de 3 ans sur 1880 personnes âgées a montré un déclin de force isocinétique de 2,6 à 4,1% par an (Goodpaster, *et al* 2006). Les hommes présentent en général, une baisse de force plus importante en valeur absolue car le niveau de base est supérieur aux femmes (Doherty 2003). Cependant exprimé en pourcentage de la force initiale, la décroissance est comparable entre les deux sexes. Raj, *et al* (2010) confirment que les études transversales et longitudinales obtiennent généralement les mêmes résultats de perte de force sur les extenseurs du genou, de la cheville et du coude.

Modifications de la relation moment-vitesse angulaire ou force-vitesse

Durant des contractions concentriques, le moment de force maximale développé dépend de la vitesse angulaire de la charge. L'évaluation de la force sur ergomètre isocinétique lors de mouvement d'extension du genou permet de caractériser la relation moment/vitesse angulaire (Mitchell, *et al* 2012).

La diminution du pic de moment de force lors du vieillissement semble plus prononcée avec l'augmentation des vitesses angulaires en régime concentrique (Akima, *et al* 2001). En effet, en comparant des jeunes et des personnes âgées, le moment de force est plus faible chez les personnes âgées pour des vitesses de 180°/s (vs. 30°/s) (Yu, *et al* 2007). Les auteurs observent une diminution de 33 à 55% liée au vieillissement. Cette observation a aussi été relevée sur les fléchisseurs du coude en comparant 240°/s à 60°/s (Pousson, *et al* 2001).

En régime excentrique, les résultats montrent que, lors du mouvement excentrique, la préservation du moment est plus grande malgré l'âge (Klass, *et al* 2005, Pousson, *et al* 2001, Vandervoort, *et al* 1990). Un exemple de ces résultats est visible en figure 28.

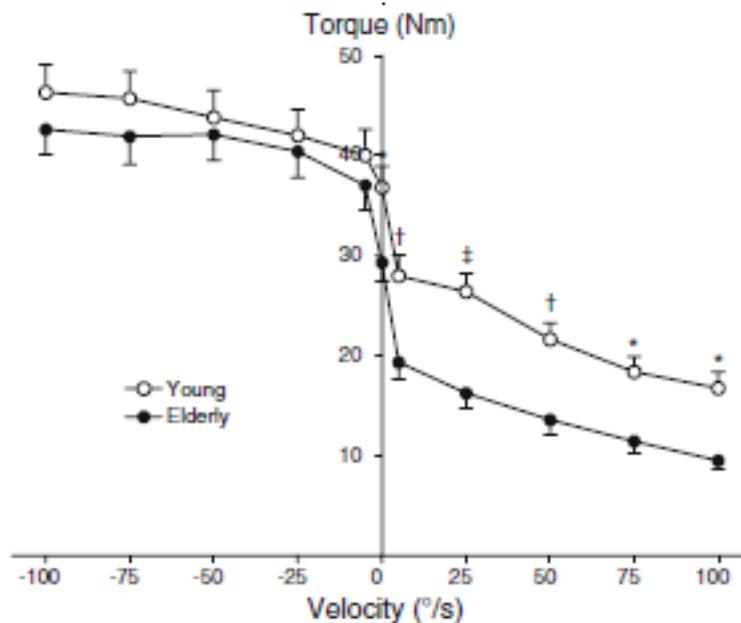


Figure 28 : relation entre le moment de force et la vitesse angulaire pour les fléchisseurs de cheville évalué par la méthode de surimposition chez des 17 personnes jeunes (○) et 19 âgées (●) (d'après Klass, *et al* (2005))

Hypothèses d'explication de la diminution de force

Les études tentant d'expliquer ce phénomène se sont principalement intéressées à la diminution parallèle de la masse maigre avec l'âge. Et en effet, de nombreuses études ont noté une corrélation entre masse musculaire et force développée ou, concernant les personnes âgées, entre le déclin de masse musculaire et le déclin de force musculaire (Beliaeff, *et al* 2008, Frontera, *et al* 2008, Goodpaster, *et al* 2006, Hakkinen et Hakkinen 1991, Hakkinen, *et al* 1996, Hughes, *et al* 2001, Reid, *et al* 2008, Schiller, *et al* 2000, Verdijk, *et al* 2010). Plus la surface de section des fibres de type I et II est grande, plus la surface de section de la cuisse est grande et plus la force l'est aussi (Verdijk, *et al* 2010). Un exemple de relation est montré en figure 29 pour le quadriceps entier.

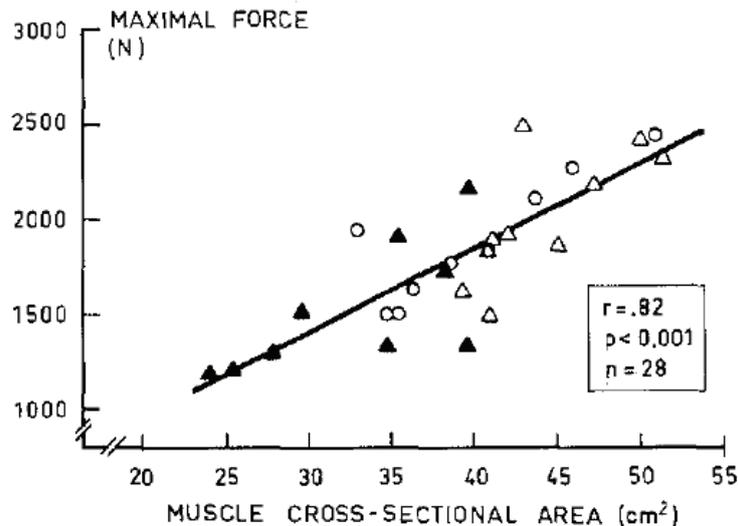


Figure 29 : relation entre la surface de section du quadriceps et la force maximale isométrique d'extension sur 3 groupes de femmes d'âges différents. 30 ans: Δ ; 50 ans : \circ ; 70 ans : \blacktriangle (d'après Hakkinen et Hakkinen (1991))

Néanmoins, une approche qualitative dans la plupart de ces études a permis de relativiser le postulat que la masse musculaire est le seul contributeur de la décroissance de la force.

En 1996, Hakkinen, *et al* (1996) évoquaient déjà la possibilité d'une cause multifactorielle à la diminution de force chez les personnes âgées et particulièrement les femmes âgées. En effet, les auteurs ont observé que la force maximale isométrique relativisée à la surface de section du muscle ne se différençait que par les niveaux d'aptitude physique en fonction de l'âge. Les auteurs suggèrent que l'étude de la commande nerveuse volontaire et des changements qualitatifs du tissu musculaire permettrait de mieux appréhender les mécanismes du vieillissement musculaire. Une étude récente a aussi montré que la force était corrélée à la surface de section de la cuisse mais que la surface de section des fibres de type II étaient également prédictive de la force musculaire (Verdijk, *et al* 2010). Cette corrélation tend à mettre en évidence que la surface des fibres de type II influencent plus fortement la force totale comparativement à la surface occupée par les fibres de type I (figure 30).

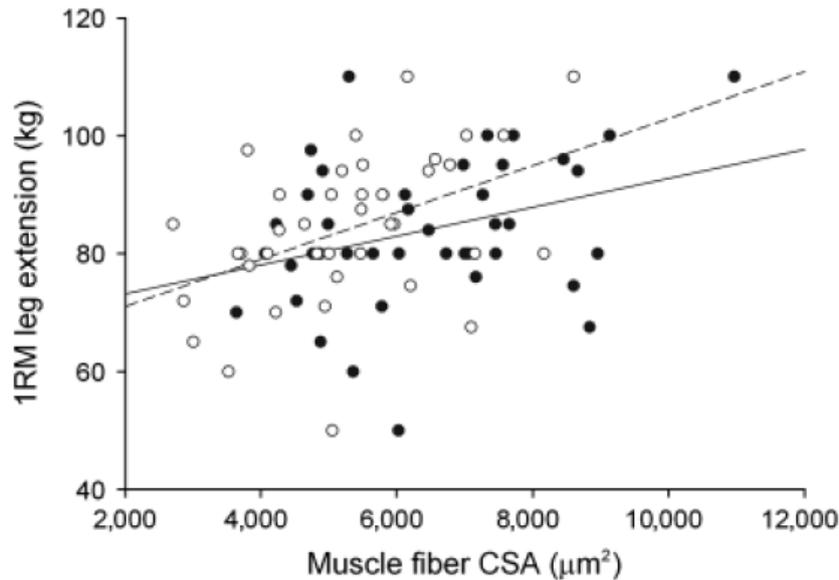


Figure 30 : nuage de point pour la corrélation entre la surface de section pour les fibres de type I (●) et de type II (○) et la force maximale d'extension du genou (1-RM). Les droites représentent les régressions : droite pleine : fibres I ($r = 0,33$; $P=0,02$) et droite en trait ($r= 0,45$; $P=0,002$) (d'après Verdijk, *et al* (2010))

Ces observations sont confirmées par d'autres études. Un suivi longitudinal de 5 ans portant sur 1678 personnes âgées met en avant l'évolution différentielle avec le vieillissement de la masse et de la force musculaire (Delmonico, *et al* 2009). Les auteurs ont, en effet, observé que les pertes de moment de force isocinétique étaient 5 fois supérieures à celles de masse musculaire sur la même période pour les hommes comme pour les femmes. L'étude montre aussi que les sujets qui ont enregistré un gain de masse musculaire ont, malgré tout, perdu de la force. Les auteurs estiment que la masse musculaire compte pour 6 et 8% de la variabilité de force entre les sujets pour les hommes et les femmes respectivement. Un autre suivi longitudinal de 3 ans portant sur 1880 personnes rapporte les mêmes observations (Goodpaster, *et al* 2006). Malgré que la perte de masse musculaire soit associée avec le déclin de la force, celle-ci décroît beaucoup plus rapidement que la masse musculaire. De plus, lors du suivi, les individus ayant maintenu ou augmenté leur masse musculaire n'ont pas vu leur force se stabiliser ou s'accroître. Les auteurs parlent donc d'une perte de qualité musculaire. Lang, *et al* (2010) ont rapporté les mêmes conclusions avec un déclin plus rapide de la force que la perte de masse. Une étude portant sur l'inactivité tend aux mêmes conclusions : 12 personnes âgées de 67 ans en moyenne ont été alitées pendant 12 jours sauf pour leur toilette, fixant leur apport en protéines à 0,8 g/kg/jour (Kortebein, *et al* 2007). Les résultats montrent que la force musculaire isométrique diminue avant la décroissance de la masse musculaire. Il semble

donc que le déclin de force est plus rapide que la diminution concomitante de masse musculaire (Lang *et al* 2010).

La figure 31 montre l'évolution de la masse maigre de la cuisse pour 3 groupes présentant différents niveaux d'évolution de la force d'extension pour les hommes et les femmes lors d'un suivi de 6 ans (Manini, *et al* 2006). Les groupes sont établis en fonction du niveau de changements de force : les sujets ayant une force stable avec $\pm 1,5\%/an$ (n=218), les sujets ayant un déclin moyen avec 1,5 à 3%/ an (n=473) et les sujets ayant un déclin sévère supérieur à 3%/an (n=473). Les auteurs constatent que les pertes de masse musculaire sont similaires quel que soit le groupe de force.

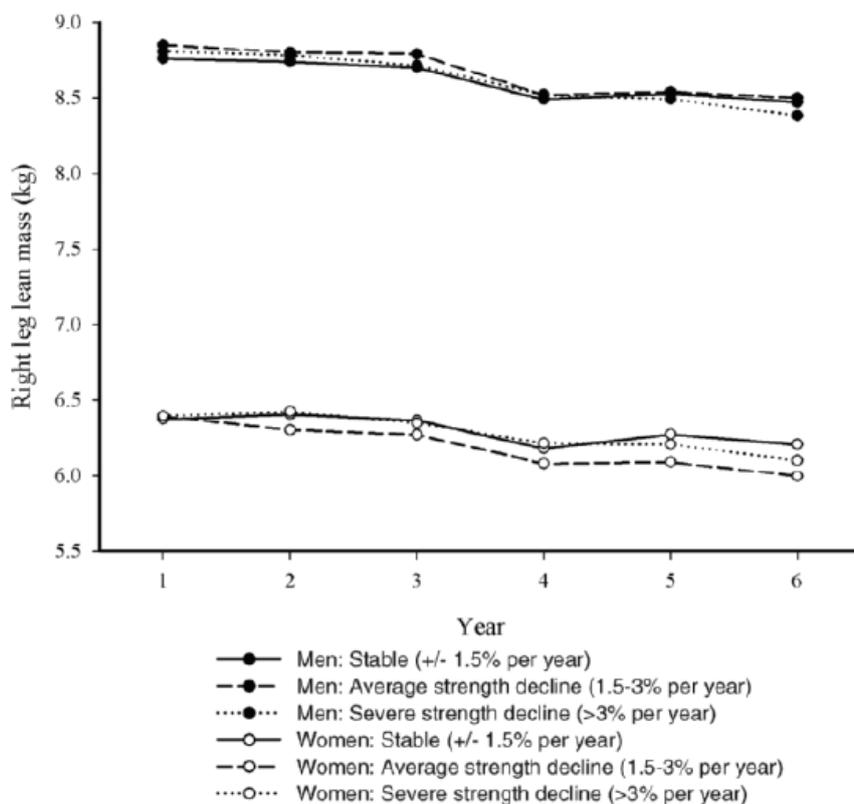


Figure 31 : changements de masse maigre de cuisse et de force d'extension du genou chez des personnes âgées (70-79 ans) suivis pendant 6 ans (d'après Manini, *et al* (2006))

En conclusion, la diminution de masse musculaire liée au vieillissement n'explique que 10% (au mieux) de la baisse de force musculaire associée (Clark et Manini 2012, Manini et Clark 2012). De plus, maintenir ou augmenter la masse musculaire ne prévient pas des effets de l'âge sur les capacités de force. L'étude de la perte de masse ne permettant pas d'expliquer la diminution des capacités musculaires. De nombreux auteurs ont suggéré de s'intéresser aux dimensions qualitatives de la fonction musculaire (Hakkinen, *et al*

1996). Les causes qualitatives de ce déclin peuvent être liées aux modifications des fibres elles-mêmes, aux modifications structurales du muscle et/ou aux déficits d'activation neuromusculaire.

La comparaison entre un échantillon de personnes jeunes (n=7) et âgées (n=7) a montré des différences au niveau des propriétés de raccourcissement des fibres musculaires (D'Antona, *et al* 2003). Les résultats montrent que le vieillissement entraîne une diminution de la force des fibres musculaires quel que soit leur type (I, I-IIa, IIa, IIax, IIx). Les auteurs l'attribuent pour toutes les fibres à la diminution de concentration en myosine avec l'âge. En effet, le vieillissement induirait une diminution du pourcentage d'interactions fortes de liaison entre l'actine et la myosine (Lowe, *et al* 2001). Un suivi longitudinal de 9 ans a observé une diminution de la force isocinétique et de la surface de section du muscle (Frontera, *et al* 2008). Mais l'étude n'a pas rapporté de modification de typologie et de surface de section pour chaque type de fibre. Les fibres musculaires restantes compensent le déficit pour maintenir les capacités de force. De plus, l'étude transversale réalisée par Verdijk, *et al* (2010) a montré que la surface de section des fibres et les contenus en noyaux et cellules satellites étaient significativement plus faibles dans les fibres de type II que les fibres de type I. Les auteurs font l'hypothèse que le déclin en quantité de cellules satellites jouerait un rôle dans la diminution de force et de masse musculaires, et ce, surtout pour les fibres de types II.

L'infiltration de graisse dans le muscle est communément admise et semble associée avec une diminution de la mobilité (Baumgartner 2000, Goodpaster, *et al* 2001, Harridge, *et al* 1999, Kent-Braun, *et al* 2000, Taaffe, *et al* 2009). Par exemple, le désentraînement est accompagné d'une augmentation de la quantité d'infiltration de graisse intramusculaire avec une diminution concomitante de la force des extenseurs du genou et le réentraînement consécutif a des effets réversifs sur ces mêmes paramètres (Taaffe, *et al* 2009). Le rôle de l'infiltration de graisse est méconnu dans les processus de désentraînement (Kragstrup, *et al* 2011). Les populations présentant la plus grande quantité d'infiltration sont susceptibles de développer 50 à 80% de limitations de leur mobilité, indépendamment de la surface musculaire, de la force musculaire ou de la masse grasse totale (Frontera, *et al* 2008, Frontera, *et al* 2012).

Enfin, il semblerait que la capacité de remodelage des unités motrices pour le maintien de la masse musculaire soit limitée. Jusqu'à 75 ans, ce phénomène compenserait la baisse de

force mais au-delà, l'organisme perdrait ses capacités d'adaptation (Power, *et al* 2014). Les auteurs s'accordent à dire que les premières modifications avec l'âge sont neuromusculaires (Power, *et al* 2014, Reid, *et al* 2014). Une diminution du nombre d'unités motrices empêche le maintien de tissu musculaire actif, donc induit une réduction des qualités contractiles et une force affaiblie (Power, *et al* 2014, Reid, *et al* 2014).

Les faibles différences de force dans les mouvements excentriques entre les jeunes et les âgés seraient dues aux modifications architecturales du tissu conjonctif au niveau du muscle squelettique qui pourraient améliorer les propriétés élastiques et la résistance du muscle à son allongement (Power, *et al* 2012).

Un déficit d'activation volontaire pourrait contribuer à la diminution du moment de force chez la personne âgée (Klass, *et al* 2007). Les auteurs rappellent que si ce constat n'est pas observé par toutes les études, il dépend encore une fois des méthodes utilisées et des populations étudiées. Par exemple, certains muscles (fléchisseurs de cheville) sont plus facilement activables que d'autres (extenseurs de genou). Néanmoins, un déficit d'activation a été observé chez les personnes âgées très peu actives ou affectées par une maladie (Harridge, *et al* 1999). Cependant, la différence avec les populations jeunes n'est que très minime (Klass, *et al* 2005, Klass, *et al* 2007). La diminution de fréquence de décharge observée serait due à une adaptation nerveuse en lien avec le ralentissement des propriétés contractiles des unités motrices (Klass, *et al* 2007, Power, *et al* 2014). En effet, durant le vieillissement, le nombre d'unités motrices en fonctionnement diminue (Power, *et al* 2014). Un résultat lié à un entraînement à 50% de la 1-RM chez des personnes âgées de 85 à 97 ans vient complexifier ces suggestions (Harridge, *et al* 1999). En effet, si les auteurs constatent une incapacité à activer complètement les muscles durant une contraction isométrique volontaire (de 69 à 93%) avant l'entraînement, ils ne constatent aucune augmentation de l'activation après l'entraînement mais une légère augmentation de la surface de section qui n'a aucun effet sur la force relative. De plus, on peut observer une augmentation de l'activation des muscles antagonistes au mouvement chez la personne âgée et cela pourrait expliquer la perte de force ou de moment lors d'un mouvement mono-articulaire (Macaluso, *et al* 2002).

En conclusion, le déficit d'activation neuromusculaire ou la diminution de l'efficacité de la transmission de la commande volontaire jusqu'au muscle pourrait expliquer la

diminution de force chez la personne âgée (Izquierdo, *et al* 1999, Reid, *et al* 2014). Cela aurait pour conséquence un manque de capacité des unités motrices à maintenir en activité des fibres musculaires. La résultante généralement observée est la diminution de masse musculaire puisque ces fibres inutilisées vont disparaître. A l'heure actuelle, aucune étude longitudinale n'a mesuré en parallèle les paramètres neurologiques, musculaires et biologiques en vue d'identifier la part de chacune de ces réductions dans la diminution de force musculaire.

3.2.2. Diminution de vitesse maximale

Si la force maximale diminue avec l'âge, la vitesse semble diminuer encore plus rapidement (Hakkinen, *et al* 1996). Il est difficile d'obtenir une évolution de la vitesse de contraction *in vivo* avec le vieillissement sur des études longitudinales. Seules quelques études ont testé les vitesses maximales sur des extensions de genoux en mode balistique (Allison, *et al* 2013, Callahan et Kent-Braun 2011, Dalton, *et al* 2012, Van Roie, *et al* 2011). La plupart des études ont comparé des personnes jeunes et âgées en bonne santé. Les résultats ont montré une vitesse « maximale » plus faible chez les personnes âgées (Allison, *et al* 2013, Callahan et Kent-Braun 2011, Dalton, *et al* 2012, Dionyssiotis, *et al* 2010, Izquierdo, *et al* 1999, McNeil, *et al* 2007, Pojednic, *et al* 2012, Thom, *et al* 2005, Thom, *et al* 2007, Thompson, *et al* 2014a, Toji et Kaneko 2007, Valour, *et al* 2003). Il faudrait développer des vitesses angulaires à 400°/s dans un groupe de personnes âgées mais ceux-ci n'y sont pas parvenus (Callahan et Kent-Braun 2011). Ces données sont visibles en figure 32.

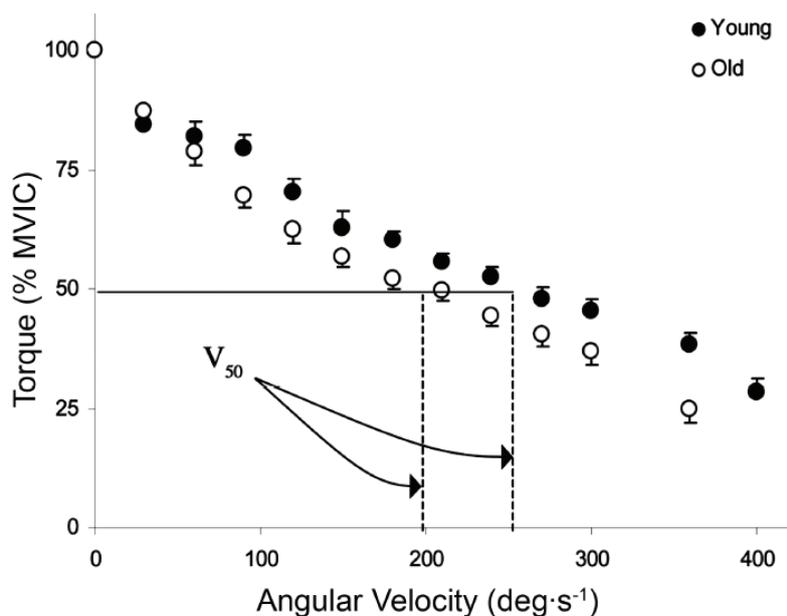


Figure 32 : relation force-vitesse chez des personnes jeunes et âgées ; les traits verticaux représentent la vitesse pour 50% de production de moment de force d'une contraction maximale isométrique volontaire (IMVC) pour chaque groupe, montrant qu'elle était plus faible chez les personnes âgées ($200 \pm 12^\circ/\text{s}$) comparée aux jeunes ($250 \pm 18^\circ/\text{s}$), d'après Callahan et Kent-Braun (2011)

Plus les personnes âgées présentent une mobilité réduite, plus la vitesse maximale d'extension de genou est faible (Van Roie, *et al* 2011). Les auteurs observent que les personnes les moins fragiles atteignent des vitesses angulaires maximales de $365^\circ/\text{s}$ alors que les plus fragiles n'atteignent que $242^\circ/\text{s}$. Un complément d'information est apporté par une étude récente qui montre que non seulement les personnes âgées ont une vitesse maximale plus faible, mais aussi une diminution de la capacité à accélérer pour atteindre des vitesses de $240^\circ/\text{s}$ ou maximale (Thompson, *et al* 2014a).

La majorité des études réalisées sur la fibre isolée rapporte les mêmes conclusions, à savoir que la vitesse maximale de raccourcissement des fibres musculaires diminue avec l'âge aussi bien pour les fibres de type I que de type II (Korhonen, *et al* 2006, Krivickas, *et al* 2001, Larsson, *et al* 1997, Ochala, *et al* 2007, Yu, *et al* 2007). Une étude ne montre pas de différence et les auteurs suggèrent que les différences de populations étudiées ainsi que leurs niveaux d'activité physique ont influencé les résultats (Trappe, *et al* 2003). Une étude transversale observe une augmentation (D'Antona, *et al* 2003) et un phénotype d'autant plus rapide que les sujets sont sédentaires (D'Antona, *et al* 2007). Deux études effectuant un suivi longitudinal n'obtiennent pas les mêmes résultats : aucune modification (Frontera, *et al* 2008) ou augmentation de la vitesse de plus de 50% (Reid,

et al 2014). Cette étude est la seule pour l'instant à constater une augmentation et nécessite d'être confirmée.

Hypothèses d'explication de la diminution de vitesse

Les raisons évoquées sont nombreuses. Les auteurs s'accordent à dire que le problème résiderait à la périphérie et non dans le système nerveux central (McNeil et Rice 2007, Valour, *et al* 2003). En effet, avec un niveau similaire de masse musculaire, de niveau d'activation et de coactivation des antagonistes, les vitesses de contractions isotoniques étaient plus faibles chez les personnes âgées sur les fléchisseurs de cheville (McNeil et Rice 2007). La diminution de la vitesse de contraction pourrait être liée à :

- une diminution de la longueur des faisceaux et de l'angle de pennation ce qui tend à diminuer la force produite et la vitesse de raccourcissement du muscle (Raj, *et al* 2010)
- un remodelage des unités motrices vers une typologie plus lente (Power, *et al* 2014)
- une augmentation du pourcentage de fibre de type I (Thom, *et al* 2007, Valour, *et al* 2003)
- une augmentation de l'expression des isoformes lentes de chaînes lourdes de myosine (Thom, *et al* 2007, Valour, *et al* 2003)
- une atrophie sélective des fibres II (Hakkinen, *et al* 1996)
- une augmentation des résistances internes produites par les tissus conjonctifs (Valour, *et al* 2003)
- l'activité accrue des muscles antagonistes (Izquierdo, *et al* 1999)
- et une altération du couplage excitation-contraction (Klass, *et al* 2005)
- un déficit d'activation neuromusculaire (Clark, *et al* 2010, Hakkinen, *et al* 1996).

En conclusion, il semblerait que si un déficit d'activation est observé pour l'atteinte de la vitesse maximale, il serait davantage évident avec l'augmentation de la complexité de la tâche (Clark, *et al* 2010). Etant donné que la plupart des études se sont portées sur des évaluations mono-articulaires, un complément d'informations sur le niveau d'activation en fonction de la tâche est nécessaire. De plus, si l'argument de l'atrophie sélective des fibres rapides semble prédominant, la dénervation entraîne la co-expression de multiples isoformes de chaînes lourdes de myosine qui faussent les résultats portant sur les

personnes très âgées (Purves-Smith, *et al* 2014). Il conviendrait donc de confirmer les évolutions typologiques avec l'âge en fonction des différentes créations d'isoformes et d'en mesurer l'impact sur la vitesse. Si de nombreuses raisons concourent à la diminution de la vitesse de contraction avec l'âge, il est impossible de déterminer l'importance relative de chacune.

3.3. Conséquence sur la diminution de puissance

La diminution de la force et de la vitesse maximales de contraction avec l'âge, entraîne un décalage de la courbe de la relation force-vitesse (Raj, *et al* 2010, Thom, *et al* 2007). Pour autant, la courbure de la relation n'évolue pas avec l'âge (Valour, *et al* 2003). Par contre le décalage de la relation force vitesse vers des vitesses plus faibles et des forces moindres entraîne mathématiquement une diminution de la puissance maximale des individus ainsi qu'une diminution de la vitesse et de la force à laquelle cette puissance est obtenue (Raj, *et al* 2010, Thom, *et al* 2005, Thom, *et al* 2007, Toji et Kaneko 2007, Valour, *et al* 2003). L'ensemble de ces modifications sont visibles en figure 33.

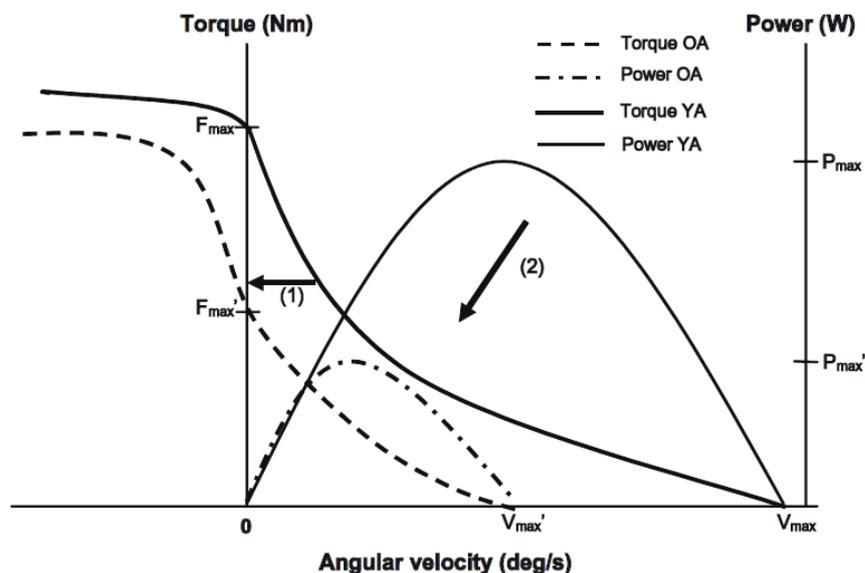


Figure 33 : résumé des changements des relations force-vitesse et puissance-vitesse et pour des personnes jeunes (YA) et âgées (OA) avec les valeurs maximales (P_{max} , V_{max} , F_{max} pour les YA ; P_{max}' , V_{max}' , F_{max}' pour les OA) (d'après Raj, *et al* (2010))

Avec le vieillissement, la puissance diminue plus rapidement que la force isométrique ou dynamique (Mitchell, *et al* 2012, Raj, *et al* 2010). La revue de littérature de Raj, *et al* (2010)

rapporte une diminution de Pmax durant la 7^{ème} et la 8^{ème} décennie d'environ 30 à 80% en se basant sur des études transversales comparant des populations jeunes avec des personnes âgées (Narici, *et al* 2005, Thom, *et al* 2005, Thom, *et al* 2007, Toji et Kaneko 2007, Valour, *et al* 2003). Des diminutions ont aussi été observées lors de sauts verticaux avec une baisse de 10% environ (Dionyssiotis, *et al* 2010, Edwen, *et al* 2013). D'autres études transversales apportent globalement les mêmes valeurs mais avec des informations complémentaires (Allison, *et al* 2013, Izquierdo, *et al* 1999, Lanza, *et al* 2003, McNeil, *et al* 2007, Pojednic, *et al* 2012). En effet, ces auteurs suggèrent une diminution progressive entre la 3^{ème} et la 7^{ème} décennie d'environ 25% par an puis une accélération du déclin sur les 2 décennies suivantes.

Deux études ont analysé les diminutions de puissance en fonction du niveau initial de la personne âgée. Elles ont donc comparé des sujets entraînés dit « master athlètes » et des sujets non sportifs. Par exemple, la comparaison d'haltérophiles âgés avec des personnes âgées non-entraînées de même génération a montré une diminution de 1,2 à 1,3% par an pour les 2 groupes (Pearson, *et al* 2002). En revanche, un sujet de 85 ans entraîné en haltérophilie conservait le niveau d'un sujet non-entraîné de 20 ans plus jeune. Ces résultats sont visibles en figure 34. La comparaison de groupes entraînés en lancers athlétiques avec des groupes non entraînés de même âge, montre une diminution de puissance significative d'environ 40% entre le groupe de 40 ans entraîné et les autres groupes d'entraînés (50, 60 et 75 ans) mais pas de différence entre les sédentaires entre eux (Ojanen, *et al* 2007). Cependant, là aussi, un sujet entraîné montre un niveau supérieur par rapport au groupe de sédentaire.

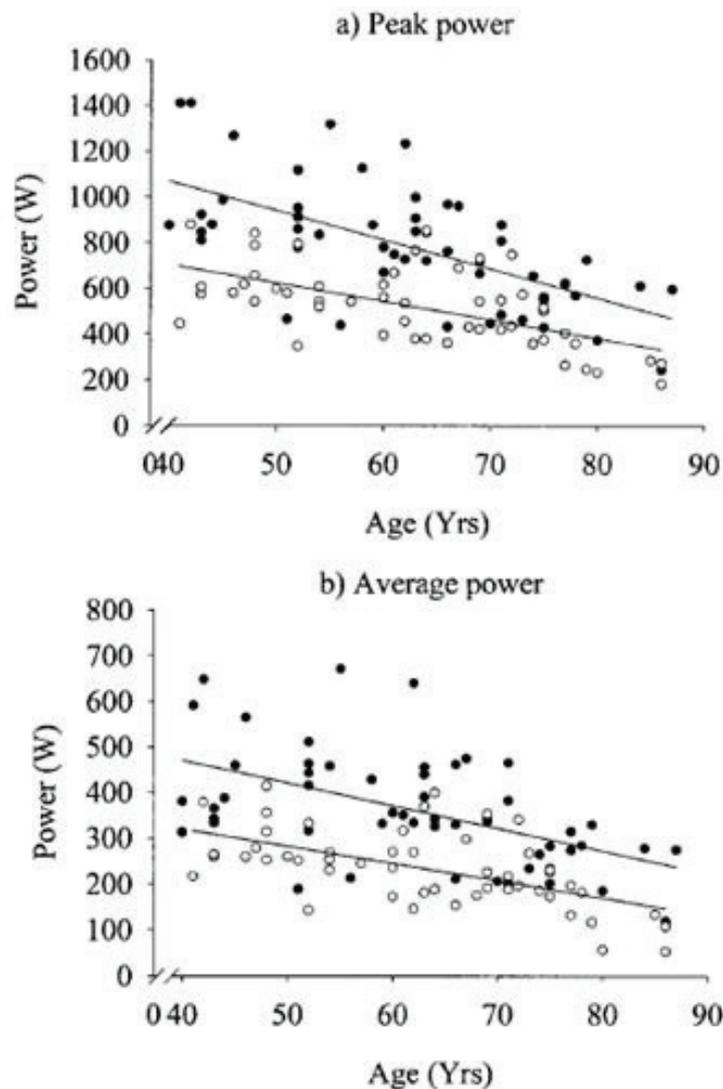


FIGURE 3—Absolute values for a) MPP and b) AP_{mpp} . Control (○), weightlifters (●). Values for MPP regression lines $y = -8.1 \cdot \text{age} + 1029.2$ and $y = -12.8 \cdot \text{age} + 1580.7$ for the controls and weightlifters, respectively. Values for the regression lines for AP_{mpp} $y = -3.8 \cdot \text{age} + 471$ and $y = -4.9 \cdot \text{age} + 669.1$ for the controls and weightlifters, respectively.

Figure 34 : relation entre l'âge et les puissances pics et moyennes en fonction du niveau d'entraînement en haltérophilie avec les sujets contrôles (○) et les sujets haltérophiles (●) (d'après Pearson, *et al* (2002))

La diminution de puissance semble plus rapide chez les hommes que chez les femmes et tend à niveler la différence des genres avec le vieillissement. En effet il a été observé un déclin d'environ 50% plus rapide de la puissance en cycle étirement-raccourcissement pour les hommes par rapport aux femmes (Edwen, *et al* 2013).

Raj, *et al* (2010) montrent une diminution de 22 à 85% de la force optimale et de 52 à 88% pour de la vitesse optimale au cours de la 7^{ème} et 8^{ème} décennie. Au regard des expérimentations actuelles, il est difficile de conclure sur une diminution accentuée de

l'une ou l'autre des composantes. En effet des études montrent une influence de la F_{opt} dans la diminution de P_{max} (Allison, *et al* 2013, Reid, *et al* 2014, Thom, *et al* 2005) et d'autre de la V_{opt} (Dionyssiatis, *et al* 2010, Lanza, *et al* 2003, McNeil, *et al* 2007, Valour, *et al* 2003). Cependant, l'étude de Dionyssiatis, *et al* (2010) note que malgré la diminution de puissance et de vitesse avec l'âge, la force ne diminue pas significativement. De plus, l'étude de Pojednic, *et al* (2012) montre qu'avec l'augmentation en âge, la puissance est de plus en plus liée à la vitesse et de moins en moins à la force. L'étude de McNeil, *et al* (2007) trouve aussi un résultat intéressant puisque la comparaison des personnes jeunes et âgées donne une influence prépondérante de la V_{opt} dans la perte de P_{max} alors que la comparaison des personnes âgées et très âgées donne une influence concomitante de V_{opt} et F_{opt} . Les auteurs avancent l'hypothèse que du fait d'un maintien relatif de la force de la 3^{ème} à 7^{ème} décennie, la baisse de vitesse serait à l'origine de la diminution de puissance.

Les études sur ergocycle ont obtenu des résultats comparables à savoir une influence comparable de F_{opt} et de V_{opt} sur la diminution de P_{max} (Kostka 2005, Martin, *et al* 2000).

Il est donc nécessaire d'avoir un complément d'études longitudinales sur le sujet pour apporter des conclusions suivant les âges, les méthodes, le niveau d'activité et les groupes musculaires évalués.

3.3.1. Hypothèses d'explication

Les raisons invoquées pour la diminution de puissance maximale ont des origines multifactorielles. Si la masse musculaire peut avoir une influence lors de sauts verticaux chez des personnes âgées de 55 à 75 ans (Singh, *et al* 2014) et atteindre, chez certains auteurs, une influence d'approximativement 50% dans les diminutions de P_{max} (Thom, *et al* 2005). De nombreuses études ont rapporté que l'influence de la masse musculaire n'était que de 10% pour expliquer la diminution de la puissance (Allison, *et al* 2013, McNeil et Rice 2007, Raj, *et al* 2010, Reid, *et al* 2014, Thom, *et al* 2007). Donc, il faut envisager le déclin de P_{max} sur une diminution qualitative des propriétés neuromusculaires (Raj, *et al* 2010).

Nous savons qu'il existe une relation significative entre la V_{opt} (ou la fréquence de pédalage optimale) et la typologie musculaire dans des populations en bonne santé (Bonney, *et al* 1998, Hautier, *et al* 1996, Martin, *et al* 2000, Pearson, *et al* 2006). La diminution de V_{opt} alors observée avec l'âge, suggère une diminution du pourcentage de fibres rapides et donc une augmentation relative des fibres de types I (Allison, *et al* 2013, Lanza, *et al* 2003, Lexell et Downham 1991, Martin, *et al* 2000, Pearson, *et al* 2006, Petrella, *et al* 2005). Les techniques d'IRM montrent une diminution qualitative des protéines qui coïncide avec une diminution de force et de vitesse des propriétés contractiles (Power, *et al* 2014). De plus, une augmentation de l'activation des muscles antagonistes durant une extension du genou a été observée chez des femmes âgées et explique, en partie, la diminution des niveaux de force ou de vitesse (Macaluso, *et al* 2002). Les modifications architecturales du muscle vont aussi influencer à la baisse les 2 composantes de la puissance (Raj, *et al* 2010).

Il a été observé une faiblesse d'activation neuromusculaire des agonistes pour produire une force (Clark, *et al* 2010). Par exemple, il est proposé une diminution de la commande descendante (Izquierdo, *et al* 1999, Macaluso et De Vito 2004) alors que Klass, *et al* (2005) n'ont pas observé de différences. Plus récemment, 2 études viennent apporter des résultats discordants. En effet, Clark, *et al* (2010) n'ont montré aucune différence d'activation entre un groupe d'âge moyen et un groupe âgé. Par contre ils observent une diminution de l'activation neuromusculaire entre les personnes âgées mobiles et les personnes âgées à mobilité réduite. A l'opposé, Reid, *et al* (2014) ont noté un déclin d'activation neuromusculaire en relation avec la diminution de puissance chez des personnes âgées en bonne santé mais ils n'ont pas observé de différences avec les personnes âgées à mobilité réduite. Il a aussi été noté une diminution des fonctions nerveuses sensitives et motrices associées avec la diminution de puissance (Ward, *et al* 2014). Il est nécessaire d'obtenir plus d'informations pour conclure sur l'évolution des propriétés neuromusculaires en fonction du niveau de condition physique de la personne âgée.

3.4. Modifications du taux d'augmentation de la force et du taux d'augmentation de l'EMG

Pour comprendre la diminution de puissance maximale avec l'âge, il est très intéressant d'étudier la vitesse de production de force. Le temps mis pour produire une force maximale augmente avec l'âge et ce paramètre se dégrade encore plus vite que la diminution de force au cours du vieillissement (Hakkinen et Hakkinen 1991). De même, l'étude de Lanza, *et al* (2003) a observé que pour les personnes âgées, il faut plus de temps pour atteindre des vitesses demandées et qu'elles sont moins capables d'atteindre des vitesses élevées (i.e. 400°/s). Le taux d'augmentation de la force (en anglais « rate of force development » ou RFD) est un des éléments contribuant à l'augmentation de la vitesse de raccourcissement (Gordon et Ghez 1987, Van Cutsem, *et al* 1998). Le RFD est très important pour les activités dites « explosives » c'est-à-dire les tâches nécessitant une production de force élevée sur un temps court (Clark, *et al* 2011, Reid et Fielding 2012). Le RFD est évalué durant des contractions maximales isométriques volontaires et 300 ms sont nécessaires pour atteindre la force musculaire maximale (Aagaard, *et al* 2002b, Thorstensson 1976). Certaines activités de la vie quotidienne d'une personne âgée peuvent faire appel à des qualités d'explosivité. Ainsi, Thompson, *et al* (2013) suggèrent la pertinence du RFD puisqu'il permet de produire une force sur un temps très court ce qui est déterminant pour réagir lors d'une perturbation d'équilibre (Bento, *et al* 2010, LaRoche, *et al* 2010, Thelen, *et al* 1996). Le RFD est plus affecté par le vieillissement que la force maximale, ce qui pourrait expliquer l'augmentation du risque de chutes chez certains sujets (Ditroilo, *et al* 2011, Izquierdo, *et al* 1999, Suetta, *et al* 2007, Thompson, *et al* 2013).

L'étude de l'effet de l'âge sur la réduction du RFD a été expérimentée sur les extenseurs de genou (Allison, *et al* 2013, Clark, *et al* 2011, Ditroilo, *et al* 2011, Izquierdo, *et al* 1999, Mau-Moeller, *et al* 2013, Thompson, *et al* 2013), sur les fléchisseurs de genou (Thompson, *et al* 2013), les fléchisseurs de cheville (Klass, *et al* 2008, Thelen, *et al* 1996) et les extenseurs de chevilles (Bemben, *et al* 1991, Thelen, *et al* 1996, Thompson, *et al* 2014b). Ces études ont rapporté une diminution de 14 à 46% de la force maximale isométrique (ou de force pic ou de moment pic) et de 25 à 64% du RFD (ou RTD pour « rate of torque development » pour le moment de force). La figure 35 compare le RTD chez des personnes jeunes et âgées lors d'une contraction rapide et montre qu'à des pourcentages élevés de « force maximale » la diminution de RTD chez les seniors atteint 50% (Klass, *et al* 2008).

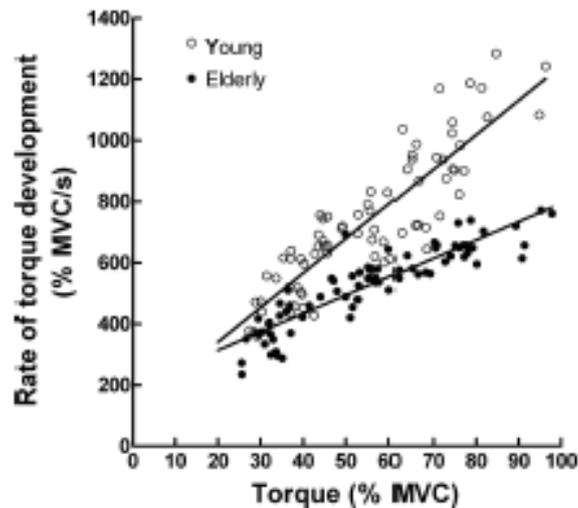


Fig. 2. Relation between the peak rate of torque development, expressed as % MVC/s, and the peak torque, expressed as % MVC, during fast contractions performed with the ankle dorsiflexors in young and elderly adults. The 5 fastest contractions around each of 3 torque levels (25, 50, and 75% MVC) were selected from each of the 5 subjects to compute the graph. The linear regression lines are $y = 11.3x + 114.7$ ($n = 75$; $r^2 = 0.77$) for young and $y = 6.0x + 193.9$ ($n = 75$; $r^2 = 0.81$) for elderly subjects. The 2 relations are significantly different when tested by an analysis of covariance ($P < 0.01$).

Figure 35 : relation entre le RTD (en % de la MVC/s) et le moment pic (en % de MVC) durant des contractions rapides des fléchisseurs de cheville pour des personnes jeunes (○) et âgées (●) (d'après Klass, *et al* (2008))

Une étude rapporte que les sujets ayant pratiqué pendant longtemps des entraînements de force présentaient un RFD supérieur aux sujets non-entraînés (Aagaard, *et al* 2007). Cependant, une étude récente a montré que lorsque les valeurs de RFD ou RTD sont normalisées avec leurs valeurs pics, les différences entre les personnes jeunes et âgées disparaissent (Jenkins, *et al* 2014).

Le RFD dépend notamment des qualités musculaires intrinsèques discutées plus haut mais également de la capacité du sujet à produire un niveau d'activation musculaire maximale en un temps court. L'étude du taux d'augmentation de l'EMG (en anglais « Rate of EMG Rise » ou RER) qui reflète la durée et l'amplitude relative de l'activation musculaire durant un exercice de production rapide de force peut donc se révéler importante si l'on considère que certaines activités quotidiennes nécessitent des réactions rapides aux perturbations du milieu dans lequel celles-ci évoluent. En effet, le RFD est fortement relié au RER, ce dernier étant le reflet de la fréquence de décharge des unités motrices (Aagaard, *et al* 2002a).

Le RER semble diminuer chez la personne âgée par rapport à la personne jeune (Clark, *et al* 2011, Lamoureux, *et al* 2001). De plus, il semble que le niveau de mobilité influence le

niveau de RER. Il a été observé de faibles RER chez des personnes âgées à mobilité réduite (Clark, *et al* 2011). A l’opposé un RER élevé favoriserait une vitesse de marche élevée (Clark, *et al* 2013, Clark, *et al* 2014). Cependant, si le RER est relativisé par rapport à l’amplitude pic-à-pic de l’onde M (reflet de la conductibilité du potentiel d’action sur le sarcolemme dans les études sur la fatigue et reflet du nombre d’unités motrices recrutées dans les études sur le vieillissement), il n’existe plus aucune différence significative entre les 2 groupes étudiés (Jenkins, *et al* 2014).

3.4.1. Hypothèses d’explication

Le RFD est influencé par les propriétés contractiles intrinsèques du muscle telles que la typologie musculaire, la raideur des muscles et des tendons ou l’angle de pennation des fibres ainsi que par les facteurs nerveux tels que la commande descendante (Aagaard, *et al* 2002a, Tillin, *et al* 2012, Van Cutsem, *et al* 1998), la commande supraspinale (Johnson, *et al* 2014), les inhibitions récurrentes (Johnson, *et al* 2014, Knikou 2008) et la fréquence de décharge des unités motrices (Aagaard, *et al* 2007, Andersen, *et al* 2010, Hakkinen et Hakkinen 1991, Klass, *et al* 2007).

L’atrophie accrue des fibres rapides par rapport aux fibres lentes et la réduction de la fréquence d’activation des muscles semblent être les facteurs diminuant le RFD les plus observés chez la personne âgée (Aagaard, *et al* 2007, Klass, *et al* 2007). Si la modification de la typologie musculaire semble confirmée lors du vieillissement, les résultats concernant les niveaux d’activation sont divergents.

Certaines études suggèrent une diminution de l’activation volontaire chez les personnes âgées (Lamoureux, *et al* 2001, Mau-Moeller, *et al* 2013, Pousson, *et al* 2001, Reid, *et al* 2014) mais celle-ci n’est pas confirmée lors de l’analyse des fléchisseurs du coude (Pousson, *et al* 2001) ou chez des personnes âgées mobiles en comparaison à des personnes âgées peu mobiles (Reid, *et al* 2014). Les personnes jeunes et âgées sont capables d’activer pleinement leurs muscles des membres inférieurs (Klass, *et al* 2007). Avec l’utilisation de l’EMG de surface sur le quadriceps durant des tests isocinétiques maximaux, les personnes âgées à mobilité réduite ont montré des déficiences d’activation sur le moment de force et sur la puissance avec les plus grands déficits sur les plus grandes vitesses (Clark, *et al* 2010, Reid et Fielding 2012). Cependant, les difficultés à observer et expliquer les diminutions de RER pourraient être d’origine méthodologique. En effet, les

enregistrements de l'EMG de surface sont, entre autres, limités par le tissu graisseux sous-cutané et bornerait la sensibilité des mesures pour élucider et détecter des modifications (Jenkins, *et al* 2014, Thompson, *et al* 2014b). Au final, la diminution de la fréquence de décharge ne peut pas être exclue à très haute vitesse de mouvement (Aagaard, *et al* 2002a, Kent-Braun et Ng 1999, Klass, *et al* 2008). L'ensemble des études suggèrent que l'âge aurait un impact négatif sur la fréquence de décharge des unités motrices empêchant d'atteindre des RFD et RER élevés, nécessaires pour les contractions les plus rapides (Duchateau et Baudry 2014, Klass, *et al* 2008).

A contrario, du fait de l'absence de différence entre les populations jeunes et âgées lorsque le RFD et le RER sont relativisés, les auteurs attribuent les diminutions absolues à la réduction de masse et de force (Jenkins, *et al* 2014, Lamoureux, *et al* 2001, Thompson, *et al* 2013). Enfin Thompson, *et al* (2014b) réfutent l'idée d'une variation du taux de décharge des unités motrices. Les résultats de (Jenkins, *et al* 2014) proposent d'ailleurs un autre facteur explicatif : une diminution du nombre d'unités motrices excitables (attesté par une diminution de l'onde M) due au processus de dénervation / ré-innervation qui augmente la taille des UM restantes et donc un plus faible nombre.

En conclusion, l'étude de l'évolution sous l'effet du vieillissement du RFD et du RER est au cœur du débat actuellement. Mais, il semble qu'en fonction des groupes musculaires étudiés, des vitesses d'exécution et du niveau de mobilité des personnes âgées, les résultats divergent. Les raisons d'une diminution de la fréquence d'activation sont d'origine centrale et périphérique. Il conviendrait d'identifier ces différences avec l'âge à différentes vitesses et d'identifier les causes centrales et/ou périphériques de ces pertes.

3.5. Impact du groupe musculaire et/ou du nombre d'articulation en jeu

Lanza, *et al* (2003) proposent une réflexion très intéressante concernant l'évaluation du groupe musculaire. Ils ont étudié les fléchisseurs de cheville et n'ont pas observé de différences entre les personnes âgées et les jeunes en force, en niveau d'activation, en capacité oxydative ou en capacité à résister à la fatigue durant des contractions isométriques. A l'opposé, les données sont différentes pour les extenseurs du genou. Les

auteurs impliquent donc l'utilisation du groupe musculaire dans la vie quotidienne pour observer une différence avec les tests expérimentaux. Les muscles mobilisant la cheville sont tout le temps en activité tandis que les extenseurs du genou sont impliqués dans les activités explosives, moins exécutées par les personnes âgées. Donc, les différences mises en avant par les activités demandées lors de tests expérimentaux portant sur la puissance au niveau des extenseurs du genou sont susceptibles d'être plus marquées. Ainsi, les extenseurs du genou sont susceptibles d'être plus impactés par le vieillissement et le déconditionnement que les fléchisseurs de cheville.

Les différences de résultats de niveaux d'activation volontaire reposeraient aussi sur le choix du groupe musculaire testé (Clark et Taylor 2011, Klass, *et al* 2007). Il est clair que les fléchisseurs de cheville sont plus facilement activables que les extenseurs de genou.

3.6. Discussion des termes (sarcopénie, dynapénie, cachexie, fragilité)

" No decline with age is more dramatic or potentially more functionally significant than the decline in lean body mass. (...) There may be no single feature of age-related decline that could more dramatically affect ambulation, mobility, calorie intake, and overall nutrient intake and status, independence, breathing, etc. Why have we not given it more attention? Perhaps it needs a name derived from the Greek. I'll suggest a couple: sarcomalacia or sarcopenia." (Rosenberg 1989).

Les origines du couple de mot choisis pour la « sarcopénie » par Rosenberg reposent sur « sarkos » génitif de « sarx » pour la chair ou le corps et de « pénie » pour pauvreté. Depuis cette proposition, la communauté scientifique est à la recherche d'un consensus à propos de la relation entre la masse maigre et la performance fonctionnelle de la personne âgée. Au cours des années suivantes, il a été proposé d'ajouter la diminution de force musculaire à la diminution de la masse musculaire (Roubenoff et Hughes 2000). Cette association reposait sur l'idée que la diminution de la force était directement reliée à la diminution de masse musculaire. Si ce propos semble vrai pour le sujet adulte jeune, la solution est plus complexe chez la personne âgée. Nous avons rappelé dans ce document

que la perte de masse musculaire ne semblerait expliquer que 10% environ de la perte de force.

De fait, les équipes de Clark et Manini ont proposé de réutiliser la définition initiale de Rosenberg pour la sarcopénie et de proposer un mot et une définition pour les observations de déclin liées aux paramètres mécaniques (force, vitesse, puissance) et d'expliquer le lien entre les 2 mots (Clark et Manini 2008). Les auteurs proposent ainsi le terme « dynapénie » pour exprimer la baisse de force (sachant que « dynamo » dérivé du grec ancien « dynamis » signifie « puissance »).

Un groupe de travail européen, mis en place en 2009, a proposé un consensus pour la définition de la sarcopénie (Cruz-Jentoft, *et al* 2010) selon 3 critères : 1) une diminution de la masse musculaire, 2) une diminution de la force et 3) une diminution des performances physiques. La définition suivante est ainsi proposée : « *la sarcopénie est un syndrome caractérisé par une diminution progressive et généralisée de la masse musculaire squelettique avec un risque d'évènements indésirables telle que l'incapacité physique, une faible qualité de vie et la mort* ».

En 2011, une nouvelle définition a été proposée, définition qui implique la diminution de masse musculaire mais aussi de fonction (Fielding, *et al* 2011) : « *La sarcopénie est la perte de masse musculaire squelettique et de fonction associée à l'âge. La sarcopénie est un syndrome complexe qui est associée à la perte de masse musculaire, seul ou en conjonction avec une augmentation de la masse grasse. Les causes de la sarcopénie sont multifactorielles et peuvent inclure la désuétude, des changements de la fonction endocrine, des maladies chroniques, une inflammation, une résistance à l'insuline et des carences nutritionnelles. Bien que la cachexie peut être un composant de la sarcopénie, les deux conditions ne sont pas identiques* ».

En complément aux rapports précédents, un consensus international propose de redéfinir les mots et les idées liés au phénomène de perte de masse maigre et propose, de surcroît, une appellation de la sarcopénie : « sarcopenia with limited mobility » pour sarcopénie avec mobilité limitée (Morley, *et al* 2011). La définition associée à la sarcopénie avec mobilité limitée est « *une personne avec une perte musculaire dont la vitesse de marche est égale ou inférieure à 1 m/s ou qui marche moins de 400 m au cours d'une marche de 6 minutes. La personne doit aussi avoir une masse maigre appendiculaire corrigé par la taille* ».

au carré de plus de deux écarts types en dessous celui de personnes en bonne santé entre 20 et 30 ans du même groupe ethnique ». Il complète l'ensemble des définitions par « frailty » pour une augmentation de risque de « disability » lors d'un stress et par « disability » pour la perte de fonction. Le consensus propose alors le schéma (figure 36) comme étiologie.

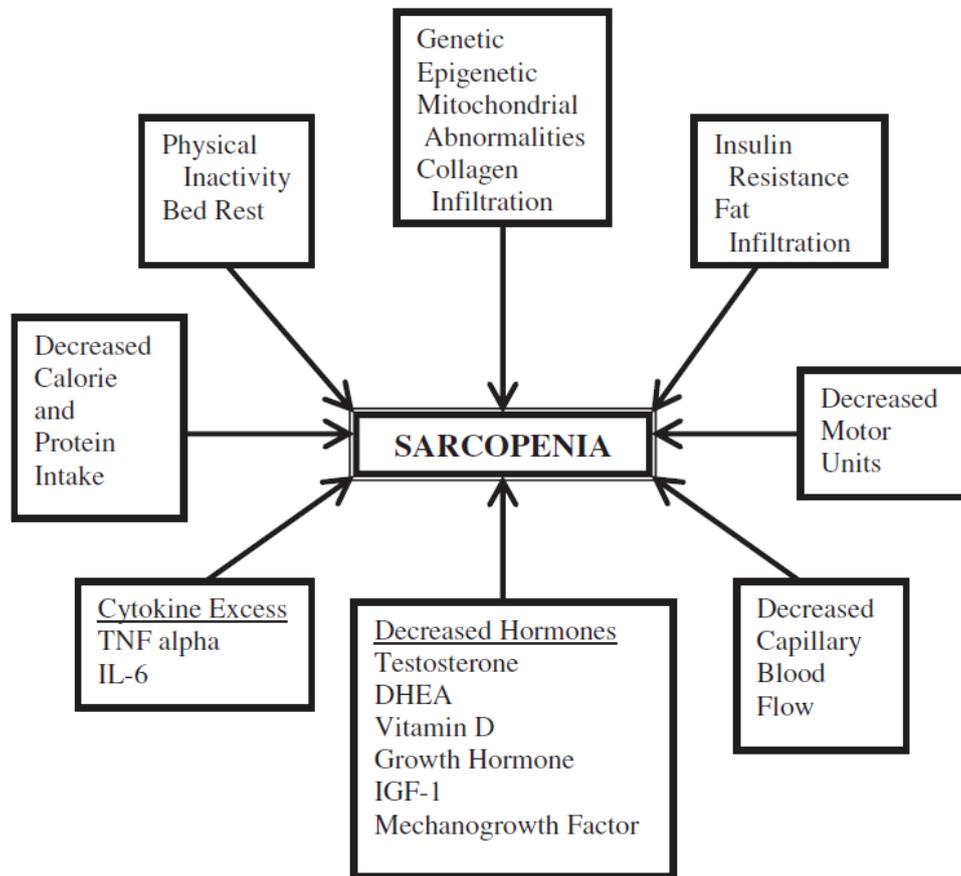


Figure 36 : facteurs impliqués dans la physiopathologie dans la sarcopénie (d'après Morley, *et al* (2011))

En réponse à ces propositions, les équipes de Clark et Manini ont proposé de redéfinir la dynapénie en précisant les concepts associés (Clark et Manini 2012). Ils proposent de rester dans le contexte de leur publication de 2008 afin de rallier la perte de force et de puissance sous le terme dynapénie puisque la puissance est le produit de la force par la vitesse et que la force comme la puissance sont mesurées par des dynamomètres (e.g. force isométrique, puissance isocinétique, etc.).

Ces auteurs ont proposé de faire une mise à jour de l'étiologie de la dynapénie et de faire le lien avec la sarcopénie. Ils insistent sur le fait de bien séparer ces 2 phénomènes dans leur définition originelle, celle de Rosenberg pour la sarcopénie et la leur pour la

dynapénie (Clark et Manini 2008, Rosenberg 1989). Manini & Clark proposent un schéma de l'étiologie de la dynapénie (figure 37) (Manini et Clark 2012).

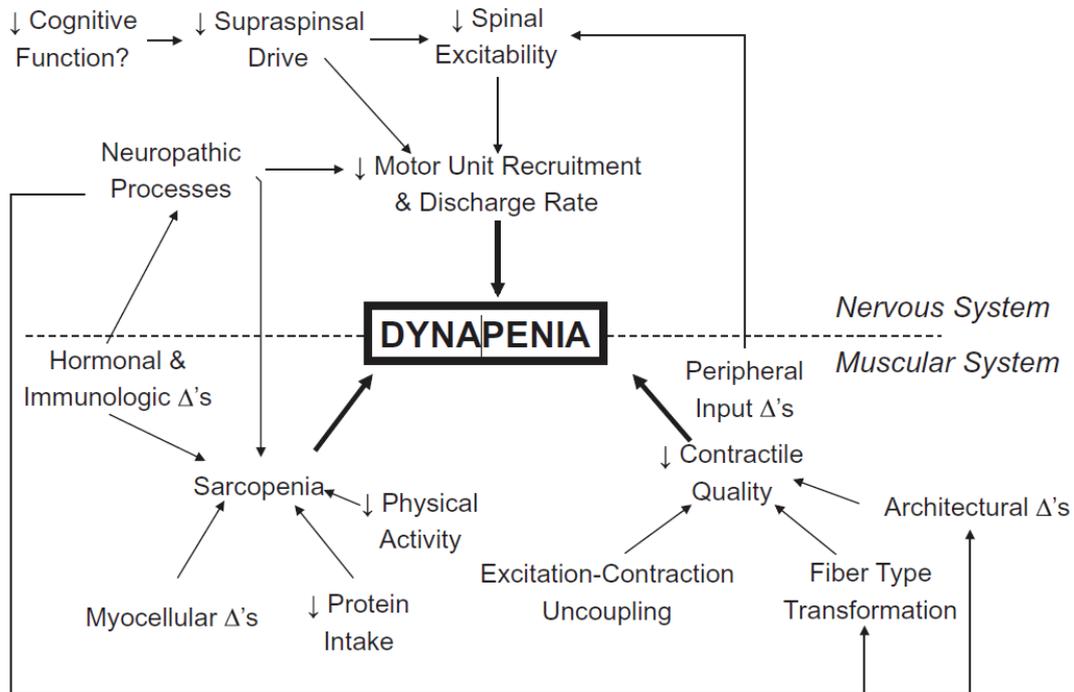


Figure 37 : modèle théorique des facteurs potentiels nerveux et musculaires conduisant à la dynapénie (Manini et Clark 2012)

3.7. Conclusion

Le déclin de performance motrice avec l'avancée en âge semble être précipité par des modifications des processus d'activation des muscles par le système nerveux central plus que par la diminution de la masse musculaire (Clark et Manini 2008, Delbono 2003, Vandervoort 2002). Des études complémentaires devraient permettre de mieux comprendre l'influence des paramètres nerveux et structuraux sur la diminution de la performance motrice chez le sujet âgé notamment au cours de mouvements de courte durée et à vitesse élevée. L'identification des causes et des conséquences cliniques de la dynapénie devrait donner lieu à de nouveaux protocoles de diagnostic et de prise en charge de la personne âgée en vue de maintenir ou redévelopper la qualité de vie et de réduire le risque de survenue d'évènements indésirables tels que la chute ou la perte d'autonomie.

4. DETERMINANTS DES CAPACITES FONCTIONNELLES DES PERSONNES AGEES

Alors que de nombreuses études ont porté sur les liens entre la mortalité et le niveau de condition physique, un autre champ de littérature a émergé afin d'étudier la qualité de vie des personnes âgées (Clark et Manini 2010). La qualité de vie repose, entre autre, sur l'autonomie des individus qu'ils soient à domicile ou en établissement d'hébergement pour personnes âgées dépendantes (EHPAD). L'autonomie implique les versants physique et cognitif d'un individu. Pour le versant physique, il faut maintenir le plus haut niveau de condition ou de fonction physique le plus longtemps possible. Il est préférable de rajouter de la vie aux années que des années à la vie.

L'utilisation d'un diagramme de Venn permet de schématiser les interrelations parmi les composants de la fonction physique (figure 38). Les 3 sphères proposées sont les facteurs psychologiques, la capacité physiologique et la performance physique. Ces 3 éléments participent à la fonction physique de la personne âgée (Cress, *et al* 1996).

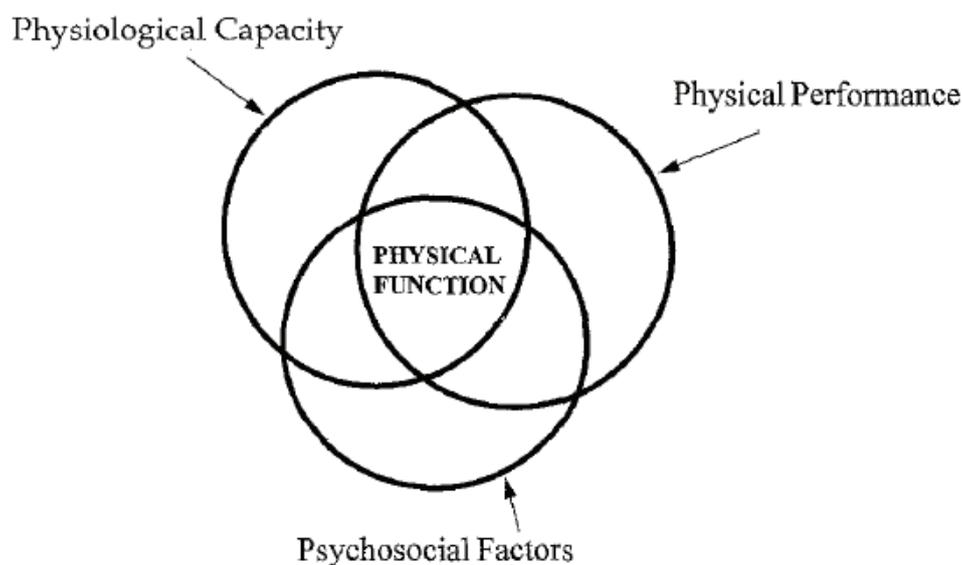


Figure 38 : diagramme de Venn illustrant les interrelations parmi les composants de la fonction physique (d'après Cress, *et al* (1996))

Dans ce modèle, la capacité physiologique renvoie aux fonctions basiques cellulaires et anatomiques telles que le débit cardiaque, la conduction nerveuse ou la force musculaire relativisée par la surface de section. La performance physique est la capacité à coordonner le plus efficacement possible les systèmes physiologiques, dans le but d'optimiser la fonction physique (Cress, *et al* 1996). Les effets du vieillissement ont un impact sur les systèmes physiologiques ce qui cause un déclin de la fonction physique (Jones, *et al* 1999). Un déclin de la fonction physique signifie que la personne âgée va subir un déclin de la

qualité de vie et donc d'autonomie (Langlois, *et al* 1997). Une diminution de performance physique comme de la consommation de dioxygène ou de la force musculaire, va obliger les personnes âgées à exécuter les tâches de la vie quotidiennes à un plus haut pourcentage de leur maximum (Asher, *et al* 2012). Il est important de garder à l'esprit qu'une personne âgée peut avoir des difficultés à évaluer son propre niveau de mobilité en le sous-estimant ou en le surestimant (Reid et Fielding 2012). C'est pourquoi, afin de quantifier objectivement le niveau de performance physique et d'autonomie d'une personne âgée, il est devenu nécessaire de mesurer les performances des individus lors de tâches du domaine de la vie courante. Il est ainsi possible de parler de performance fonctionnelle, celle-ci regroupant des activités telles que la marche pour traverser une route, l'équilibre debout ou se lever d'une chaise (Mijnarends, *et al* 2013).

4.1. Les principaux tests de performance physique

Dès 1963, certains auteurs ont proposé une évaluation de l'autonomie de la personne âgée à partir de l'échelle des activités de la vie quotidienne (ou ADL pour « activities of daily living » ; Katz, *et al* (1963)). Ce test comprend 6 questions concernant des activités basiques quotidiennes : manger, s'habiller, prendre un bain, la continence, la toilette et les transferts (d'un lit ou d'une chaise). En complément, il existe aussi l'échelle des activités instrumentales de la vie quotidienne (ou IADL pour « instrumental activities of daily living » ; Lawton et Brody (1969)). Ce test comprend 8 questions concernant des activités domestiques et sociales quotidiennes : téléphoner, faire les courses, faire la cuisine, faire le ménage, s'occuper du linge, utiliser les transports, prendre ses médicaments et régler ses affaires financières. Ces 2 tests donnent un score, et plus ce score est faible ; plus le test montre une incapacité à agir de façon indépendante. Le test de marche de 6 minutes (ou 6-MWT pour « 6 minutes walking test ») mesure la distance parcourue par un patient en 6 minutes dans un couloir d'hôpital, en aller-retour (Guyatt, *et al* 1985). Le test de Tinetti permet de mesurer les niveaux de mobilité par des tests d'équilibre et de marche (Tinetti et Ginter 1988). Ce test combine une évaluation de l'équilibre (sur un maximum de score de 16 points) et de la marche (sur un maximum de score de 12 points). Au cumul des scores, les patients qui obtiennent entre 19 et 24 points

sont considérés comme ayant un risque de chute accru tandis que les patients ayant un score inférieur à 19 sont à risque élevé de chute.

Les gestes quotidiens servent aussi à évaluer la performance physique des personnes âgées (Mijnarends, *et al* 2013) : test de marche sur une distance de quelques mètres (Bonney, *et al* 2003, Guralnik et Winograd 1994, Hoeymans, *et al* 1997, Malmberg, *et al* 2002, Ostchega, *et al* 2000) ou sur 400m (Rolland, *et al* 2004, Sayers, *et al* 2006) ; temps mis pour se lever et s'asseoir sur une chaise ou nombre de fois en un temps donné. Le test le plus couramment utilisé est composé de 5 mouvements complets (Bonney, *et al* 2003, Hoeymans, *et al* 1997, Malmberg, *et al* 2002, Ostchega, *et al* 2000, Tager, *et al* 1998), ou 10 mouvements complets (Netz, *et al* 2004) ou bien le maximum de mouvements complets sur 30s (McCarthy, *et al* 2004). Un autre test très utilisé est la montée de marche : monter quelques marches (Basse, *et al* 1992, Bean, *et al* 2002b, Bean, *et al* 2007, Bonney, *et al* 2003, Cuoco, *et al* 2004) ou bien un étage entier (Malmberg, *et al* 2002). Sur l'ensemble de ces tests, le temps est généralement mesuré au dixième de seconde près.

Certains tests combinent des exercices simples pour mesurer le niveau de performance physique des personnes âgées. Il existe, par exemple, le test « timed up & go » (TUG) pour évaluer une action basique de la vie quotidienne : se lever d'une chaise standard, marcher sur une distance de 3m, revenir et se rasseoir aussi vite que possible (Podsiadlo et Richardson 1991). Il est préconisé de réaliser le test 2 fois et de retenir le meilleur résultat. Sur une étude portant sur 652 femmes et 613 hommes de 73 ans en moyenne, la plus grande autonomie fonctionnelle était, entre autres, expliquée par le TUG (Breton, *et al* 2014). De plus, les personnes âgées ayant des niveaux d'activités physiques quotidiens faibles (mesurés par questionnaires et accéléromètres), montraient un TUG inférieur de 28% en comparaison avec des populations jeunes (McPhee, *et al* 2013).

Il est aussi possible de faire pratiquer une batterie de tests proches des activités physiques quotidiennes. Dans ce registre, il existe le « short physical performance battery » (SPPB) développé et validé lors d'études épidémiologiques par l'équipe de Guralnik (Guralnik, *et al* 1994b). Ce test a été développé pour mesurer la fonction motrice chez la personne âgée. Cet outil combine les tests de vitesse usuelle de marche sur 2,44m, de 5 levers de chaise et d'équilibre sur 2 pieds (côte-à-côte, tandem et demi-tandem). Les résultats de chaque test donnent un score qui va de 0 pour la plus mauvaise performance à 12 pour la meilleure. Les sujets âgés ayant un score inférieur ou égal à 9 sont classés

comme sujet à « mobilité limitée » (Bean, *et al* 2010, Bean, *et al* 2008, Clark, *et al* 2011, Cuoco, *et al* 2004, Mayson, *et al* 2008). Ce test reste toujours à l'heure actuelle un outil très fiable pour la mesure de la performance physique (Mijnarends, *et al* 2013).

D'autres batteries de tests ont été développées pour évaluer la performance physique des personnes âgées comme le « continuous-scale physical functional performance test » (CS-PFP) ou le « modified Physical Performance Test » (mPPT) (Cress, *et al* 1996, Van Roie, *et al* 2011). Il a aussi été proposé une sélection de tests fonctionnels basiques car étant les plus prédictifs pour les chutes et l'incapacité (Runge et Hunter 2006). Le CS-PFP est constitué de 15 exercices correspondant à des tâches de la vie quotidienne allant d'un niveau facile à exigeant. Les exercices sollicitent la force des membres supérieurs et inférieurs, la souplesse de la partie supérieure du corps, l'équilibre et la coordination et l'endurance (Cress, *et al* 1996). Les tâches ont été sélectionnées afin de couvrir l'ensemble des domaines de la performance physique et de telle manière à ce que les patients n'ayant pas assez d'endurance puissent exécuter un minimum d'exercices afin d'obtenir le plus d'informations possible. Les mesures de temps, masse et distance sont transformées en score allant de 0 à 12. Zéro est attribué au patient étant incapable de réaliser une tâche ou refusant de l'effectuer. Le mPPT est un outil objectif et validé permettant d'évaluer le degré de fragilité des personnes âgées (Van Roie, *et al* 2011). Il est dérivé du PPT originalement développé et décrit par Reuben et Siu (1990) qui contenait 7 items. Les 9 items du mPPT sont corrélés avec le degré d'incapacité, de perte d'indépendance et le risque de mortalité précoce (Brown, *et al* 2000, Gill, *et al* 1995, Guralnik, *et al* 1994a). Les 7 tests initiaux sont (1) soulever un livre du niveau de la taille au niveau des épaules, (2) mettre et enlever un manteau, (3) ramasser une pièce du sol, (4) tourner sur 360°, (5) marcher sur 15m, (6) monter un étage d'escalier et (7) monter 4 étages. Ces sept éléments ont été combinés avec (8) le test de levé de chaise et (9) le test Romberg pour l'équilibre décrit par Guralnik, *et al* (1994b). Le score de chaque item est de 0 à 4 avec zéro pour l'incapacité à réaliser la tâche et quatre pour le plus haut niveau de performance physique. Le mPPT donne un score global en sommant les scores par item pour atteindre un maximum de 36 points. Les auteurs proposent un seuil de fragilité physique lorsque le score est inférieur à 32 (Van Roie, *et al* 2011). En 2006, Runge et Hunter ont proposé de faire un choix de tests appropriés pour les patients âgés (Runge et Hunter 2006). Leur raisonnement est qu'il faut utiliser des tests locomoteurs qui ont prouvé leur valeur

prédictive pour les chutes et les incapacités imminentes. Les auteurs proposent les tests suivants pour une évaluation standardisée de la fonction locomotrice :

- (1) vitesse de marche naturelle puisqu'étant la meilleure mesure de l'état locomoteur général et un bon prédicteur des événements indésirables liés à l'âge
- (2) 5 lever-assis de chaise chronométré pour mesurer la puissance sur le mouvement vertical et la fonction musculaire de la hanche puisqu'étant le facteur neuromusculaire le plus important en prévision des risques de chutes et de fractures causées par une chute
- (3) se maintenir debout avec les pieds en position tandem et la marche avec les pieds en tandem pour mesurer la capacité posturale (l'équilibre)
- (4) le TUG puisqu'étant une procédure globale de dépistage
- (5) l'analyse clinique de la démarche en mettant l'accent sur la régularité des étapes

En collaboration avec des chercheurs, les mouvements doivent être mesurés en se référant aux termes physiques de mécanographie (utilisation d'une plateforme de force pour les paramètres de force, vitesse, puissance du centre de masse en fonction du temps). Les auteurs proposent que l'ensemble des tests soient mesurés en unité standard de physique (Runge et Hunter 2006).

4.2. Relation entre les tests de performance physique et les capacités physiologiques

Une méta-analyse récente portant sur 50 articles a montré qu'un IMC supérieur à 30 et une faible force musculaire étaient associés avec le déclin fonctionnel lié au vieillissement, mais qu'une faible masse musculaire n'était pas à elle seule, significativement reliée avec ce déclin (Schaap, *et al* 2013). Ceci est confirmé par une étude récente qui montre que, chez la femme, la présence de masse grasse serait encore plus désavantageuse que le manque de masse maigre lors de la réalisation des tests de performance physique (se relever d'une chaise, équilibre verticale (sur 1 et 2 membres) et la marche sur 6m) parce que ce paramètre entraîne des difficultés à porter/supporter son propre poids de corps (Tseng, *et al* 2014). Selon ces auteurs, il faut davantage surveiller l'obésité et la dynapénie que la sarcopénie.

Pourtant, le maintien de la masse musculaire demeure un objectif central de prise en charge des personnes âgées. Il semble important de focaliser notre attention sur les muscles des membres inférieurs car les faiblesses du quadriceps ont été associées avec une diminution de la vitesse de marche (Brown, *et al* 1995), une augmentation du temps pour monter des marches (Mizner, *et al* 2005), et se lever d'une chaise (Skelton, *et al* 1994) ainsi qu'une diminution de l'équilibre (Moxley Scarborough, *et al* 1999) et une augmentation des risques de chutes (Moreland, *et al* 2004).

Récemment, Laudani, *et al* (2013) ont mesuré l'intensité et le volume de l'ensemble des activités quotidiennes de personnes jeunes, d'âges moyens et d'âges élevés en vue de corrélérer ces données avec des tests physiques. Les auteurs ont regroupé les activités en différentes tâches : être allongé, être assis, se tenir debout, les transitions posturales, la marche et la montée de marches. Ils ont ensuite comparé ces informations avec les résultats de moment de force, de vitesse de conduction et de coactivation durant des contractions maximales des extenseurs du genou et l'aptitude cardio-respiratoire. Les résultats montrent que le niveau de condition physique cardio-respiratoire est associé aux volumes de toutes les activités et plus spécifiquement à : être allongé, être assis, se tenir debout et monter des marches. Cependant la fonction neuromusculaire (RFD lors d'IMVC, moment pic et puissance lors de relevé de chaise et de saut avec contre-mouvement) est associée avec l'intensité de toutes les activités et plus spécifiquement les transitions posturales, la marche et la montée de marches.

4.2.1. Relation entre le test de marche sur 6m et les capacités physiologiques

Si la plupart des études se sont focalisées sur les extenseurs de genou, une étude comparant la force des extenseurs de hanche, de genou et de cheville a montré qu'il faut donner plus d'importance aux muscles de la hanche car ceux-ci sont plus fortement associés avec la performance au test de marche sur 6m (Woods, *et al* 2011). L'étude des déterminants de la performance montre que la force au niveau de la hanche était un déterminant de la performance physique ayant plus d'importance que la masse maigre (Woods, *et al* 2011). Il existe aussi une relation entre le moment de force des extenseurs du genou et la vitesse maximale de marche (Forte, *et al* 2013). Il faut toutefois relativiser ce résultat puisque la vitesse mesurée était maximale et atteignait 1,9m/s en moyenne et

que les sujets étaient âgées en moyenne de 69 ans et sans limitation de mobilité apparente. Pour comparaison, la vitesse moyenne sur 6m chez des personnes de plus de 80 ans n'était que de 0,85m/s (Clémençon, *et al* 2008) ou 0,62m/s (Clémençon, *et al* 2007). Il semble que la puissance développée au niveau des extenseurs de la cheville puisse également jouer un rôle important lors de la marche (Bean, *et al* 2002c). concernant les extenseurs de genou, Bassey, *et al* (1992) ont aussi constaté que la puissance de 26 sujets âgés et fragiles était significativement corrélée au temps mis pour parcourir 6,1m. Rantanen et Avela (1997) avaient obtenu des résultats similaires en comparant des « sauts » sur un rail horizontal et la vitesse maximale de marche. La puissance à 40% de la 1-RM explique mieux la variabilité de la vitesse habituelle de marche en comparaison avec des fonctions nécessitant des intensités supérieures (montée de marche ou se lever d'une chaise) (Cuoco, *et al* 2004). Les résultats de Sayers, *et al* (2005) ont montré les mêmes relations puisque la vitesse de contraction à 40% de la 1-RM était corrélée à la vitesse moyenne de marche sur 400m.

Il semble donc que la puissance maximale et la vitesse de contraction à différents pourcentage de la force maximale soient des facteurs prédominants lors de la marche.

4.2.2. Relation entre le test se lever/s'asseoir 5 fois sur une chaise et les capacités physiologiques

La littérature s'est davantage intéressée à ce test et a permis de mettre en avant des méthodes pour la mesure de puissance durant le mouvement (Cheng, *et al* 2014, Fleming, *et al* 1991, Lindemann, *et al* 2003, Zech, *et al* 2011). Les muscles les plus activés lors de ce test sont les muscles lombaires paraspinaux, les quadriceps et les ischio-jambiers (Goulart et Valls-Sole 1999). Du point de vue de la technique d'exécution du mouvement lors du levé, il semblerait que les personnes âgées, en comparaison avec des personnes jeunes, fléchissent rapidement et davantage le tronc sur le bassin afin d'amener le centre de masse plus proche du polygone de sustentation (Papa et Cappozzo 2000). Les auteurs montrent aussi que la vitesse maximale d'exécution est plus faible chez les personnes âgées et qu'ils ne sont plus capables d'augmenter la charge sur les principaux muscles responsables du mouvement (extenseurs de hanche et de genou). Les personnes âgées voient donc leur réserve fonctionnelle diminuer et d'autant plus avec le niveau de fragilité (Millor, *et al* 2013, Papa et Cappozzo 2000). Ainsi, la puissance (figure 39 ; Zech, *et al*

(2011)) et la vitesse d'exécution lors de ce test diminuent avec l'âge, et d'autant plus chez les femmes les plus âgées (Papa et Cappozzo 2000, Petrella, *et al* 2005).

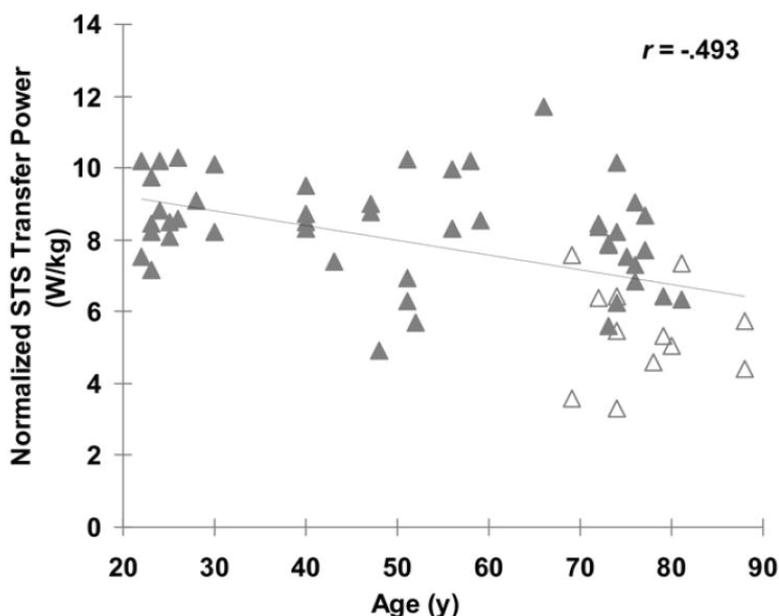


Figure 39 : corrélation entre l'âge et la puissance de transfert (normalisée à la masse corporelle) lors du test de levé de chaise (▲ : non fragile ; △ : pré-fragile) (d'après Zech, *et al* (2011))

La recherche des déterminants de la performance lors de ce test a montré que les femmes les plus âgées possédant le moins de force dans les extenseurs du genou avaient davantage de difficultés à se lever d'une chaise (Landers, *et al* 2001, Lord, *et al* 2002, Schiller, *et al* 2000). Bassey, *et al* (1992) ont constaté que la puissance des extenseurs du genou de 26 sujets âgés fragiles était significativement corrélée au temps mis pour se lever d'une chaise. Suzuki, *et al* (2001) ont aussi constaté que la puissance pic des fléchisseurs de cheville était un facteur plus important que la force pour se relever d'une chaise chez 34 femmes âgées en moyenne de 75,4 ans, résultats confirmés récemment (Kanehisa et Fukunaga 2014). La puissance des extenseurs du genou à 70% et surtout à 40% de la 1-RM présentait de meilleures associations avec le test de lever de chaise que la force développée lors du 1-RM (Cuoco, *et al* 2004). Enfin, dans 3 groupes d'âges différents (40-55 ans vs 70-85 ans vs 70-85 ans à mobilité limitée), la vitesse maximale obtenue contre 40% de la 1-RM avec le groupe le plus fragile était significativement reliée au test de relever de chaise mais pas chez les autres groupes (Pojednic, *et al* 2012).

Il semble là aussi que la force, la vitesse à un certain pourcentage de force et la puissance soient des prédicteurs de la performance physique et ce d'autant plus chez les femmes.

L'analyse du niveau d'activation montre que ce test est très exigeant et que les personnes âgées ont des niveaux d'activations supérieurs à ceux des jeunes (Landers, *et al* 2001). Ce résultat sous-entend que les personnes âgées voient leur réserve fonctionnelle diminuer avec le temps. Reid et Fielding (2012) suggèrent alors que la réduction du taux d'activation neuromusculaire et l'incapacité à accélérer durant des extensions dynamiques seraient à l'origine des faiblesses lors du test de lever de chaise.

4.2.3. Relation entre le test de montée de 5 marches et les capacités physiologiques

Une étude transversale portant sur des groupes d'âges différents nous permet d'observer le déclin de puissance spécifique lors de ce test (figure 40 ; Zech, *et al* (2011)).

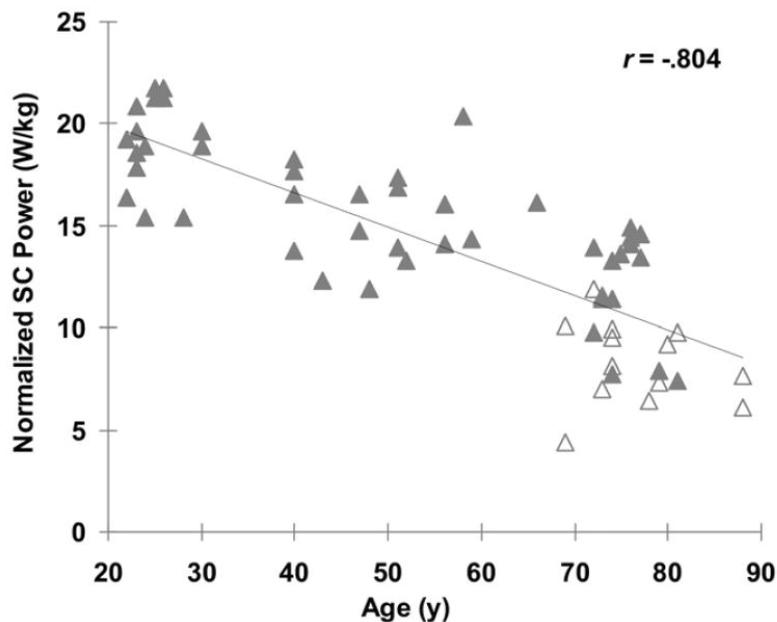


Figure 40 : corrélation entre l'âge et la puissance (normalisée à la masse corporelle) lors du test de montée de marche (▲ : non fragile; △ : pré-fragile) (d'après Zech, *et al* (2011))

Les résultats au test de montée de marche sont significativement reliés à la puissance plus qu'à la force des membres inférieurs (Bassey, *et al* 1992, Suzuki, *et al* 2001). Deux études ont montré que les puissances à 70% et 40% de la 1-RM sont significativement reliées au temps mis pour monter 5 marches (Bean, *et al* 2007, Cuoco, *et al* 2004). De plus il est observé que la vitesse maximale développée à 40% de la 1-RM, est prédictive du temps mis pour monter 10 marches (Pojednic, *et al* 2012). Ces résultats nous montrent, encore

une fois, l'importance de la puissance et de la vitesse entre 40% de la 1-RM pour obtenir le plus haut niveau de performance physique chez la personne âgée.

4.2.4. Relation entre le test de TUG et les capacités physiologiques

La recherche des déterminants lors de ce test a démontré que la force développée au niveau de la hanche serait plus prédictive de la performance au test TUG en comparaison à la force développée au niveau du genou et de la cheville (Woods, *et al* 2011).

Ce test combinant marche et lever de chaise, il est logique de lui associer les paramètres de puissance à 40% de la 1-RM et de vitesse (40 et 70% de la 1-RM) (Basse, *et al* 1992, Cuoco, *et al* 2004). Des études récentes nous apportent un complément d'information. Lors d'un suivi longitudinal de 9 ans portant sur 110 femmes (80,9 ans en moyenne), les prédicteurs d'une mauvaise performance lors d'un TUG étaient entre autres, un IMC élevé et un manque de capacité à monter une marche de 40cm de hauteur (Idland, *et al* 2013). Les auteurs suggèrent que la préservation de la force et de la puissance pour monter cette hauteur de marche serait un moyen de lutter contre le déclin de mobilité. Une étude transversale évaluant 49 jeunes (23 ans en moyenne) et 66 personnes âgées (72 ans en moyenne), a montré que si la masse musculaire n'est pas corrélée avec la performance physique (i.e. TUG et test de marche sur 6 minutes), la puissance relativisée par la masse corporelle mesurée lors d'un saut avec contre-mouvement (CMJ) est significativement corrélée à la performance (Maden-Wilkinson, *et al* 2014).

4.2.5. Relation entre le test de SPPB et les capacités physiologiques

Ce test a déjà montré une relation avec la masse maigre et la force musculaire (Reid, *et al* 2008). Néanmoins, une étude portant sur 542 hommes (âgés de 74 ans en moyenne), regroupés par quartile en fonction de leur moment pic de force, a montré que la masse musculaire n'était associée avec le score au SPPB que pour les personnes du quartile présentant le plus faible niveau de moment pic (Kim, *et al* 2012). Bean, *et al* (2002b) suggèrent que la puissance explique une plus grande variance (2-8%) que la force pour le test SPPB.

Considérant que ce test regroupe un test de marche, un test de lever de chaise et d'équilibre, il peut être attendu d'obtenir des liens avec la puissance et la vitesse d'exécution. Il a en effet été largement utilisé pour mesurer les liens entre puissance et performance physique (Bean, *et al* 2004, Bean, *et al* 2008, Clark, *et al* 2011, Cuoco, *et al* 2004, Puthoff et Nielsen 2007). Par exemple, Puthoff et Nielsen (2007) ont effectivement noté une relation entre les mesures de force et de puissance à 40 et 90% de la 1-RM et le SPPB. Par ailleurs les auteurs ont constaté que la Pmax à 90% de la 1-RM était fortement reliée au score total du SPPB. Les auteurs attribuent cette relation au lien fort entre cette Pmax et le test de lever de chaise. Ils en concluent, par ailleurs, que la puissance pic ou Pmax serait d'une plus grande importance que la puissance pour un pourcentage de 1-RM ou d'IMVC. De plus, il a été montré une association significative entre le SPPB et le RER parmi des adultes âgées (Clark, *et al* 2011). Ces résultats suggèrent que le manque de puissance et de vitesse d'exécution chez les sujets âgés explique la diminution du score au SPPB.

4.2.6. Relation entre le test de CS-PFP et les capacités physiologiques

Dès sa création, ce test a montré un lien avec les capacités physiques comme $\dot{V}O_2\text{max}$ et la force isocinétique (Cress, *et al* 1996). Il a ainsi permis de proposer des seuils de limitations fonctionnelles pour un score de CS-PFP de 57 unités et pour un $\dot{V}O_2\text{max}$ inférieur à 20ml/min/kg et un moment de force des extenseurs du genou inférieur à 2,5Nm/kg.m⁻¹ (Cress et Meyer 2003). Une étude plus récente a confirmé le lien entre la réserve de $\dot{V}O_2$ et les performances aux tests du CS-PFP (Arnett, *et al* 2008).

A notre connaissance, il n'existe pas d'étude ayant cherché à établir un lien entre les résultats à ce test et la puissance ou la vitesse de contraction.

4.2.7. Relation entre le test de mPPT et les capacités physiologiques

La relation entre le test mPPT et les caractéristiques de la relation force-vitesse au niveau des extenseurs du genou (force isométrique, le moment pic isocinétique et les vitesses d'extension contre des pourcentages de la charge isométrique maximale (0%, 20% ; 40% et 60%)) a été étudiée chez 123 femmes de 76,7 ans en moyenne (Van Roie, *et al* 2011).

Les résultats montrent que l'ensemble des paramètres de la relation force-vitesse ainsi que la masse maigre sont corrélés au mPPT (r varie entre 0,31 et 0,68). Dans un modèle de régression multiple, seule la vitesse contre une charge nulle et la force isométrique étaient indépendamment associées avec le score au mPPT ($R^2=0,49$), la vitesse maximale ayant un poids supérieur. Les femmes ayant un score inférieur à 32 au mPPT sont considérées comme physiquement légèrement fragiles et sont caractérisées par une vitesse maximale de contraction isocinétique inférieure à $350^\circ/s$ et un moment de force isométrique maximal d'extension du genou de 1,46Nm/kg.

Dans le test mPPT, on retrouve des exercices de lever de chaise, de marche ou de monter d'escalier, ce qui explique les liens avec les paramètres de puissance et de vitesse de contraction. Cependant dans l'étude de Van Roie, *et al* (2011), nous ne savons quelles sont les liaisons statistiquement fortes avec la vitesse de contraction et la force isométrique. En comparaison, le SPPB a montré un lien avec la Pmax parce que celle-ci était fortement reliée au test de lever de chaise (Puthoff et Nielsen 2007).

4.3. Synthèse et hypothèses

4.3.1. Déterminants de la performance physique et liens avec les paramètres physiologiques

La capacité contractile des muscles extenseurs du genou est considérée comme essentielle pour accomplir des mouvements de la vie quotidienne. La puissance et la vitesse musculaire sont maintenant considérées comme des moyens fiables pour analyser le niveau de performance fonctionnelle des personnes âgées. Les tests fonctionnels tels que la marche sur 6m, se lever d'une chaise 5 fois de suite et monter 5 marches sont ceux qui se rapprochent le plus des tâches de la vie quotidienne. Les niveaux de puissance et de vitesse du quadriceps mesurés lors de mouvement d'extension de genou montrent une très bonne association avec les 3 tests précités. Le choix du rang de force pour obtenir les niveaux de puissance et de vitesse les plus déterminants de la performance fonctionnelle est relativement étendu dans la littérature. Ce choix augmente la difficulté pour le thérapeute de choisir un programme de rééducation approprié. La première étude permettra de mesurer la puissance maximale et ses composantes précises (Fopt et Vopt)

lors d'une extension de genou chez des personnes très âgées et de mettre en relation ces valeurs avec les performances fonctionnelles.

4.3.2. Effets du type de test fonctionnel sur le niveau d'activation

Lors de l'exécution des tests fonctionnels tels que le que la marche sur 6m, se lever d'une chaise 5 fois de suite et monter 5 marches, le moment de force pic et le niveau d'activité électromyographique des personnes âgées sont à un pourcentage plus élevé de leur maximum en comparaison à des populations jeunes (Hortobagyi, *et al* 2003). Le niveau d'activation neuromusculaire lors d'une contraction isométrique volontaire est faible chez la personne âgée comparativement à l'activation mesurée au cours de mouvements plus naturels. Néanmoins, nous ne savons pas quel est le niveau d'activation musculaire au cours des tests fonctionnels comparativement à celle mesurée lors de l'IMVC dans une population de sujets âgés et fragiles. La deuxième étude proposera de mesurer et de comparer l'activité électromyographique du quadriceps lors des tests de contraction isométrique volontaire maximal, de détermination de la puissance maximale d'extension de jambe et des tests fonctionnels. La mesure du signal EMG au cours de ce différents mouvements permettra de déterminer dans quelle mesure le type de tâche permet de mesurer une activation maximale ou non. Ainsi, les tests de contraction maximale isométrique pourraient ne pas donner lieu à une activation maximale chez la personne âgée malgré les consignes et les encouragements.

4.4. Présentation des études de ce travail

4.4.1. Etude 1

La diminution des capacités motrices peut entraîner une diminution d'autonomie et est révélée par un déclin fonctionnel qui peut être dramatique avec l'âge (Guralnik, *et al* 2000, Rantanen, *et al* 1999). Le statut des muscles extenseurs du genou semble être considéré comme un moyen fiable pour analyser les performances fonctionnelles chez les personnes âgées (Basse, *et al* 1992, Bean, *et al* 2002a, Bean, *et al* 2002b). La puissance mesurée sur ces muscles est clairement associée à la performance fonctionnelle et à des activités physiques basiques de la vie quotidienne comme la marche, se lever et s'asseoir

sur une chaise et monter les marches d'un escalier (Bassey, *et al* 1992, Bean, *et al* 2002a, Bean, *et al* 2002b, Cuoco, *et al* 2004, Foldvari, *et al* 2000, Kostka, *et al* 2000a, Rantanen, *et al* 1999, Suzuki, *et al* 2001).

La puissance musculaire est le reflet de la capacité à générer un travail par unité de temps mais aussi de d'exercer une force à la plus grande vitesse possible. Les relations force-vitesse et puissance-vitesse peuvent servir à mesurer la puissance maximale (Pmax), la force optimale (Fopt) et la vitesse optimale (Vopt) durant des exercices de pédalages (Kostka 2005) ou d'extension du genou (Lanza, *et al* 2003). La Fopt et la Vopt sont, respectivement, la force et la vitesse correspondant au maximum de puissance développée. Ces 2 paramètres procurent respectivement des informations quantitatives et qualitatives sur la fonction musculaire (De Vito, *et al* 1998, Hautier, *et al* 1996, Martin, *et al* 2000, Pearson, *et al* 2006).

De nombreuses études se sont intéressées aux évolutions de la vitesse de contraction avec l'âge et de son influence sur la performance fonctionnelle. Par exemple, il a été observé, au cours du vieillissement, un déclin de la puissance maximale (9,3% par décennie) et de la vitesse optimale correspondante (4,3% par décennie) lors d'exercices de pédalage sur ergocycle (Bonney, *et al* 1998). Il a aussi été montré que la vitesse de contraction à 40% de la 1-RM était significativement corrélée à la vitesse de marche sur 400m et au test SPPB (Sayers, *et al* 2005).

Le but de cette étude était d'évaluer la performance fonctionnelle (temps mis pour marcher sur 6m, se lever et s'asseoir 5 fois sur une chaise et monter 6 marches) et les relations avec la puissance et ses déterminants (Vopt et Fopt) lors d'extension du genou. L'hypothèse d'une influence supérieure de la Vopt par rapport à la Fopt sur la performance fonctionnelle était envisagée du fait qu'elle est un critère important de la diminution de puissance lors du vieillissement.

Méthodes

Participants

La population était exclusivement composée de femmes volontaires d'âge supérieur à 70 ans (entre 72 et 96 ans, moyenne 83,3 ans), toutes recrutées dans les maisons de retraite

à Lyon, France. Des 47 bénévoles, seulement 39 ont été sélectionnées pour l'étude parce qu'elles ont achevé tous les tests. Les résidents qui souhaitaient participer, ont visité leur médecin généraliste pour un contrôle d'éligibilité et ont donné leur consentement écrit. Elles prenaient plusieurs médicaments et étaient restées dans leurs maisons de retraite plus de trois années. Les critères d'exclusion, avant le recrutement, concernaient notamment les maladies incontrôlées ou à évolution rapide, la démence, le diabète, l'insuffisance rénale sévère, une insuffisance fonctionnelle entravant l'exercice, la corticothérapie à long terme.

Caractéristiques cliniques

Les informations générales et cliniques (c.-à-d. données démographiques, les antécédents médicaux, la durée de séjour dans la maison, le statut social et professionnel passé, le traitement à long terme, la pression artérielle, la fréquence cardiaque, taille, poids) ont été enregistrées par le médecin généraliste de chaque sujet. Tous les volontaires ont été visités par une infirmière de l'équipe de recherche pour mesurer l'ADL et l'IADL (Katz, *et al* 1963, Lawton et Brody 1969). Les bénévoles ont également été visités par des entraîneurs qui ont enregistré la fonction physique par le test Tinetti (Tinetti et Ginter 1988).

Mesures physiologiques : masse maigre

Les techniques de mesures ont été décrites précédemment (Bonney, *et al* 2003).

Après avoir fourni des échantillons de référence d'urine et de salive, les sujets ont bu 0,88 g de H₂¹⁸O par kilogramme de masse corporelle. Ensuite, 3, 4, et 5 heures après l'ingestion de l'eau doublement marquée, les échantillons ont été recueillis. Les enrichissements en H₂¹⁸O ont été mesurés par un ratio d'isotope. L'eau corporelle totale a été déterminée à partir de l'espace de dilution de ¹⁸O. La masse maigre (en kilogrammes) a été déduite de l'eau corporelle totale.

Mesures mécaniques : puissance des membres inférieurs

Les muscles quadriceps ont été testés en utilisant le dynamomètre « Ergopower » appliqué à une machine d'extension de genou. Les sujets ont été familiarisés avec l'appareil pendant une phase d'échauffement. Ils étaient assis pendant l'essai et ont poussé simultanément avec les 2 membres inférieurs avec un tampon placé sur un bras

de levier relié à la charge. On a demandé aux sujets d'effectuer l'extension explosive du genou contre les charges croissantes, chacune séparée par au moins 5 minutes de repos. Le test a commencé avec une charge de 5 kg et ensuite augmentée par paliers de 1 kg. Chaque charge était mobilisée une fois jusqu'à ce que le sujet ne soit plus capable de le faire. Cet effort a duré des centaines de millisecondes et activé les muscles quadriceps presque exclusivement. Les sujets ont été vigoureusement encouragés à donner leur effort maximum lors de chaque essai. Le traçage de la relation force-vitesse a assuré que l'effort maximal a été systématiquement atteint. Le déplacement de charge a été mesurée tous les 0,75 mm au moyen d'un codeur optique monté sur une barre de guidage externe. Le signal est échantillonné (200 Hz) et enregistré sur un ordinateur à 66 MHz (486 DX2) par l'intermédiaire d'une carte d'interface de 12 bits. Le signal de déplacement a été numériquement filtré avec un filtre Butterworth passe-bas de 12 Hz. La vitesse instantanée, l'accélération, la force, le couple et la puissance produite ont été obtenus par dérivation numérique. Les détails de la procédure de calcul et les méthodes sont donnés par Bosco, *et al* (1995). Des mesures précises des effets de friction et d'inertie pendant le mouvement ont été utilisées dans le calcul de couple et de puissance. Les valeurs instantanées ont été utilisées pour déterminer la vitesse moyenne, le couple et les valeurs de puissance au cours de chaque contraction. La puissance moyenne et la vitesse ont été utilisées pour établir la relation puissance-vitesse. La P_{max} (en watts) et la V_{opt} (en rad/s) ont été calculés à partir de la courbe force-vitesse (figure 1). Pour l'analyse, la P_{max} a été ajustée à la masse corporelle (P_{max} , en watts par kilogramme). Le T_{opt} (en Newton-mètre) a été calculé comme le rapport entre la puissance et la vitesse optimale.

Mesures de la performance physique

On a demandé aux sujets d'effectuer des tests dans l'ordre suivant.

La vitesse de marche sur 6 m (WS) : les sujets ont été invités à marcher 6 m aussi vite que possible. Le temps a été moyenné sur 2 essais à 0,1 seconde près.

Se lever 5 fois d'une chaise (STS) : on a demandé aux sujets de se lever d'une chaise de 0,43m, 5 fois de suite, les bras croisés. Le temps a été mesuré à 0,1 seconde près.

Monter 6 marches (SC) : on a demandé aux sujets de monter un escalier de 6 marches, sans l'aide de la main courante comme support. Le temps a été mesuré à 0,1 seconde près.

Analyse statistique

L'analyse descriptive a été réalisée pour les caractéristiques des sujets. Ces données sont présentées sous forme de moyenne \pm ET. Les coefficients de corrélation de Spearman (r) ont été utilisés pour déterminer l'importance des relations entre les mesures physiologiques et les performances physiques. Les coefficients de corrélation de Spearman ont également servi à éliminer les effets de colinéarité entre les variables du modèle. Des analyses de régression multiples ont ensuite été effectuées; les variables vitesse de marche(6 m), temps pour se lever 5 fois d'une chaise, temps pour monter 6 marches d'escalier et la puissance maximale des extenseurs du genou ont été transformées en utilisant $f(x) = -\log(x)$ et la vitesse optimale en utilisant $f(x) = 1/(x)$ pour normaliser les résidus du modèle prédictif. Les variables prédictives étaient la puissance maximale ajustée pour la masse, la vitesse optimale, et le moment optimal. En outre, tous les modèles ont été ajustés pour l'âge et la masse corporelle. Toutes les analyses statistiques ont été réalisées avec P inférieur ou égal à 0,05.

Résultats

Caractéristiques, performances mécanique et physique

Les caractéristiques physiques, cliniques et physiologiques des participants sont présentées dans le tableau 1. Les scores ADL et IADL indiquent que les sujets étaient relativement indépendants.

Relations physiologiques

L'âge est inversement corrélé avec le poids ($r=-0,51$, $P<0,001$), l'indice de masse corporelle ($r=-0,43$, $P<0,006$) et MM ($r=-0,41$, $P<0,009$). La MM, cependant, est corrélée avec le poids ($r=0,74$, $P<0,001$). L'âge et le poids et la MM ne sont pas corrélés avec les autres paramètres de l'étude.

Relations de Spearman concernant les performances physiques

Les temps pour le STS et le SC ont montré une forte corrélation avec WS ($r=-0,752$, $r=-0,655$, respectivement, $P<0,001$). Le temps STS était également corrélé avec le temps SC ($r=0,687$, $P<0,001$). La puissance maximale des membres inférieurs n'a été que

légèrement corrélée avec WS ($r=0,35$, $P=0,029$). La Pmax et la Vopt étaient corrélées avec le temps STS ($r=-0,596$, $r=-0,414$, respectivement, $P<0,01$). La Pmax et la Vopt étaient corrélées avec le temps SC ($r=-0,522$, $r=-0,498$, respectivement, $P<0,001$). Le Topt était corrélé uniquement avec la Vopt ($r=-0,38$, $P=0,017$).

Analyses des régressions multiples

Les analyses de régressions multiples (par étapes) ont été menées pour identifier les variables qui ont contribué à la prédiction de la performance physique. Le tableau 2 montre les résultats des analyses de régression avec les mesures physiques de performance (WS, STS, SC) comme variables dépendantes et la Pmax ajustée pour le poids, la Vopt et le Topt comme variables indépendantes. Les variables poids-dépendant et âge-dépendant n'ont pas amélioré les modèles multiples ajustés ; en effet, leurs coefficients de régression n'ont jamais été significatifs ($P>0,05$); les variables poids et âge n'ont pas été incluses dans la modélisation des variables indépendantes.

Le log-Pmax et le $1/Vopt$ étaient fortement corrélées ($r=0,839$, $P<0,001$) et, par conséquent, ne sont pas inclus à la fois en tant que prédicteurs des variables dépendantes parce qu'elles expliquaient le même état. Deux équations ont été réalisées pour chacune des variables dépendantes, une avec Pmax et une avec Vopt. Les résultats ont montré que le Topt n'a pas augmenté la variance des deux équations. La première équation a montré que 16% ($P=0,011$) de la variance de la vitesse de marche ont été expliqués par la puissance maximale. 33% ($P<0,001$) de la variance du temps STS ont été expliqués par la Pmax, qui représentait également 31% ($P<0,001$) de la variance du temps SC. La seconde équation a montré que la Vopt prédit 49% de la vitesse de marche, 46% de la variance du temps STS et 89% de la variance de temps SC ($P<0,115$, $P<0,001$, $P<0,001$, respectivement).

Discussion

La principale conclusion de la présente étude est que puissance maximale et vitesse optimale sont des facteurs prédictifs complémentaires de la performance fonctionnelle physique chez les femmes âgées. Inversement, ni la MM et ni le moment optimal, l'autre déterminant de la puissance qui reflète la force, n'ont expliqué aucun des résultats des

tests. La deuxième conclusion de la présente étude était que la puissance maximale est fortement liée à la vitesse optimale et non pas avec le moment optimal ou la MM.

De nombreuses études ont facilement évalué les essais cliniques appliqués de l'indépendance en termes de mobilité chez les personnes âgées et ont trouvé que la puissance maximale est le meilleur prédicteur de l'indépendance dans ce population (Bassey, *et al* 1992, Bean, *et al* 2002b). Les résultats de cette étude sont dans cette lignée. Toutefois, la puissance musculaire peut être évaluée par de nombreuses techniques et des appareils différents, ce qui rend difficile la comparaison de données. Toutefois, les valeurs actuelles sont légèrement plus faibles que celles obtenues dans études précédentes - sans doute en raison des caractéristiques de la population étudiée.

Dans la population étudiée, la puissance a expliqué le temps STS, SC et la WS. Ceci est en accord avec les résultats de nombreuses études précédentes (Bassey et Short 1990, Bean, *et al* 2002b, Cuoco, *et al* 2004). La Pmax et la Pmax relative au poids étaient fortement prédictives de la performance physique. Le temps STS a été lié à la Pmax, ce qui pourrait s'expliquer par le type de mouvement, impliquant majoritairement les extenseurs du genou. Il a été observé que les quadriceps sont principalement recrutés lors des mouvements de montée de marches et de lever d'une chaise (Rodrigues-de-Paula Goulart et Valls-Solé 1999). La vitesse de marche sur 6 mètres a également été prédite par la Pmax. Ceci est en accord avec Rantanen et Avela (1997) qui ont montré que la puissance maximale mesurée lors de l'extension du genou corrélée positivement avec la vitesse de marche maximale. Ainsi, la présente étude a confirmé que puissance maximale exerce une grande influence sur la performance fonctionnelle de femmes âgées de 72 à 96 ans.

L'originalité centrale de cette étude était l'utilisation de la vitesse optimale afin d'évaluer les niveaux de performance physique chez les femmes âgées. Les déterminants correspondants de la puissance musculaire maximale ont été étudiés dans les populations âgées (Cuoco, *et al* 2004, Macaluso et De Vito 2003, Petrella, *et al* 2005). Dans la présente étude, la vitesse optimale a exercé une grande influence sur la vitesse de marche sur 6 m et les temps des tests STS et SC. La vitesse angulaire du genou développée en se levant d'une chaise a été jugée comparable à la vitesse optimale mesurée lors d'extension puissante du genou dans notre population. Nos délais assis-debout sont en accord avec ceux observés précédemment, mais plus faible, probablement en raison du niveau de condition physique et de l'âge de l'échantillon (Schenkman, *et al* 1996). Ainsi, une vitesse

de contraction optimale élevée représente l'une des compétences nécessaires pour ces tests de performance fonctionnelle et pour maintenir la mobilité durant la vieillesse. En outre, nos résultats ont montré que la vitesse optimale est corrélée significativement avec la puissance musculaire maximale, mais pas avec la MM et le moment optimal. Ceci est en accord avec De Vito, *et al* (1998) qui ont conclu que la diminution de la vitesse optimale est le facteur déterminant de la perte de puissance liée à l'âge chez les personnes âgées en bonne santé.

De nombreuses études ont rapporté une relation significative entre la vitesse optimale ou la fréquence de pédalage optimale et la distribution du type de fibres musculaires chez des sujets sains (Hautier, *et al* 1996, Martin, *et al* 2000, Pearson, *et al* 2006, Sargeant et Dolan 1984). Ainsi la plus haute vitesse optimale possible correspond à une plus grande proportion de fibres de type II quel que soit le mouvement réalisé (Gregor, *et al* 1979, Hautier, *et al* 1996, Pearson, *et al* 2006, Thorstensson 1976). Plus récemment, Sipila, *et al* (2004) ont rapporté qu'une zone relativement grande occupée par les fibres de type IIax et de type IIx a été associée à une plus faible capacité pour déplacer le corps de façon explosive via les membres inférieurs. Des études ont rapporté une réduction de la vitesse de contraction optimale et maximale liée à l'âge, suggérant une dépréciation de performance dynamique, une diminution du pourcentage de fibres de type II et, en conséquence, un pourcentage accru de fibres de type I (Lanza, *et al* 2003, Martin, *et al* 2000, Pearson, *et al* 2006, Petrella, *et al* 2005). Pour ces raisons, il est largement admis que la vitesse optimale peut être utilisée comme une mesure de substitution pour le typage des fibres musculaires (Martin, *et al* 2000). Et, en conséquence, la vitesse optimale peut être considérée comme un paramètre important qui nous permet d'obtenir un aperçu de l'influence de la perte rapide de fibres musculaires sur la puissance maximale et la performance fonctionnelle chez les personnes âgées. Tous ces résultats tendent à indiquer que la perte de puissance et la diminution de la performance fonctionnelle physique couramment observées dans les populations étudiées peuvent être attribuées à une perte de fibres de type II.

L'évolution vers des muscles lents avec le vieillissement peut être en partie causée par la perte de fibres musculaires de type II, mais aussi par une diminution de la commande nerveuse descendante (Macaluso et De Vito 2004) ; il a été montré que l'entraînement induit une augmentation rapide de la vitesse de décharge des unités motrices, avec un

gain rapide de la capacité musculaire, chez des sujets âgées (Kamen et Knight 2004). De plus, l'augmentation de la coactivation des muscles antagonistes lors de l'extension du genou a été observée chez les femmes âgées pendant l'extension du genou, et ceci explique en partie les niveaux inférieurs de moment ou de vitesse du muscle (Macaluso, *et al* 2002). À l'heure actuelle, il est impossible de déterminer l'influence relative de l'altération du type de fibres par rapport à la perte d'activation des neurones de la commande descendante sur la diminution de la vitesse optimale observée chez les personnes âgées. Cependant, les études futures, y compris l'évaluation électromyographique peuvent donner un meilleur aperçu des changements musculaires et nerveux avec l'avancé en âge.

Les analyses de régression simple ont indiqué que le moment optimal seul n'était pas lié à la performance physique et la puissance maximale dans notre population. Seule l'analyse de régression multiple a montré que le moment optimal a une influence sur la vitesse de marche et le temps STS en association avec la puissance maximale ou la vitesse optimale. Ainsi, les résultats de la présente étude indiquent que le moment optimal n'est pas un bon indicateur de la fonction physique et de la mobilité chez les femmes âgées. En accord avec Martin, *et al* (2000) le volume musculaire se traduit par un moment optimal, ce qui représente la capacité à générer de la force à une vitesse donnée, la vitesse optimale. Ceci est en lien avec les conclusions de Herman, *et al* (2005) suggérant que les mécanismes contribuant à la vitesse de mouvement, plutôt que ceux pour la production de force, peuvent être des facteurs importants pour la production de puissance maximale chez les personnes âgées. En lien, la MM n'était pas un prédicteur de la puissance maximale et de l'autonomie dans la présente étude. Ce résultat est surprenant car de nombreuses études ont émis l'hypothèse que la MM était un paramètre important car elle peut être utilisée comme une mesure indirecte du volume musculaire. Selon Visser, *et al* (2002), un petit volume musculaire à mi-cuisse et une grande infiltration graisseuse musculaire sont associés à la performance des membres inférieurs chez des hommes et les femmes très âgées. Ceci s'explique par le fait que la MM et la masse musculaire squelettique ne sont pas déterminants des exercices physiques de performance fonctionnelle testés. Cela peut suggérer que les exercices testés dans notre étude nécessiteraient plus capacité musculaire qualitative que quantitative.

Les résultats montrent que la Pmax était significativement reliée aux tests fonctionnels décrivant 16 à 33% de la variance, que la Vopt était aussi significativement reliée aux tests fonctionnels décrivant 46 à 89% de la variance et que la Fopt n'était pas statistiquement reliée aux tests fonctionnels.

Limites de l'étude

Premièrement, la force musculaire et de ses déterminants ont été mesurés pendant un mouvement unilatérale, ce qui a empêché l'évaluation de l'asymétrie (Portegijs, *et al* 2005). Deuxièmement, nous n'avons pas mesuré l'électromyographie de surface pour évaluer l'ampleur du niveau d'activation et de coactivation dans les différents mouvements.

Conclusions

Cette étude a donc des implications pour de futures recherches en physiologie et en rééducation. La vitesse de contraction semble centrale dans l'optimisation des protocoles de réhabilitation visant à améliorer la puissance musculaire et retarder le déclin de la fonction. En effet, il est possible de proposer des programmes d'exercice avec une gestion de la charge destinée à travailler à vitesse optimale.

Tableau 1: caractéristiques de l'échantillon (N=39)

	Moyenne \pm ET	Etendue
Caractéristiques physiques		
Age (y)	83,3 \pm 5,8	72-96
Masse corporelle (kg)	63,4 \pm 11,3	42,8-95,3
Taille (cm)	152,2 \pm 5,5	143-163
Indice de masse corporelle (kg/m ²)	27,3 \pm 4,3	19,7-37,1
Mesures physiologiques		
Masse maigre (MM) (kg)	36,9 \pm 4,4	29,8-51,1
Caractéristiques cliniques		
Chutes dans l'année passée (%)	25,6	
ADLs (6 items)	5,7 \pm 0,3	5-6
IADLs (8 items)	6,9 \pm 1,6	2-8
Test Tinetti (22 items)	2,12 \pm 2,3	0-9
Mesures mécaniques		
Puissance maximale (W)	84,0 \pm 46,5	23,0-232,0
Puissance maximale (W/kg)	1,37 \pm 0,8	0,41-4,0
Vitesse optimale (rad/s)	1,79 \pm 1,2	0,41-6,8
Moment optimal (Nm)	50,8 \pm 16,9	30,1-118,7
Mesures de performance physique		
Vitesse de marche sur 6m (m/s) (WS)	0,85 \pm 0,4	0,27-2,0
Temps pour se lever 5 fois d'une chaise (s) (STS)	16,3 \pm 7,7	6,0-35,0
Temps pour monter 6 marches (s) (SC)	7,0 \pm 4,0	3,0-22,0

Tableau 2: analyses de régression pour les variables prédisant les performances physiques

Variabiles	Multiple R	R-carré	F	P
Log vitesse WS				
log Pmax	0,402	0,162	7,161	0,011
1/Vopt	0,702	0,494	36,123	<0,001
Log temps STS				
log Pmax	0,577	0,333	18,494	<0,001
1/Vopt	0,681	0,465	32,164	<0,001
Log temps SC				
log Pmax	0,561	0,315	17,042	<0,001
1/Vopt	0,946	0,895	317,707	<0,001

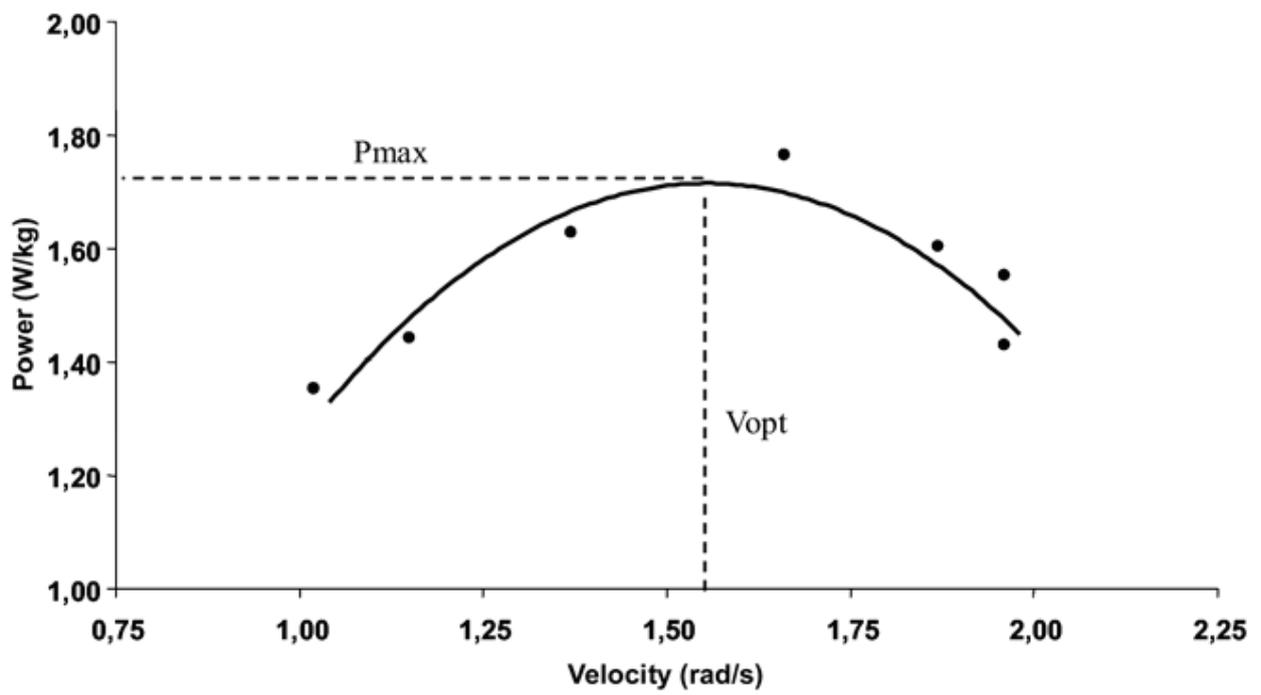


Figure 1 : relation puissance-vitesse typique d'un sujet avec détermination de la puissance maximale (Pmax) et de la vitesse optimale correspondante (Vopt)

4.4.2. Etude 2

Le vieillissement entraîne une diminution d'efficacité des paramètres neuromusculaires (une atrophie musculaire, diminution de la commande descendante, etc.) qui induit une baisse de force, de vitesse et de puissance musculaire et donc des limitations fonctionnelles (Suetta, *et al* 2007). De nombreuses études ont tenté d'évaluer les limitations fonctionnelles en utilisant des tests standardisés comme la vitesse de marche (Bean, *et al* 2002c, Kuo, *et al* 2006, Montero-Odasso, *et al* 2005), la montée de marches d'un escalier et se lever d'une chaise (Chandler, *et al* 1998) ou en utilisant des tests de contraction maximale isométrique volontaire (IMVC) et de détermination de la puissance maximale (Callahan et Kent-Braun 2011, Schaap, *et al* 2013). Dans certains tests, l'activation musculaire doit être maximale dans les muscles agonistes si l'on veut mesurer la performance maximale de l'individu. Les personnes âgées sont à un pourcentage d'activation musculaire proche de leur maximum en comparaison à des jeunes (Hortobagyi, *et al* 2003). Mais à notre connaissance, il n'y a pas d'information concernant l'influence de la tâche sur le niveau de recrutement durant l'ensemble des tests précités.

Pour évaluer les activations neuromusculaires via une méthode non-invasive, l'électromyographie de surface est communément utilisée (sEMG). Le niveau absolu des enregistrements électromyographiques (EMG) peut être utilisé pour un sujet afin de comparer différentes situations (Chandler, *et al* 1998). Spécifiquement, la valeur moyenne quadratique (rmsEMG) propose une indication du nombre d'unités motrices activées et est communément utilisée pour évaluer le niveau d'activation relatif d'un muscle dans une tâche spécifique et pour comparer avec différents mouvements et situations (Macaluso, *et al* 2000). Les tests IMVC sont fréquemment utilisés pour étudier les signaux EMG de référence servant à l'estimation du niveau d'activation des muscles lors d'efforts plus complexes. Ainsi, le but de cette étude est d'analyser l'activité EMG des muscles vaste latéral (VL) et droit fémoral (RF) dans différents tests : IMVC, test de force-vitesse, monter de marches, se lever d'une chaise et marcher sur 6m. L'hypothèse est que l'activation musculaire ne serait pas maximale dans chaque test.

Population

Sujets

10 patients (8 femmes et 2 hommes) âgés de 80,2 ans en moyenne (taille : 1,6 m \pm 6,8 ; masse : 62,3 kg \pm 21,4) ont participé à cette étude. Tous ces volontaires ont été recrutés durant un séjour hospitalier et ont donné leur accord écrit avant de participer. Aucun des sujets ne présentait de troubles neurologiques au moment de l'étude. Avant l'hospitalisation, ils vivaient à leur domicile et marchaient quotidiennement sans aucune assistance. Les sujets avec ostéoporose ou ostéo-arthrite ont été exclus préalablement. Tous les volontaires ont été questionnés pour obtenir les scores aux tests ADL (Katz, *et al* 1963) et IADL (Lawton et Brody 1969).

Anthropométrie

La masse maigre a été évaluée en utilisant la méthode de Durnin et Rahaman (Durnin et Rahaman 1967, Durnin et Rahaman 2003). le volume du membre inférieur a été déterminé avec la méthode de Jones et Pearson (Jones et Pearson 1969).

Protocole & matériels

Procédure expérimental

L'ensemble des mesures a eu lieu sur le membre inférieur dominant. Après avoir équipé les sujets avec l'EMG, l'expérimentation commençait avec 3 tests IMVC de 5 secondes à un angle articulaire du genou de 110° entrecoupé de 5 minutes de récupération.

Ensuite, le test de force-vitesse était réalisé avec 5 minutes de récupération entre chaque charge. Enfin, les tests de performance fonctionnelle ont été effectués dans un ordre aléatoire. Le signal EMG a été enregistré durant chaque test et le maximum obtenu a été retenu pour comparaison. La durée individuelle totale des expérimentations était de 2 heures environ.

Enregistrements EMG

L'activité EMG a été enregistrée de manière continue sur 2 chefs du quadriceps : droit fémoral (RF) et vaste latéral (VL). Les signaux EMG ont été enregistrés à l'aide d'électrodes de surface (Triodes Myoscan, Thought Technology, distance inter-électrodes de 2 cm ; bande passante de 20 à 500 Hz). Avant de poser les électrodes, la peau était rasée, abrasée et nettoyée à l'alcool pour réduire l'impédance cutanée. Les électrodes de surface ont été alignées parallèlement avec l'axe des fibres musculaires sur le corps musculaire. Les électrodes ont été positionnées selon les recommandations de la société internationale de physiologie et de kinésiologie (ISEK) (Hermens, *et al* 2000). Chaque électrode de surface (triode) était reliée à un préamplificateur. Le signal issu du préamplificateur était transmis à un appareil EMG Flexcomp Infinity (Thought Technology ; USA) par fibre optique pour être stocké sur un ordinateur portable à une fréquence d'acquisition de 2048 Hz. Après avoir filtré les signaux bruts (filtre passe-bande 12-600 Hz), la valeur RMS du signal EMG a été calculée sur une fenêtre temporelle de 25 ms (Biograph infinity™). Le début et la fin des bouffées étaient déterminés lorsque le signal EMG devenait respectivement supérieur ou inférieure un seuil fixé à la valeur moyenne plus trois fois l'écart type du signal de base (mesuré sur le muscle au repos) durant plus de 100 millisecondes. La valeur pic du signal rmsEMG de chaque bouffée (i.e. contraction) était alors calculée sur une période de 150 ms. En parallèle de l'enregistrement EMG, les positions angulaires de l'articulation du genou ont été mesurées un goniomètre mono-axial (F35, Biometrics Ltd). Ce goniomètre était connecté au même préamplificateur que l'EMG dans le but d'optimiser la synchronisation. La figure 1 montre un exemple de mesure typique.

Test force-vitesse

Le muscle quadriceps a été testé en utilisant un dynamomètre « Ergopower » appliqué à une machine spécifique à l'extension du genou dont la charge était géré par plaques (Bosco, *et al* 1995). Les sujets étaient familiarisés avec l'équipement durant un échauffement. Il a été demandé aux sujets d'exécuter des extensions de genou le plus rapidement possible contre des charges croissantes entrecoupées de 5 minutes de récupération. Le test commençait avec une charge d'1 kg et augmentait d'1 kg à chaque

tentative jusqu'à l'impossibilité pour le sujet d'obtenir l'extension complète. Le déplacement de la charge était mesuré tous les 0,75 mm par un encodeur optique monté sur une barre. Le capteur était une cellule photo-lumineuse à infrarouge. Des mesures précises de frottement et d'inertie ont été prises en compte pour calculer les moments et les puissances. Les valeurs instantanées ont été utilisées pour déterminer les vitesses, les moments et les puissances moyens durant chaque contraction. Les puissances et vitesses moyennes ont été utilisées pour tracer les relations puissance-vitesse. La puissance maximale (P_{max} en W) a aussi été relativisée à la masse corporelle des patients (P_{max}/kg en $W.kg^{-1}$).

Tests fonctionnels

Se lever et s'asseoir sur une chaise

Les sujets ont réalisé ce test 5 fois de suite à partir d'un siège de 0,43m de hauteur avec les bras croisés. Le temps était mesuré au 1/10 de seconde.

Monter de marche

Les sujets ont monté 5 marches de hauteur standard (21 cm) sans utilisation de main courante. Le temps était mesuré au 1/10 de seconde.

Vitesse de marche

La vitesse de marche des sujets a été calculée à partir du temps mis pour parcourir 6 m le plus rapidement possible sans courir. Le temps était mesuré au 1/10 de seconde.

Statistiques

Une ANOVA/MANOVA à mesures répétées (le nombre de facteurs a été mesuré sur le nombre de répétitions) a été utilisé pour observer les modifications potentielles des enregistrements EMG du VL et du RF pour chaque répétition d'un exercice.

Une ANOVA/MANOVA à 6 facteurs (IMVC × P_{max} × vitesse_6m × temps_chaise_lever × temps_chaiseassis × temps_marches) avec mesures répétées sur chacun des facteurs a

été utilisé pour comparer les données collectées durant les enregistrements EMG. Lorsqu'un effet significatif était observé, un test post-hoc de Newman-Keuls était utilisé pour cibler les différences entre les moyennes. $p < 0,05$ était considéré comme significatif. Les données sont des moyennes avec \pm l'écart-type.

Résultats

Les caractéristiques anthropométriques, physiques et physiologiques ainsi que les résultats aux différents tests sont présentés dans le tableau 1. Toutes les valeurs sont des moyennes. Les scores ADL et IADL ont montré que les sujets sont relativement indépendants.

Les résultats montrent que le niveau d'activation du RF est significativement supérieur lors des extensions du genou durant la mesure de la Pmax comparativement aux tests de montées de marche et à la marche sur 6m (figure 2). Il n'y a pas de différence significative entre les tests de mesure de la Pmax et l'IMVC.

Le niveau d'activation du VL est significativement supérieur lors des extensions du genou pendant la mesure de la Pmax comparativement aux tests d'IMVC et la marche sur 6m (figure 3). Il n'est pas observé de différence significative entre les tests de mesure de la Pmax, de montée de marche et de lever de chaise.

Discussion

Cette étude confirme que les différences de niveau d'activation peuvent être enregistrées durant des tests reflétant les activités de la vie quotidienne de personnes âgées fragiles. Les résultats montrent que l'activation musculaire n'est pas maximale pour le muscle droit fémoral lors du test de marche sur 6 m, en s'asseyant sur une chaise et en montant des marches. Pour le muscle vaste latéral, son niveau d'activation n'est pas maximal lors des tests d'IMVC, de marche sur 6 m et en s'asseyant sur une chaise.

Le niveau de performance des tests de performance fonctionnelle de notre échantillon révèle une condition physique faible (Bassey, *et al* 1992, Bean, *et al* 2002b, Bean, *et al* 2003, Bonnefoy, *et al* 2003, Cuoco, *et al* 2004, McCarthy, *et al* 2004, Rantanen et Avela

1997, Suzuki, *et al* 2001). Les tests de force-vitesse montrent que la population observée ici était plus faible que des études antérieures (Bonney, *et al* 2003, Kostka 2005). L'ensemble des participants était hospitalisé. Leurs activités spontanées étaient très réduites durant au moins les deux semaines précédant leurs participations à l'expérimentation car ils étaient principalement alités. Pour ces raisons, cet échantillon peut être considéré comme fragile.

Afin de discuter des différences observées dans les tests de cette étude, il a été suggéré que les enregistrements EMG pourraient être exprimés comme un pourcentage d'un facteur secondaire (Basmajian 1974). La plupart des études a choisi de mesurer les niveaux d'activation lors d'IMVC comme une valeur de référence (Klass, *et al* 2005, Landers, *et al* 2001, Larsen, *et al* 2008). Des études ont préféré choisir le niveau d'activation durant des mouvements concentriques (Hortobagyi, *et al* 2003). D'autres études ont sélectionné le pic d'activité mesuré durant le mouvement étudié (Lamoureux, *et al* 2001). Mais, le rmsEMG non-normalisé de contractions isocinétiques concentriques et excentriques sous-maximales est considéré comme une mesure fiable (Finucane, *et al* 1998). Nous avons utilisé la méthode de normalisation de référence (i.e. IMVC), et l'avons comparé à la méthode de normalisation en fonction du niveau d'activation maximale quel que soit le test. Aucune de ces méthodes n'a amélioré la fiabilité de nos données. Il semblait donc que dans cette étude, les valeurs absolues d'EMG soient appropriées pour interpréter les données. De plus, il semble que la méthode de standardisation par le niveau d'activation lors de contraction isométrique soit critiquable dans cette population. Dans ces perspectives, les résultats EMG ont été comparés en valeurs absolues pour l'ensemble des tests.

Les niveaux d'activation du RF et du VL sont significativement plus faibles durant le test de marche et durant la descente pour s'asseoir en comparaison du test de force-vitesse, de se lever d'une chaise et de monter 5 marches. Le niveau d'activation du VL est significativement inférieur lors du test IMVC en comparaison du test de force-vitesse. Il y aurait donc une tendance à montrer que le muscle quadriceps serait plus propice à atteindre un niveau d'activation supérieur lors des mouvements concentriques qu'isométriques ou excentriques chez la personne âgée fragile. Ceci serait en lien avec les résultats de Hortobagyi, *et al* (2003) qui ont démontré que les personnes âgées réalisent leurs activités quotidiennes pratiquement au maximum de leurs capacités. Le niveau

d'activation plus faible lors des mouvements excentriques en comparaison à des mouvements concentriques a déjà été observé chez la personne jeune et pourrait être aussi noté chez la personne âgée (Hortobagyi, *et al* 1995, McHugh, *et al* 2002). Le plus faible niveau d'activation du VL observé lors des contractions isométriques par rapport aux contractions concentriques pourrait s'expliquer par le déclin observé avec l'âge de la capacité à activer pleinement les muscles et à produire de la force maximale (Hakkinen, *et al* 1997, Harridge, *et al* 1999, Hortobagyi, *et al* 1995). Ces résultats sont en lien avec l'hypothèse que la diminution de force musculaire lors du vieillissement n'est pas uniquement liée à une atrophie musculaire mais aussi à une dégénérescence du système neuromusculaire (Lamoureux, *et al* 2001, Yue, *et al* 1999). L'absence de différences de niveau d'activation du RF entre les contractions isométriques et concentriques pourrait être expliquée par le fait que c'est un muscle bi-articulaire. Il a en effet été montré que les muscles bi-articulaires ont une contribution modérée dans la production de force explosive des membres inférieurs (Jacobs, *et al* 1996). De plus, il existe une grande variabilité de mesure de l'activité des muscles bi-articulaires (Wren, *et al* 2006).

Si la mesure de l'EMG de surface présente de grands avantages, des précautions doivent être prises en compte dans l'interprétation des données. Des facteurs non-physiologiques (anatomique, système de détection, géométrique et physique) des facteurs physiologiques (propriétés des unités motrices et de la membrane de la fibre musculaire) (Farina 2006, Farina, *et al* 2004, Farina, *et al* 2014). Ces précautions sont à prendre en compte pour la personne âgée en plus de la présence d'accumulation de graisse dans le tissu adipeux sous-cutané (Klass, *et al* 2007).

En conclusion, cette étude suggère que les tests de marche et d'IMVC ne seraient pas les tests les plus appropriés pour évaluer les capacités d'activation musculaires maximales du quadriceps d'une personne âgée. De plus, les résultats montrent que le recrutement est plus faible lors des contractions isométriques et excentriques (IMVC et s'asseoir respectivement). Ainsi, le test IMVC ne serait pas le test le plus adapté pour normaliser le signal EMG chez des personnes très âgées comme cela a déjà été observé chez des sujets jeunes.

En conclusion, ces résultats montrent que les tests de force-vitesse, de lever de chaise et de montée de marche sont les plus appropriés pour évaluer les capacités maximales des muscles extenseurs du genou chez la personne âgée. De plus, cette étude suggère que la

force maximale des extenseurs du genou ne peut pas être correctement évaluée durant des contractions isométriques chez des sujets très âgés.

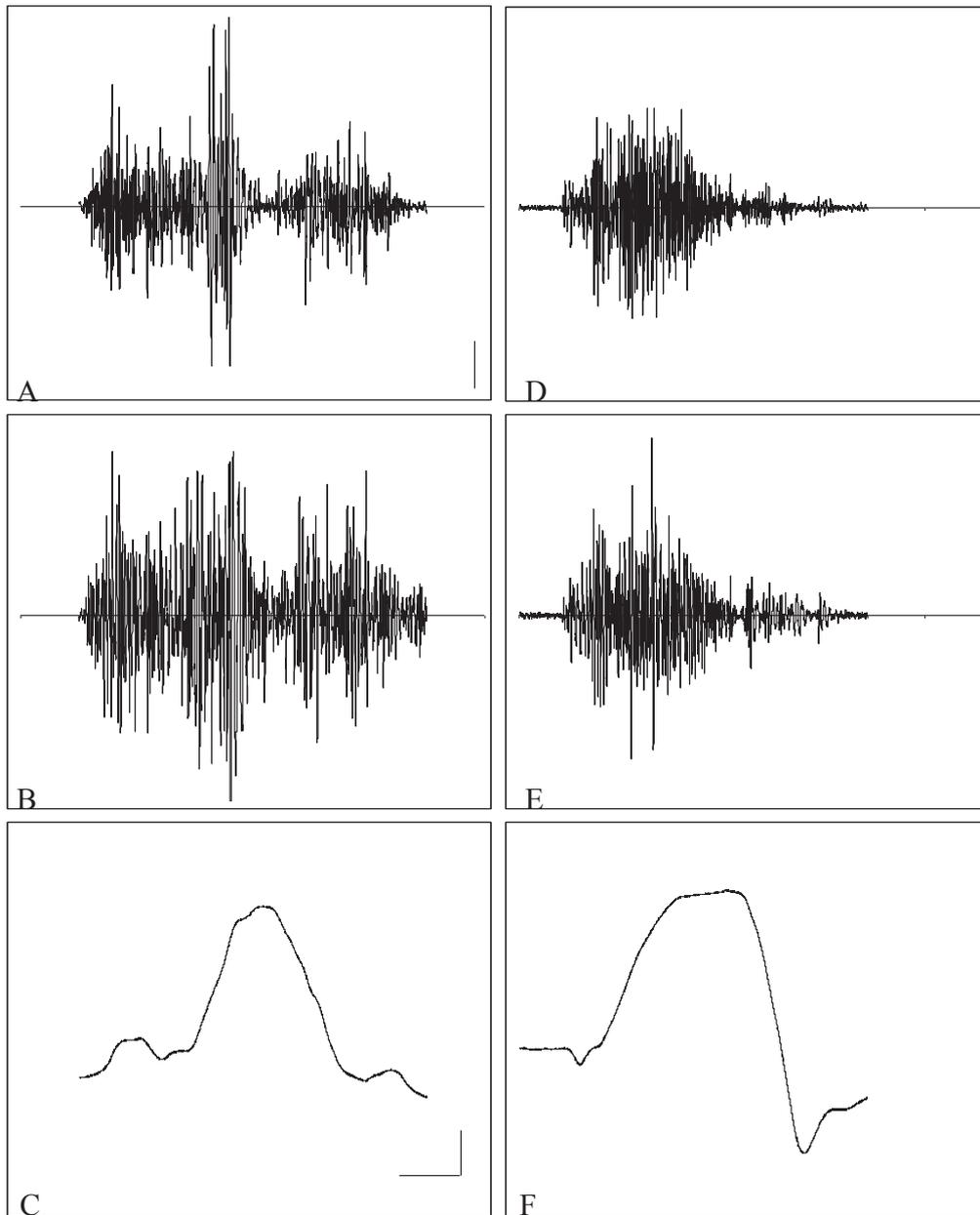


Figure 1 : exemples typique de mesure d'EMG de surface en fonction de l'angle de genou durant un test STS (assis-debout puis debout-assis ; A, B et C) et lors d'une extension de genou (D, E et F). Les graphiques A et D correspondent à l'activité du muscle droit fémoral ; les graphiques B et E correspondent à l'activité du muscle vaste latéral. Les graphiques C et F correspondent l'activité électrique du goniomètre. La calibration représente : 0,5 seconde pour l'échelle de temps, 100mV pour le sEMG et 13° pour le goniomètre.

Tableau 1. Caractéristiques de l'échantillon (n=10)

	Moyenne	Ecart-type
Caractéristiques physiques		
Age (année)	80,2	5,8
Masse (kg)	62,3	21,4
Taille (cm)	160,7	6,8
Indice de masse corporel (kg/m ²)	24,3	6,1
Masse maigre (%)	30,7	7,6
Volume de membre inférieur (cm ³)	4675,1	1291,6
Caractéristiques cliniques		
ADL (6 items)	11,6	0,6
IADL (5 items)	4,5	0,8
Performance fonctionnelles		
Vitesse de marche sur 6 m (m.s ⁻¹)	0,62	0,22
Temps pour se lever 5 fois d'une chaise (s)	20,5	7,9
Temps pour monter 5 marches (s)	9,7	6,7
Mesures mécaniques		
Pmax (W)	71,4	56,9
Pmax/kg (W.kg ⁻¹)	1,04	0,65

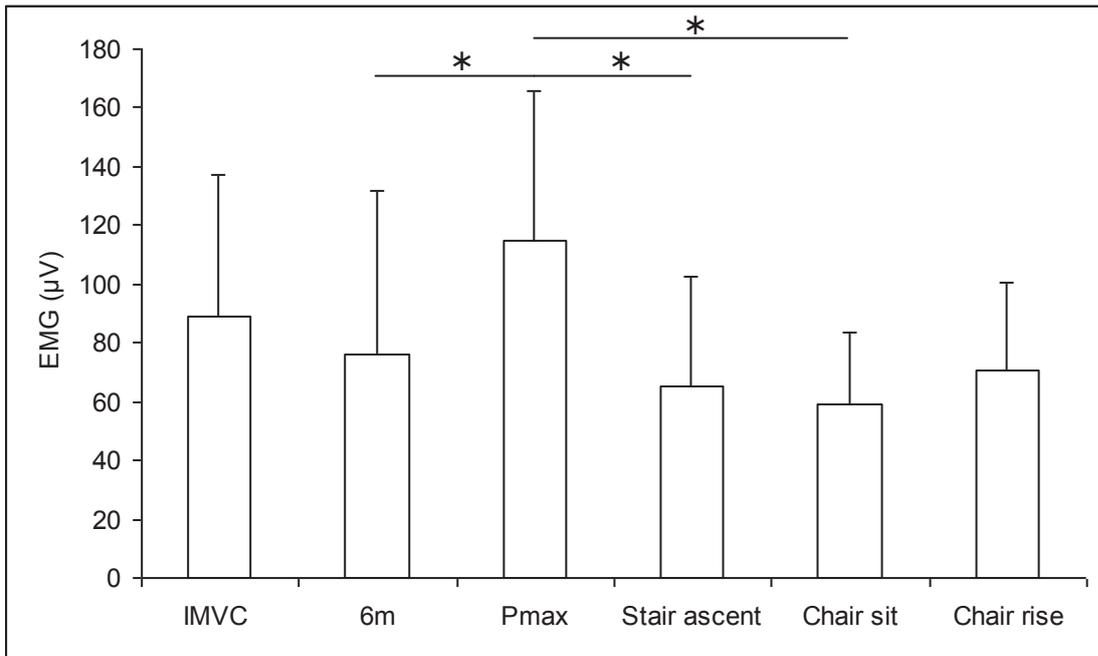


Figure 2: rmsEMG moyen du RF * $p < 0,05$

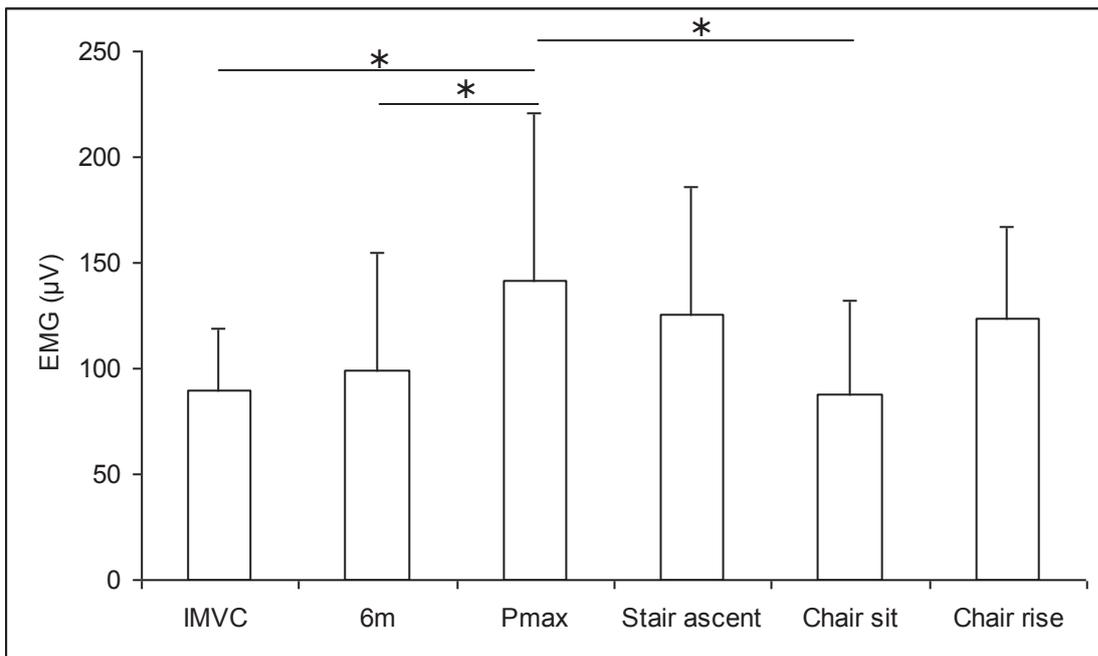


Figure 3: rmsEMG moyen du VL * $p < 0,05$

5. DISCUSSION GÉNÉRALE

5.1. Importance de la puissance

Comme on peut l'observer dans la figure 41, le vieillissement entraîne une diminution concomitante de la masse, de la force et de la puissance musculaire. Cependant, la pente du déclin n'est pas la même. En effet, il a récemment été observé une diminution de ces 3 paramètres (puissance lors de 10 levers de chaise, moment de force des extenseurs du genou et masse de tissu maigre) chez 556 japonaises âgées de 50 à 94 ans (Kanehisa et Fukunaga 2014). Mais, les auteurs ont aussi constaté que la diminution de puissance lors des levers de chaise n'était pas parallèle à la diminution du moment de force au-delà de 75 ans. De plus, les pertes de force et de puissance apparaissent plus tôt et à un taux supérieur comparativement à la masse musculaire (Macaluso et De Vito 2004, Raj, *et al* 2010). En effet, il a déjà été clairement démontré que la puissance qui est fortement corrélée aux performances des tâches quotidiennes (Cuoco, *et al* 2004, Puthoff et Nielsen 2007), décline à un taux supérieur que la force lors du vieillissement (Foldvari, *et al* 2000, Metter, *et al* 1997, Skelton, *et al* 1994).

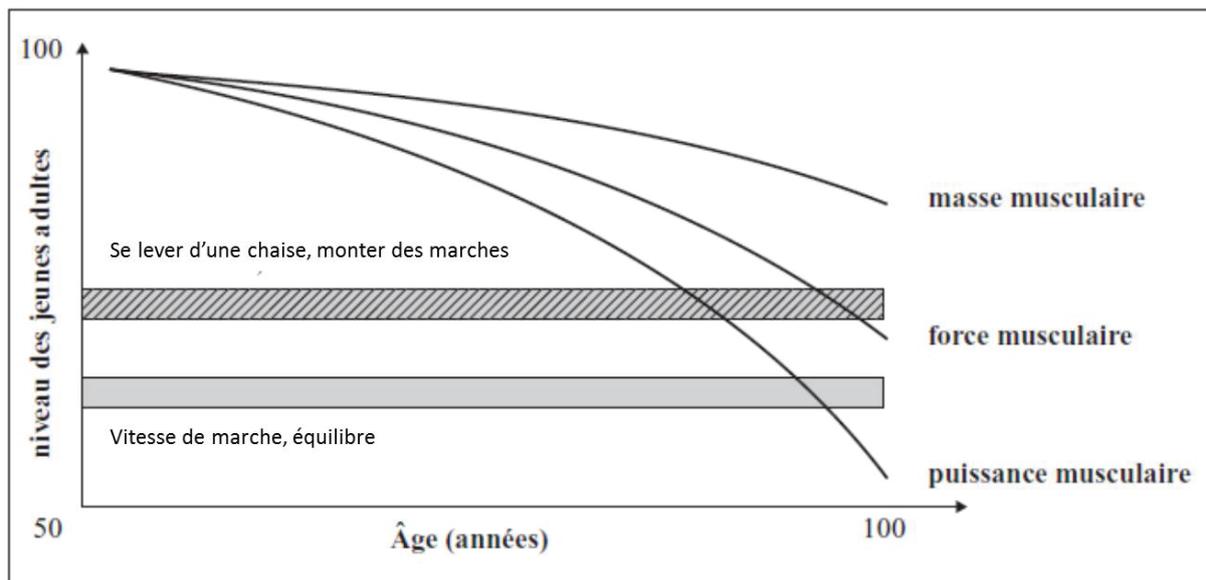


Figure 41 : évolution de la masse, de la force et de la puissance musculaire en fonction de l'âge (adapté de Barry et Carson (2004) par Barbat-Artigas, *et al* (2012)

Sur la figure 41 est reporté l'exigence en terme de masse, force et puissance musculaire pour 4 exercices de la vie quotidienne (i.e. montée de marche, lever de chaise, marcher et l'équilibre) (Barbat-Artigas, *et al* 2012). Les auteurs suggèrent qu'une masse musculaire élevée n'est pas forcément obligatoire pour exécuter les activités quotidiennes de la vie. Cette proposition est en lien avec une méta-analyse récente portant sur 50 articles

montrant qu'un IMC supérieur à 30 et une faible force musculaire étaient associés avec un déclin fonctionnel alors qu'une faible masse musculaire n'était pas significativement associée à ce même déclin (Schaap, *et al* 2013).

Comme nous l'avons dit dans la 3^{ème} partie, il est difficile, à l'heure actuelle, de savoir si Fopt et/ou Vopt ont une influence différente ou égale dans la diminution de Pmax lors du vieillissement. Pmax diminue sous l'influence de la diminution de Fopt et Vopt (Macaluso et De Vito 2003, Narici, *et al* 2005, Thom, *et al* 2005, Thom, *et al* 2007, Toji et Kaneko 2007). Macaluso et De Vito (2003) avaient observé une Pmax inférieure de 61% (mesurée durant des mouvements de presse à 60% de la force maximale isométrique) chez des femmes âgées par rapport à des femmes jeunes et cette différence serait due à une diminution de 52% de la Fopt et de 21% de la Vopt. Mais les auteurs ont aussi constaté qu'après optimisation de la charge pour chaque individu, la Fopt et la Vopt étaient autant déterminants de la diminution de Pmax. Chez l'homme âgé, Petrella, *et al* (2005) ont noté que la Pmax était atteinte à pour une force égale à 40% de l'IMVC. Les auteurs en concluent qu'à 50-60% de l'IMVC, la diminution de vitesse de contraction est le principal déterminant de la perte de puissance chez l'homme. Les études sur les populations jeunes montrent que la Pmax est obtenue à 30% de la force maximale (Kaneko, *et al* 1983, Moss, *et al* 1997). En revanche sur des populations âgées, les intensités seraient plus élevées : 50 à 80% de la 1-RM (Bean, *et al* 2002b, Foldvari, *et al* 2000, Izquierdo, *et al* 1999). Les résultats de l'étude de Puthoff et Nielsen (2007) donnent un exemple de complexité d'analyse. En effet, les auteurs ont noté que pour obtenir Pmax, une intensité relative moyenne de 62% de la 1-RM était nécessaire. Cependant, la distribution d'atteinte de Pmax en fonction de la 1-RM révèle une plus large étendue : 2 sujets à 40%, 9 sujets à 50%, 9 sujets à 60%, 4 sujets à 70%, 2 sujets à 80% et 4 sujets à 90%. Enfin, les meilleures moyennes de Pmax étaient obtenues à 50% de la 1-RM. Dans cette étude tous les patients n'étaient pas capables de réaliser le test de 5 levers de chaise (Puthoff et Nielsen 2007). Il convient donc de catégoriser le niveau de mobilité des patients pour mesurer et comparer de manière objective leurs capacités de puissance. Des études aux résultats concordants, montrent qu'il n'y a pas de charge optimale pour développer la puissance musculaire chez les femmes âgées, mais qu'il y a une étendue de charges qui peuvent être utilisées (de Vos, *et al* 2005, Fielding, *et al* 2002, Porter 2006, Zbinden-Foncea, *et al* 2014). Il est néanmoins conseillé d'utiliser des charges à 40-50% de la 1-RM pour développer la puissance

musculaire et espérer obtenir un impact sur la vitesse d'exécution (Hautier et Bonnefoy 2007, Ramirez-Campillo, *et al* 2014, Zbinden-Foncea, *et al* 2014).

5.2. Importance de la vitesse d'exécution

De nombreuses études ont montré l'importance de la vitesse d'exécution dans les tâches de la vie quotidienne (Clémençon, *et al* 2008, Cuoco, *et al* 2004, Fielding, *et al* 2002, Thompson, *et al* 2014a, Van Roie, *et al* 2011). Fielding, *et al* (2002) ont noté que les changements de Pmax lors de mouvements de presse, sous l'effet d'un entraînement à vitesse élevée, sont observés dans les groupes exerçant les extensions le plus vite possible. Cuoco, *et al* (2004) ont montré un impact de la puissance sur les activités quotidiennes (vitesse maximale de marche, montée de marche et levé de chaise) à des charges faibles (i.e. à 40% de la 1-RM vs 70%) et donc des vitesses élevés. Van Roie, *et al* (2011) ont aussi observé que la vitesse de mouvement lors d'un test balistique à charge nulle (réalisé le plus rapidement possible) ainsi que la force maximale isométrique étaient identifiées comme les composants clefs des activités physiques quotidiennes. Les auteurs suggèrent que les tâches de la vie courante incluent une phase d'accélération et nécessitent donc la capacité à activer les fibres musculaires les plus rapides. Nous avons effectivement montré dans les 2^{ème} et 3^{ème} parties, une nette tendance au ralentissement de la vitesse de contraction du muscle de la personne âgée. Schématiquement, un des facteurs les plus avancés serait l'atrophie sélective des fibres rapides de type II (Andersen, *et al* 1999, Lexell 1995, Lexell, *et al* 1988, Porter, *et al* 1995). En accord avec D'Antona, *et al* (2007), ceci serait causé par une diminution de l'activité physique quotidienne plus que par l'âge puisque les auteurs ont noté une diminution de la Vmax des fibres rapides du muscle vaste latéral des personnes âgées en regard de leurs activités physiques quotidiennes.

Concernant les liens entre les paramètres neuromusculaires et la vitesse d'exécution, de nouvelles études apportent des informations complémentaires. D'abord, Thompson, *et al* (2014a) ont étudié la capacité à atteindre la plus haute vitesse possible et à accélérer pour atteindre une vitesse fixe (240°/s) au niveau des extenseurs du genou. La Vmax et les capacités d'accélération des personnes âgées étaient plus faibles par rapport aux sujets jeunes, mais la plus forte diminution était attribuée à l'accélération. Les auteurs

considèrent que cette capacité à accélérer est très utilisée dans les activités de la vie quotidienne comme pour la récupération de déséquilibre qui nécessitent une production de force en un temps court (100 à 200ms). Le déclin de la fonction musculaire, en partie caractérisé par la diminution de vitesse et d'accélération, est aussi associé à des facteurs nerveux tels que le recrutement musculaire (Akima, *et al* 2001). En effet, Lamoureux, *et al* (2001) ont noté que les personnes âgées présentent des activités iEMG (EMG intégré) plus faibles durant chaque période de 100ms de la courbe iEMG-temps. Les auteurs ont donc observé que les personnes de plus de 70 ans présentent des difficultés dans la capacité à recruter rapidement les unités motrices (de 0 à 500ms). Ils en concluent que la détérioration du système neuromusculaire contribue à une augmentation de difficulté dans l'exécution des performances fonctionnelles qui nécessitent une rapidité d'exécution. Il convient toutefois d'être prudent sur les études mesurant les niveaux d'activation lors des mouvements non-statiques comme celles des performances fonctionnelles. Il faut choisir les exercices permettant d'atteindre le plus haut niveau d'activation possible (Cléménçon, *et al* 2007). Puisque le moment musculaire et l'angle articulaire varient, le signal EMG est perturbé par les changements de nombre d'unités motrices activées, de fréquence d'activation, de position de l'électrode par rapport aux fibres activées (incluant les changements de filtrage dû aux tissus intermédiaires), de relation géométrique entre la zone innervée et le tendon et enfin de la longueur des fibres musculaires (Karlsson, *et al* 2003).

Néanmoins, l'étude de Power, *et al* (2014) a montré, pour des personnes actives et de plus de 76 ans, une incapacité de compenser les déclinés neuromusculaires par le processus de remodelage des unités motrices. Les auteurs suggèrent alors que d'abord le nombre d'unités motrices diminue et ensuite, entraîne une baisse de la masse musculaire. Le processus temporel proposé par ces auteurs valide à la figure 41 qui schématise une diminution d'abord de la puissance, puis de la force et enfin de la masse. Cette diminution de puissance semblerait impactée par un ralentissement de la vitesse de raccourcissement du muscle et donc impacterait de manière plus évidente les tâches quotidiennes qui requièrent une contraction relativement rapide. Les sujets âgés ne seraient alors plus capables d'atteindre le niveau de puissance requis.

5.3. Influence du niveau de fragilité et/ou de mobilité

Plus les personnes âgées présentent des performances physiques faibles ; plus leur niveau de capacité physiologique est faible. Lorsque les patients présentent des niveaux de fragilité élevée et/ou de mobilité limitée, la diminution de performance est accentuée. La puissance et la force musculaire atteignent le même niveau de corrélation avec la performance fonctionnelle (Manini et Clark 2012, Marsh, *et al* 2006, Skelton, *et al* 1994). L'étude de Clark, *et al* (2010) nous permet d'obtenir plus d'informations sur les différences de force, vitesse, puissance et de niveau d'activation. Ainsi la comparaison de 3 groupes de patients : âge moyen (40-55 ans) vs âgé (70-85 ans) vs âgé avec mobilité limitée (car ayant un score au SPPB de 7,9/12 ; 70-85 ans) montre que les sujets à mobilité limitée sont les seuls à présenter un déclin accentué de moment, de puissance et d'activation neuromusculaire aux vitesses les plus élevées. Les auteurs suggèrent que la mobilité fonctionnelle est d'autant plus compromise aux vitesses élevées chez ces patients.

Il semble important d'évaluer le niveau de fragilité et/ou de mobilité pour individualiser le type de prise en charge pour redonner de l'autonomie. Il n'existe que très peu d'informations sur cette catégorie de patients (Reid, *et al* 2012). Les personnes les plus fragiles sont susceptibles de perdre un maximum de vitesse d'exécution mais sont aussi susceptibles d'augmenter leur puissance en devenant plus fortes (Fiatarone, *et al* 1994, Rice et Keogh 2009, Seynnes, *et al* 2004). Ceci semble en lien avec les effets d'un entraînement en force, puisque les premières adaptations sont d'abord neuromusculaires puis structurales (Sale 1988). Les adaptations neuromusculaires peuvent être profitables à la vitesse de raccourcissement musculaire si les mouvements sont réalisés dans l'intention de les exécuter le plus rapidement possible. Cependant, si les personnes âgées les plus faibles perdent principalement en vitesse d'exécution, il semblerait opportun de leur proposer des entraînements dans ce sens. Elles devraient ainsi développer des adaptations ou des compensations neuromusculaires (en demandant d'exécuter le mouvement le plus rapidement possible) et ensuite structurales (maintien en activité du pool de fibres II). Ainsi un gain de temps et d'efficacité pourrait être espéré. Il est même possible d'imaginer des protocoles d'entraînement utilisant les tests de la vie quotidienne. Enfin, si les études demandent aux sujets d'exécuter les mouvements le plus rapidement possible, il convient de contrôler celle-ci durant le mouvement en temps réel.

5.4. Choix du niveau de puissance : vitesse ou force

Globalement, comme il est montré dans l'étude de Laudani, *et al* (2013), pour des personnes âgées d'environ 70 ans, les capacités cardio-respiratoires sont associées avec des activités comme : être allongé, assis ou debout, marcher, ou montée des marches. Pour ces mêmes personnes les capacités neuromusculaires sont associées avec les activités qui requièrent des changements de position posturale (comme se lever d'une chaise), de marche et de montée de marche.

Concrètement, le niveau de fragilité et/ou de mobilité de la personne âgée devrait nous donner le choix de l'orientation du travail en puissance : vitesse élevée et faible-force ou faible-vitesse et force élevée. Il semble pourtant de plus en plus clair que la vitesse d'exécution soit primordiale dans l'atteinte de puissance élevée afin d'obtenir des performances fonctionnelles. Barbat-Artigas, *et al* (2012) ont proposé un schéma (figure 42) montrant les besoins des exercices fonctionnels (équilibre, marche, se lever d'une chaise et monter des marches) en termes de force, de vitesse et de puissance.

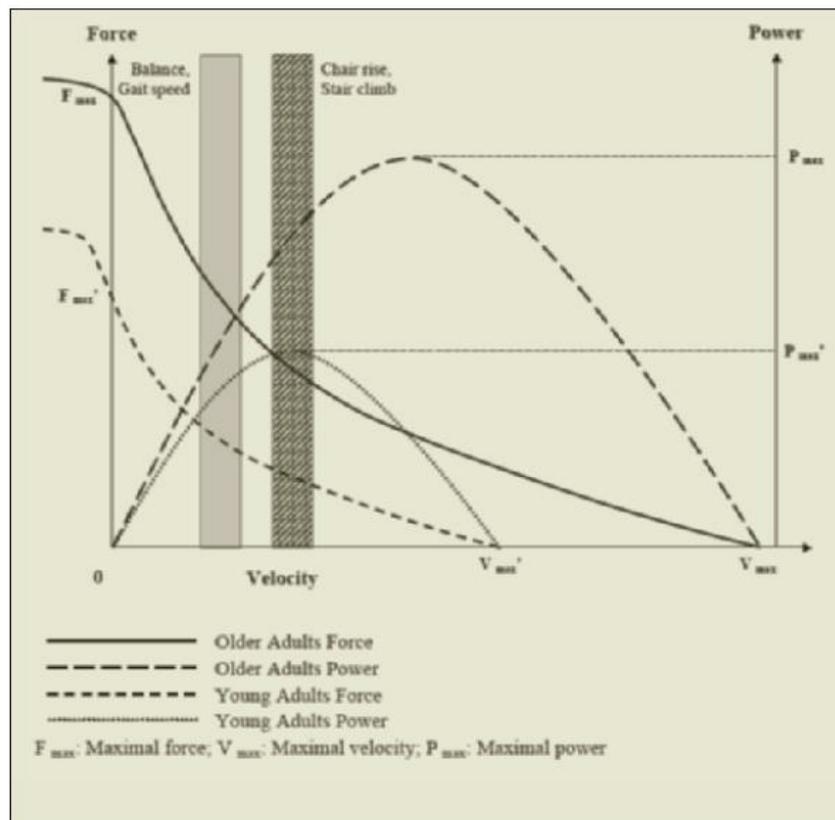


Figure 42 : les relations force-vitesse et puissance-vitesse chez des personnes jeunes et âgées avec F_{max} pour la force maximale, V_{max} pour la vitesse maximale et P_{max} pour la puissance maximale (d'après Raj, *et al* (2010) modifié par Barbat-Artigas, *et al* (2012))

Il est possible de faire évoluer ce schéma en dissociant les courbes afin de resituer les trois principaux tests proposés au cours de cette revue de littérature pour les relations force-vitesse et puissance-vitesse en figures 43 et 44 respectivement. Sur ces figures, il est proposé un cercle qui identifie une zone correspondant à un certain niveau de force, de vitesse et/ou de puissance par test (vitesse de marche (WS), se lever/s'asseoir d'une chaise (STS) et monter des marches (SC)) pour des personnes très âgées.

A partir de la littérature et des expérimentations réalisées, il semble opportun de mettre en point commun la Pmax aux 3 tests : WS (Basse, *et al* 1992, Clémenton, *et al* 2008, Cuoco, *et al* 2004, Rantanen et Avela 1997), STS (Basse, *et al* 1992, Clémenton, *et al* 2008, Cuoco, *et al* 2004, Kanehisa et Fukunaga 2014, Suzuki, *et al* 2001) et SC (Basse, *et al* 1992, Bean, *et al* 2007, Clémenton, *et al* 2008, Cuoco, *et al* 2004, Suzuki, *et al* 2001, Zech, *et al* 2011).

Ensuite, nous avons décalé les cercles vers une vitesse de mouvement plus ou moins élevée en fonction des besoins. Ainsi, le test WS semble être davantage déterminé par une vitesse d'exécution à 40% de la 1-RM (Sayers, *et al* 2005) et une vitesse optimale que par des paramètres de force (Clémenton, *et al* 2008). Donc il est proposé de décaler le cercle vers une vitesse plus élevée que la Vopt.

Le test SC est aussi très influencé par le paramètre de vitesse puisqu'il est déterminé par une vitesse d'exécution à 40% de la 1-RM (Pojednic, *et al* 2012) et la vitesse optimale (Clémenton, *et al* 2008). Cependant, il semble plus utile d'avoir des niveaux de puissance supérieure au test de WS car il peut être déterminé par une puissance à 70% de la 1-RM (Bean, *et al* 2007, Cuoco, *et al* 2004). C'est pourquoi ce test a été placé au sommet de la relation puissance-vitesse.

Enfin, le test STS semble nécessiter peut-être moins de vitesse d'exécution que les deux autres tests. Il est, en effet, déterminé par une vitesse à 40% de la 1-RM (Pojednic, *et al* 2012) mais il est aussi le test le moins expliqué par la vitesse optimale (Clémenton, *et al* 2008). De plus, bien que nous n'ayons pas observé de lien entre le moment optimal et ce test (Clémenton, *et al* 2008), la littérature montre un lien entre la force et ce test (Landers, *et al* 2001, Lord, *et al* 2002, Schiller, *et al* 2000). Nous avons décalé ce test vers des niveaux de force plus élevés en comparaison des 2 autres tests.

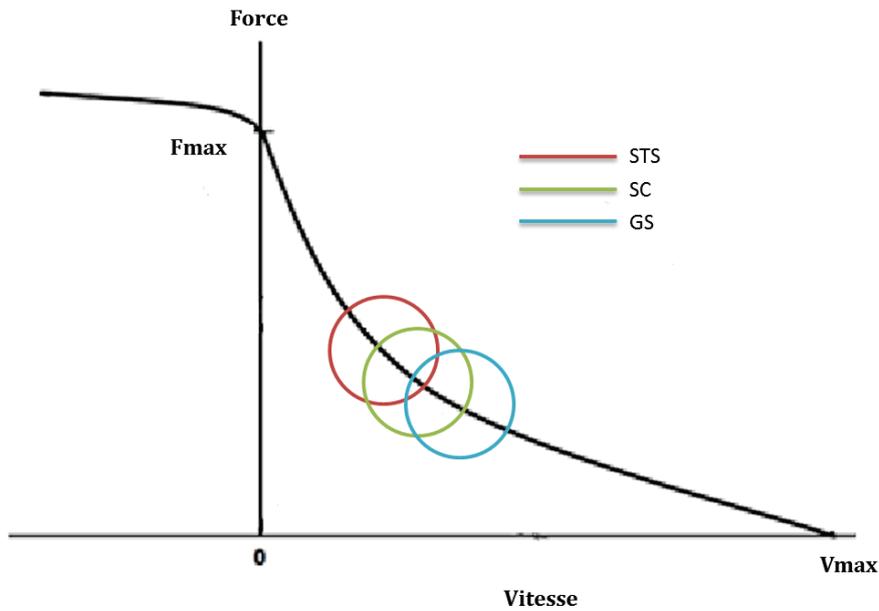


Figure 43 : relation force-vitesse avec STS : sit-to-stand (se lever d'une chaise) ; SC : stair-climb (monter des marches) ; GS : gait-speed (vitesse de marche) ; V_{max} : vitesse maximale ; F_{max} : force maximale

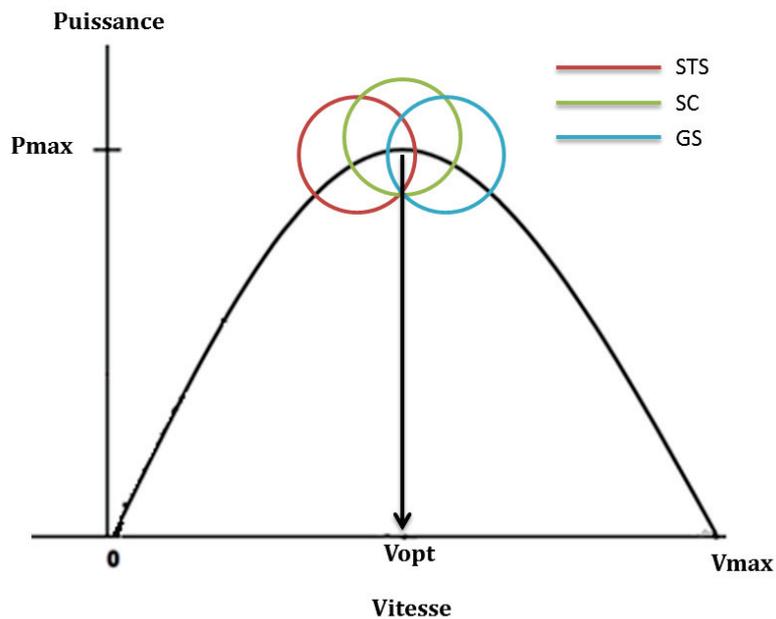


Figure 44 : relation force-vitesse avec STS : sit-to-stand (se lever d'une chaise) ; SC : stair-climb (monter des marches) ; GS : gait-speed (vitesse de marche) ; V_{max} : vitesse maximale ; V_{opt} : vitesse optimale ; P_{max} : puissance maximale

Une fois les 3 tests disposés sur la relation force-vitesse, le choix de la charge (en pourcentage de la 1-RM) pour chacune des tâches semble plus aisé afin d'optimiser le maintien et la recherche d'autonomie (figure 43). Il semble essentiel de cibler la charge pour proposer la situation à même de simuler les conditions mécaniques de cette tâche, à

l'image d'un athlète qui se spécialise pour améliorer sa performance (Clémençon, *et al* 2008, Cuoco, *et al* 2004, Neptune, *et al* 2009, Rice et Keogh 2009). De même, sur la relation puissance-vitesse, il nous est permis d'identifier clairement une orientation dans le choix de l'optimum de vitesse d'exécution des exercices de rééducation (figure 44). Il faut garder à l'esprit que pour certaines personnes âgées, quand cela est possible, se lever une fois d'une chaise représente parfois 100% de leurs 1-RM dans ce mouvement. Il faut faire correspondre les caractéristiques des tâches d'évaluation et des exercices d'entraînement de force et de vitesse aux exigences de chaque tâche fonctionnelle (Harris, *et al* 2007, Rice et Keogh 2009). Ainsi, les exercices d'équilibre et de marche nécessiteraient une situation contre charge faible et à vitesse élevée alors que les exercices de montée de marche ou de lever de chaise nécessiteraient une tâche à force élevée et à vitesse faible. Quel que soit le test, des intensités proches de la V_{opt} et la P_{max} semblent être au cœur des orientations.

5.5. Conclusion

La diminution de puissance musculaire causée par le vieillissement est due à une diminution de la force et de la vitesse de contraction. La vitesse semble s'inscrire comme principale cause du déclin. Il faut cependant l'inclure dans un ensemble de processus généraux car les activités de la vie courante sont complexes et ne se résument pas à la sarcopénie (Kostka et Kostka 2013). Le déclin de force, de vitesse et de puissance musculaire est influencé par une infiltration musculaire des graisses, des changements de fonction neuromusculaire, des changements musculaires architecturaux, des altérations hormonales, des modifications de la synthèse protéique et des médiateurs inflammatoires (Aagaard, *et al* 2010, Lexell 1995, Reid et Fielding 2012). De plus, dans la vie quotidienne, ces tâches motrices s'accompagnent d'une charge mentale imposée par les fonctions exécutives (i.e. la flexibilité mentale et l'inhibition) (Forte, *et al* 2013). Cette étude montre que des niveaux élevés de flexibilité cognitive (ou la capacité à passer d'une tâche à une autre rapidement) seraient nécessaires pour tirer parti de la puissance des membres inférieurs afin de marcher à vitesse élevée.

6. CONCLUSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES

A travers l'ensemble de nos travaux, nous avons tenté de développer les connaissances relatives à la compréhension des mécanismes qui entraînent une diminution de capacité fonctionnelle causant une diminution de la mobilité. Cela nous a permis de mettre en évidence l'impact de la relation puissance-vitesse sur les performances fonctionnelles.

Si nous pouvons désormais être plus affirmatifs quant à l'importance de la puissance maximale et de la vitesse optimale des extenseurs du genou sur un ensemble de capacités fonctionnelles, de nombreuses questions restent en suspens et suggèrent de nouvelles perspectives d'études.

La popularité de la sarcopénie durant ces dernières années a conduit à un très grand nombre d'études transversales qui ont identifiées une forte association entre la diminution de masse maigre et la prévalence des handicaps dans les activités de la vie quotidienne et des chutes chez les personnes âgées. Cependant, depuis 20 ans, les études apportant de nouvelles informations ont contribué à atténuer la relation entre la fonction physique et la masse musculaire. Nos études ont permis de préciser les influences des qualités physiques et de l'activation neuromusculaire dans la compréhension de la performance fonctionnelle. Néanmoins, les études transversales ne nous permettent que de donner notre avis sur une population réduite à un instant de leur vie. Les études longitudinales ont commencé à fleurir durant ces dix dernières années et elles ont permis de montrer que la sarcopénie n'est pas associée avec les niveaux de capacité fonctionnelle et la mortalité. Ces études ont également démontré que la force des extenseurs du genou est associée avec la mortalité et que la sarcopénie en serait un facteur résultant de la dynapénie et/ou de la kratopénie. Les informations, quant à l'évolution de ces deux phénomènes, lors d'un suivi longitudinal, sont insuffisantes à l'heure actuelle. De plus les aspects neuromusculaires et leurs évolutions nécessitent aussi des suivis longitudinaux. Cela permettrait, par ailleurs, de tenter d'isoler les déclins de la fonction à partir des différents compartiments nerveux. Enfin, les personnes présentant un début de fragilité ou de limitation de mobilité ne sont que trop peu étudiées et présentent pourtant les risques de chutes les plus importants.

Les études menées ont permis de mettre en évidence des profils d'autonomie ou tout du moins de performances physiques chez les personnes âgées et d'identifier les paramètres qualitatifs et quantitatifs musculaires. La 1^{ère} étude nous a permis d'identifier les déterminants physiques de la capacité fonctionnelle. Elle nous a aussi permis de constater

l'absence de lien entre la force et les performances fonctionnelles. Enfin, cette étude a également permis de confirmer l'hypothèse de l'importance du ralentissement global de la vitesse de contraction du muscle de la personne âgée sur ses performances motrices. De plus, la seconde étude a permis de relativiser les paramètres d'activation neuromusculaire en fonction des tests de performance physique et de capacité physique en observant que les tests de puissance, de lever de chaise et de montée de marche sont les plus adaptés pour obtenir une activation maximale. Cette étude a permis de montrer que les tests de contraction maximale en isométrie et la marche à vitesse élevée ne permettent pas de mesurer les capacités musculaires maximales car elles ne permettent pas d'atteindre des niveaux d'activation maximale.

Nos travaux participent donc à une meilleure compréhension et une meilleure connaissance des paramètres physiques de la performance fonctionnelle de la personne âgée.

BIBLIOGRAPHIE

- Aagaard, P., Magnusson, P.S., Larsson, B., Kjaer, M. & Krstrup, P. (2007) Mechanical muscle function, morphology, and fiber type in lifelong trained elderly. *Med Sci Sports Exerc*, **39**, 1989-1996.
- Aagaard, P., Simonsen, E.B., Andersen, J.L., Magnusson, P. & Dyhre-Poulsen, P. (2002a) Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *J Appl Physiol (1985)*, **93**, 1318-1326.
- Aagaard, P., Simonsen, E.B., Andersen, J.L., Magnusson, P. & Dyhre-Poulsen, P. (2002b) Neural adaptation to resistance training: changes in evoked V-wave and H-reflex responses. *J Appl Physiol (1985)*, **92**, 2309-2318.
- Aagaard, P., Suetta, C., Caserotti, P., Magnusson, S.P. & Kjaer, M. (2010) Role of the nervous system in sarcopenia and muscle atrophy with aging: strength training as a countermeasure. *Scand J Med Sci Sports*, **20**, 49-64.
- Abernethy, P., Wilson, G. & Logan, P. (1995) Strength and power assessment. Issues, controversies and challenges. *Sports Med*, **19**, 401-417.
- Akima, H., Kano, Y., Enomoto, Y., Ishizu, M., Okada, M., Oishi, Y., Katsuta, S. & Kuno, S. (2001) Muscle function in 164 men and women aged 20--84 yr. *Med Sci Sports Exerc*, **33**, 220-226.
- Alexander, N.B., Dengel, D.R., Olson, R.J. & Krajewski, K.M. (2003) Oxygen-uptake (VO₂) kinetics and functional mobility performance in impaired older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **58**, 734-739.
- Allen, W.K., Seals, D.R., Hurley, B.F., Ehsani, A.A. & Hagberg, J.M. (1985) Lactate threshold and distance-running performance in young and older endurance athletes. *J Appl Physiol (1985)*, **58**, 1281-1284.
- Allison, S.J., Brooke-Wavell, K. & Folland, J.P. (2013) Multiple joint muscle function with ageing: the force-velocity and power-velocity relationships in young and older men. *Aging Clin Exp Res*, **25**, 159-166.
- Andersen, J.L. (2003) Muscle fibre type adaptation in the elderly human muscle. *Scand J Med Sci Sports*, **13**, 40-47.
- Andersen, J.L., Terzis, G. & Kryger, A. (1999) Increase in the degree of coexpression of myosin heavy chain isoforms in skeletal muscle fibers of the very old. *Muscle Nerve*, **22**, 449-454.
- Andersen, L.L., Andersen, J.L., Zebis, M.K. & Aagaard, P. (2010) Early and late rate of force development: differential adaptive responses to resistance training? *Scand J Med Sci Sports*, **20**, e162-169.
- Aniansson, A., Hedberg, M., Henning, G.B. & Grimby, G. (1986) Muscle morphology, enzymatic activity, and muscle strength in elderly men: a follow-up study. *Muscle Nerve*, **9**, 585-591.
- Arnett, S.W., Laity, J.H., Agrawal, S.K. & Cress, M.E. (2008) Aerobic reserve and physical functional performance in older adults. *Age Ageing*, **37**, 384-389.
- Arsac, L.M. (1995) Mécanisme musculaire et contrôle neuromusculaire de la production de puissance au cours de l'exercice explosif chez l'homme. Vol. Ph.D. Université Jean Monnet, Saint-Etienne.
- Arsac, L.M., Belli, A. & Lacour, J.R. (1996) Muscle function during brief maximal exercise: accurate measurements on a friction-loaded cycle ergometer. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, **74**, 100-106.
- Asher, L., Aresu, M., Falaschetti, E. & Mindell, J. (2012) Most older pedestrians are unable to cross the road in time: a cross-sectional study. *Age Ageing*, **41**, 690-694.
- Bar-Or, O. (1987) The Wingate anaerobic test. An update on methodology, reliability and validity. *Sports Med*, **4**, 381-394.
- Barany, M. (1967) ATPase activity of myosin correlated with speed of muscle shortening. *J Gen Physiol*, **50**, Suppl:197-218.
- Barbat-Artigas, S., Rolland, Y., Zamboni, M. & Aubertin-Leheudre, M. (2012) How to assess functional status: a new muscle quality index. *J Nutr Health Aging*, **16**, 67-77.
- Basmajian, J.V. (1974) *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. Williams & Wilkins.
- Bassey, E.J., Fiatarone, M.A., O'Neill, E.F., Kelly, M., Evans, W.J. & Lipsitz, L.A. (1992) Leg extensor power and functional performance in very old men and women. *Clin Sci (Lond)*, **82**, 321-327.
- Bassey, E.J. & Short, A.H. (1990) A new method for measuring power output in a single leg extension: feasibility, reliability and validity. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, **60**, 385-390.
- Baudry, S., Maerz, A.H. & Enoka, R.M. (2010) Presynaptic modulation of Ia afferents in young and old adults when performing force and position control. *J Neurophysiol*, **103**, 623-631.
- Baumgartner, R.N. (2000) Body composition in healthy aging. *Ann N Y Acad Sci*, **904**, 437-448.
- Bean, J., Herman, S., Kiely, D.K., Callahan, D., Mizer, K., Frontera, W.R. & Fielding, R.A. (2002a) Weighted stair climbing in mobility-limited older people: a pilot study. *J Am Geriatr Soc*, **50**, 663-670.
- Bean, J.F., Herman, S., Kiely, D.K., Frey, I.C., Leveille, S.G., Fielding, R.A. & Frontera, W.R. (2004) Increased Velocity Exercise Specific to Task (InVEST) training: a pilot study exploring effects on leg power, balance, and mobility in community-dwelling older women. *J Am Geriatr Soc*, **52**, 799-804.
- Bean, J.F., Kiely, D.K., Herman, S., Leveille, S.G., Mizer, K., Frontera, W.R. & Fielding, R.A. (2002b) The relationship between leg power and physical performance in mobility-limited older people. *J Am Geriatr Soc*, **50**, 461-467.

- Bean, J.F., Kiely, D.K., LaRose, S., Alian, J. & Frontera, W.R. (2007) Is stair climb power a clinically relevant measure of leg power impairments in at-risk older adults? *Arch Phys Med Rehabil*, **88**, 604-609.
- Bean, J.F., Kiely, D.K., LaRose, S., Goldstein, R., Frontera, W.R. & Leveille, S.G. (2010) Are changes in leg power responsible for clinically meaningful improvements in mobility in older adults? *J Am Geriatr Soc*, **58**, 2363-2368.
- Bean, J.F., Kiely, D.K., LaRose, S. & Leveille, S.G. (2008) Which impairments are most associated with high mobility performance in older adults? Implications for a rehabilitation prescription. *Arch Phys Med Rehabil*, **89**, 2278-2284.
- Bean, J.F., Kiely, D.K., Leveille, S.G., Herman, S., Huynh, C., Fielding, R. & Frontera, W. (2002c) The 6-minute walk test in mobility-limited elders: what is being measured? *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **57**, M751-756.
- Bean, J.F., Leveille, S.G., Kiely, D.K., Bandinelli, S., Guralnik, J.M. & Ferrucci, L. (2003) A comparison of leg power and leg strength within the InCHIANTI study: which influences mobility more? *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **58**, 728-733.
- Beliaeff, S., Bouchard, D.R., Hautier, C., Brochu, M. & Dionne, I.J. (2008) Association between muscle mass and isometric muscle strength in well-functioning older men and women. *J Aging Phys Act*, **16**, 484-493.
- Bemben, M.G., Massey, B.H., Bemben, D.A., Misner, J.E. & Boileau, R.A. (1991) Isometric muscle force production as a function of age in healthy 20- to 74-yr-old men. *Med Sci Sports Exerc*, **23**, 1302-1310.
- Bento, P.C., Pereira, G., Ugrinowitsch, C. & Rodacki, A.L. (2010) Peak torque and rate of torque development in elderly with and without fall history. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, **25**, 450-454.
- Bernard, J.A. & Seidler, R.D. (2014) Moving forward: age effects on the cerebellum underlie cognitive and motor declines. *Neurosci Biobehav Rev*, **42**, 193-207.
- Bertolasi, L., Priori, A., Tinazzi, M., Bertasi, V. & Rothwell, J.C. (1998) Inhibitory action of forearm flexor muscle afferents on corticospinal outputs to antagonist muscles in humans. *J Physiol*, **511 (Pt 3)**, 947-956.
- Betik, A.C. & Hepple, R.T. (2008) Determinants of VO₂ max decline with aging: an integrated perspective. *Appl Physiol Nutr Metab*, **33**, 130-140.
- Blair, S.N., Kohl, H.W., 3rd, Barlow, C.E., Paffenbarger, R.S., Jr., Gibbons, L.W. & Macera, C.A. (1995) Changes in physical fitness and all-cause mortality. A prospective study of healthy and unhealthy men. *JAMA*, **273**, 1093-1098.
- Bohannon, R.W. (2008) Hand-grip dynamometry predicts future outcomes in aging adults. *J Geriatr Phys Ther*, **31**, 3-10.
- Bonnefoy, M., Cornu, C., Normand, S., Boutitie, F., Bugnard, F., Rahmani, A., Lacour, J.R. & Laville, M. (2003) The effects of exercise and protein-energy supplements on body composition and muscle function in frail elderly individuals: a long-term controlled randomised study. *Br J Nutr*, **89**, 731-739.
- Bonnefoy, M., Kostka, T., Arzac, L.M., Berthouze, S.E. & Lacour, J.R. (1998) Peak anaerobic power in elderly men. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, **77**, 182-188.
- Booth, F.W., Weeden, S.H. & Tseng, B.S. (1994) Effect of aging on human skeletal muscle and motor function. *Med Sci Sports Exerc*, **26**, 556-560.
- Bosco, C., Belli, A., Astrua, M., Tihanyi, J., Pozzo, R., Kellis, S., Tsarpela, O., Foti, C., Manno, R. & Tranquilli, C. (1995) A dynamometer for evaluation of dynamic muscle work. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, **70**, 379-386.
- Bosco, C., Luhtanen, P. & Komi, P.V. (1983) A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, **50**, 273-282.
- Bottinelli, R., Canepari, M., Pellegrino, M.A. & Reggiani, C. (1996) Force-velocity properties of human skeletal muscle fibres: myosin heavy chain isoform and temperature dependence. *J Physiol*, **495 (Pt 2)**, 573-586.
- Bottinelli, R., Schiaffino, S. & Reggiani, C. (1991) Force-velocity relations and myosin heavy chain isoform compositions of skinned fibres from rat skeletal muscle. *J Physiol*, **437**, 655-672.
- Breton, E., Beloin, F., Fortin, C., Martin, A., Ouellet, M.E., Payette, H. & Levasseur, M. (2014) Gender-specific associations between functional autonomy and physical capacities in independent older adults: results from the NuAge study. *Arch Gerontol Geriatr*, **58**, 56-62.
- Brooks, S.V. & Faulkner, J.A. (1994) Skeletal muscle weakness in old age: underlying mechanisms. *Med Sci Sports Exerc*, **26**, 432-439.
- Brown, M., Sinacore, D.R., Binder, E.F. & Kohrt, W.M. (2000) Physical and performance measures for the identification of mild to moderate frailty. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **55**, M350-355.

- Brown, M., Sinacore, D.R. & Host, H.H. (1995) The relationship of strength to function in the older adult. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **50 Spec No**, 55-59.
- Brown, W.F. (1972) A method for estimating the number of motor units in thenar muscles and the changes in motor unit count with ageing. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, **35**, 845-852.
- Brown, W.F., Strong, M.J. & Snow, R. (1988) Methods for estimating numbers of motor units in biceps-brachialis muscles and losses of motor units with aging. *Muscle Nerve*, **11**, 423-432.
- Buskirk, E.R. & Hodgson, J.L. (1987) Age and aerobic power: the rate of change in men and women. *Fed Proc*, **46**, 1824-1829.
- Callahan, D., Phillips, E., Carabello, R., Frontera, W.R. & Fielding, R.A. (2007) Assessment of lower extremity muscle power in functionally-limited elders. *Aging Clin Exp Res*, **19**, 194-199.
- Callahan, D.M. & Kent-Braun, J.A. (2011) Effect of old age on human skeletal muscle force-velocity and fatigue properties. *J Appl Physiol (1985)*, **111**, 1345-1352.
- Campbell, M.J., McComas, A.J. & Petito, F. (1973) Physiological changes in ageing muscles. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, **36**, 174-182.
- Cannon, J., Kay, D., Tarpenning, K.M. & 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**, 91-100.
- Carmeli, E. & Reznick, A.Z. (1994) The physiology and biochemistry of skeletal muscle atrophy as a function of age. *Proc Soc Exp Biol Med*, **206**, 103-113.
- Carrick-Ranson, G., Hastings, J.L., Bhella, P.S., Shibata, S., Fujimoto, N., Palmer, D., Boyd, K. & Levine, B.D. (2013) The effect of age-related differences in body size and composition on cardiovascular determinants of VO₂max. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **68**, 608-616.
- Caserotti, P., Aagaard, P., Simonsen, E.B. & Puggaard, L. (2001) Contraction-specific differences in maximal muscle power during stretch-shortening cycle movements in elderly males and females. *Eur J Appl Physiol*, **84**, 206-212.
- Chalmers, G.R. & Knutzen, K.M. (2004) Recurrent inhibition in the soleus motor pool of elderly and young adults. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, **44**, 413-421.
- Chandler, J.M., Duncan, P.W., Kochersberger, G. & 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**, 24-30.
- Cheney, P.D. & Fetz, E.E. (1984) Corticomotoneuronal cells contribute to long-latency stretch reflexes in the rhesus monkey. *J Physiol*, **349**, 249-272.
- Cheney, P.D., Fetz, E.E. & Palmer, S.S. (1985) Patterns of facilitation and suppression of antagonist forelimb muscles from motor cortex sites in the awake monkey. *J Neurophysiol*, **53**, 805-820.
- Cheng, Y.Y., Wei, S.H., Chen, P.Y., Tsai, M.W., Cheng, I.C., Liu, D.H. & Kao, C.L. (2014) Can sit-to-stand lower limb muscle power predict fall status? *Gait Posture*, **40**, 403-407.
- Clark, B.C. & Manini, T.M. (2008) Sarcopenia \neq dynapenia. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **63**, 829-834.
- Clark, B.C. & Manini, T.M. (2010) Functional consequences of sarcopenia and dynapenia in the elderly. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care*, **13**, 271-276.
- Clark, B.C. & Manini, T.M. (2012) What is dynapenia? *Nutrition*, **28**, 495-503.
- Clark, B.C. & Taylor, J.L. (2011) Age-related changes in motor cortical properties and voluntary activation of skeletal muscle. *Curr Aging Sci*, **4**, 192-199.
- Clark, D.J. & Fielding, R.A. (2012) Neuromuscular contributions to age-related weakness. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **67**, 41-47.
- Clark, D.J., Patten, C., Reid, K.F., Carabello, R.J., Phillips, E.M. & Fielding, R.A. (2010) Impaired voluntary neuromuscular activation limits muscle power in mobility-limited older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **65**, 495-502.
- Clark, D.J., Patten, C., Reid, K.F., Carabello, R.J., Phillips, E.M. & Fielding, R.A. (2011) Muscle performance and physical function are associated with voluntary rate of neuromuscular activation in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **66**, 115-121.
- Clark, D.J., Pojednic, R.M., Reid, K.F., Patten, C., Pasha, E.P., Phillips, E.M. & Fielding, R.A. (2013) Longitudinal decline of neuromuscular activation and power in healthy older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **68**, 1419-1425.
- Clark, D.J., Reid, K.F., Patten, C., Phillips, E.M., Ring, S.A., Wu, S.S. & Fielding, R.A. (2014) Does quadriceps neuromuscular activation capability explain walking speed in older men and women? *Exp Gerontol*, **55**, 49-53.
- Clays, E., Lidegaard, M., De Bacquer, D., Van Herck, K., De Backer, G., Kittel, F., de Smet, P. & Holtermann, A. (2014) The combined relationship of occupational and leisure-time physical activity with all-cause mortality among men, accounting for physical fitness. *Am J Epidemiol*, **179**, 559-566.

- Clémençon, M., Bonnefoy, M. & Hautier, C. (2007) Knee extensor muscles activation in elderly people. A preliminary study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, **10**, 181-182.
- Clémençon, M., Hautier, C.A., Rahmani, A., Cornu, C. & Bonnefoy, M. (2008) Potential role of optimal velocity as a qualitative factor of physical functional performance in women aged 72 to 96 years. *Arch Phys Med Rehabil*, **89**, 1594-1599.
- Close, R. (1964) Dynamic Properties of Fast and Slow Skeletal Muscles of the Rat during Development. *J Physiol*, **173**, 74-95.
- Collet, C. (2001) *Mouvements & cerveau: neurophysiologie des activités physiques et sportives*. De Boeck Université.
- Connelly, D.M., Rice, C.L., Roos, M.R. & Vandervoort, A.A. (1999) Motor unit firing rates and contractile properties in tibialis anterior of young and old men. *J Appl Physiol (1985)*, **87**, 843-852.
- Cooper, C., Fielding, R., Visser, M., van Loon, L.J., Rolland, Y., Orwoll, E., Reid, K., Boonen, S., Dere, W., Epstein, S., Mitlak, B., Tsouderos, Y., Sayer, A.A., Rizzoli, R., Reginster, J.Y. & Kanis, J.A. (2013) Tools in the assessment of sarcopenia. *Calcif Tissue Int*, **93**, 201-210.
- Cooper, R., Kuh, D., Hardy, R., Mortality Review, G., Falcon & Teams, H.A.S. (2010) Objectively measured physical capability levels and mortality: systematic review and meta-analysis. *BMJ*, **341**, c4467.
- Coyle, E.F. (1995) Integration of the physiological factors determining endurance performance ability. *Exerc Sport Sci Rev*, **23**, 25-63.
- Cress, M.E., Buchner, D.M., Questad, K.A., Esselman, P.C., deLateur, B.J. & Schwartz, R.S. (1996) Continuous-scale physical functional performance in healthy older adults: a validation study. *Arch Phys Med Rehabil*, **77**, 1243-1250.
- Cress, M.E. & Meyer, M. (2003) Maximal voluntary and functional performance levels needed for independence in adults aged 65 to 97 years. *Phys Ther*, **83**, 37-48.
- Cruz-Jentoft, A.J., Baeyens, J.P., Bauer, J.M., Boirie, Y., Cederholm, T., Landi, F., Martin, F.C., Michel, J.P., Rolland, Y., Schneider, S.M., Topinkova, E., Vandewoude, M., Zamboni, M. & European Working Group on Sarcopenia in Older, P. (2010) Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis: Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People. *Age Ageing*, **39**, 412-423.
- Cuoco, A., Callahan, D.M., Sayers, S., Frontera, W.R., Bean, J. & 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**, 1200-1206.
- D'Antona, G., Pellegrino, M.A., Adami, R., Rossi, R., Carlizzi, C.N., Canepari, M., Saltin, B. & Bottinelli, R. (2003) The effect of ageing and immobilization on structure and function of human skeletal muscle fibres. *J Physiol*, **552**, 499-511.
- D'Antona, G., Pellegrino, M.A., Carlizzi, C.N. & Bottinelli, R. (2007) Deterioration of contractile properties of muscle fibres in elderly subjects is modulated by the level of physical activity. *Eur J Appl Physiol*, **100**, 603-611.
- Dalton, B.H., Power, G.A., Vandervoort, A.A. & Rice, C.L. (2012) The age-related slowing of voluntary shortening velocity exacerbates power loss during repeated fast knee extensions. *Exp Gerontol*, **47**, 85-92.
- Davies, C.T. & Rennie, R. (1968) Human power output. *Nature*, **217**, 770-771.
- De Serres, S.J. & Enoka, R.M. (1998) Older adults can maximally activate the biceps brachii muscle by voluntary command. *J Appl Physiol (1985)*, **84**, 284-291.
- De Vito, G., Bernardi, M., Forte, R., Pulejo, C., Macaluso, A. & Figura, F. (1998) Determinants of maximal instantaneous muscle power in women aged 50-75 years. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, **78**, 59-64.
- de Vos, N.J., Singh, N.A., Ross, D.A., Stavrinou, T.M., Orr, R. & 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**, 638-647.
- Degens, H., Erskine, R.M. & Morse, C.I. (2009) Disproportionate changes in skeletal muscle strength and size with resistance training and ageing. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, **9**, 123-129.
- Delbono, O. (2000) Regulation of excitation contraction coupling by insulin-like growth factor-1 in aging skeletal muscle. *J Nutr Health Aging*, **4**, 162-164.
- Delbono, O. (2003) Neural control of aging skeletal muscle. *Aging Cell*, **2**, 21-29.
- Delbono, O. (2011) Expression and regulation of excitation-contraction coupling proteins in aging skeletal muscle. *Curr Aging Sci*, **4**, 248-259.
- Delbono, O., O'Rourke, K.S. & Ettinger, W.H. (1995) Excitation-calcium release uncoupling in aged single human skeletal muscle fibers. *J Membr Biol*, **148**, 211-222.

- 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., Goodpaster, B.H., Health, A. & Body (2009) Longitudinal study of muscle strength, quality, and adipose tissue infiltration. *Am J Clin Nutr*, **90**, 1579-1585.
- Demontis, F., Piccirillo, R., Goldberg, A.L. & Perrimon, N. (2013) Mechanisms of skeletal muscle aging: insights from *Drosophila* and mammalian models. *Dis Model Mech*, **6**, 1339-1352.
- Dionyssiotis, Y., Galanos, A., Michas, G., Trovas, G. & Lyritis, G.P. (2010) Assessment of musculoskeletal system in women with jumping mechanography. *Int J Womens Health*, **1**, 113-118.
- Ditroilo, M., Watsford, M. & De Vito, G. (2011) Validity and inter-day reliability of a free-oscillation test to measure knee extensor and knee flexor musculo-articular stiffness. *J Electromyogr Kinesiol*, **21**, 492-498.
- Doherty, T.J. (2003) Invited review: Aging and sarcopenia. *J Appl Physiol (1985)*, **95**, 1717-1727.
- Doherty, T.J., Vandervoort, A.A., Taylor, A.W. & Brown, W.F. (1993) Effects of motor unit losses on strength in older men and women. *J Appl Physiol (1985)*, **74**, 868-874.
- Dore, E., Bedu, M. & Van Praagh, E. (2008) Squat jump performance during growth in both sexes: comparison with cycling power. *Res Q Exerc Sport*, **79**, 517-524.
- Dorel, S., Hautier, C., Van Praagh, E., Bourdin, M. & Lacour, J.R. (2003) Dépense énergétique et rendement au cours de la répétition de sprints sur bicyclette ergométrique : effet de la vitesse de pédalage. *STAPS*, **2033/1**, 11-26.
- Driss, T. & Vandewalle, H. (2013) The measurement of maximal (anaerobic) power output on a cycle ergometer: a critical review. *Biomed Res Int*, **2013**, 589361.
- Driss, T., Vandewalle, H. & Monod, H. (1998) Maximal power and force-velocity relationships during cycling and cranking exercises in volleyball players. Correlation with the vertical jump test. *J Sports Med Phys Fitness*, **38**, 286-293.
- Duchateau, J. & Baudry, S. (2014) Maximal discharge rate of motor units determines the maximal rate of force development during ballistic contractions in human. *Front Hum Neurosci*, **8**, 234.
- Durnin, J.V. & Rahaman, M.M. (1967) The assessment of the amount of fat in the human body from measurements of skinfold thickness. *Br J Nutr*, **21**, 681-689.
- Durnin, J.V. & Rahaman, M.M. (2003) The assessment of the amount of fat in the human body from measurements of skinfold thickness. 1967. *Br J Nutr*, **89**, 147-155.
- Earles, D.R., Koceja, D.M. & Shively, C.W. (2000) Environmental changes in soleus H-reflex excitability in young and elderly subjects. *Int J Neurosci*, **105**, 1-13.
- Edman, K.A. (1979) The velocity of unloaded shortening and its relation to sarcomere length and isometric force in vertebrate muscle fibres. *J Physiol*, **291**, 143-159.
- Edman, K.A., Reggiani, C., Schiaffino, S. & te Kronnie, G. (1988) Maximum velocity of shortening related to myosin isoform composition in frog skeletal muscle fibres. *J Physiol*, **395**, 679-694.
- Edvardsen, E., Scient, C., Hansen, B.H., Holme, I.M., Dyrstad, S.M. & Anderssen, S.A. (2013) Reference values for cardiorespiratory response and fitness on the treadmill in a 20- to 85-year-old population. *Chest*, **144**, 241-248.
- Edwen, C.E., Thorlund, J.B., Magnusson, S.P., Slinde, F., Svantesson, U., Hulthen, L. & Aagaard, P. (2013) Stretch-shortening cycle muscle power in women and men aged 18-81 years: Influence of age and gender. *Scand J Med Sci Sports*.
- Eisen, A., Entezari-Taher, M. & Stewart, H. (1996) Cortical projections to spinal motoneurons: changes with aging and amyotrophic lateral sclerosis. *Neurology*, **46**, 1396-1404.
- Erikssen, G. (2001) Physical fitness and changes in mortality: the survival of the fittest. *Sports Med*, **31**, 571-576.
- Erim, Z., Beg, M.F., Burke, D.T. & de Luca, C.J. (1999) Effects of aging on motor-unit control properties. *J Neurophysiol*, **82**, 2081-2091.
- Eskurza, I., Donato, A.J., Moreau, K.L., Seals, D.R. & Tanaka, H. (2002) Changes in maximal aerobic capacity with age in endurance-trained women: 7-yr follow-up. *J Appl Physiol (1985)*, **92**, 2303-2308.
- Essen-Gustavsson, B. & Borges, O. (1986) Histochemical and metabolic characteristics of human skeletal muscle in relation to age. *Acta Physiol Scand*, **126**, 107-114.
- Evans, S.L., Davy, K.P., Stevenson, E.T. & Seals, D.R. (1995) Physiological determinants of 10-km performance in highly trained female runners of different ages. *J Appl Physiol (1985)*, **78**, 1931-1941.
- Farina, D. (2006) Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions. *Exerc Sport Sci Rev*, **34**, 121-127.
- Farina, D., Merletti, R. & Enoka, R.M. (2004) The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J Appl Physiol (1985)*, **96**, 1486-1495.

- Farina, D., Merletti, R. & Enoka, R.M. (2014) The Extraction of Neural Strategies from the Surface Emg: An Update. *J Appl Physiol (1985)*, jap 00162 02014.
- Fathi, D., Ueki, Y., Mima, T., Koganemaru, S., Nagamine, T., Tawfik, A. & Fukuyama, H. (2010) Effects of aging on the human motor cortical plasticity studied by paired associative stimulation. *Clin Neurophysiol*, **121**, 90-93.
- Faulkner, J.A., Larkin, L.M., Clafflin, D.R. & Brooks, S.V. (2007) Age-related changes in the structure and function of skeletal muscles. *Clin Exp Pharmacol Physiol*, **34**, 1091-1096.
- Fenn, W.O. & Marsh, B.S. (1935) Muscular force at different speeds of shortening. *J Physiol*, **85**, 277-297.
- Fiatarone, M.A., O'Neill, E.F., Ryan, N.D., Clements, K.M., Solares, G.R., Nelson, M.E., Roberts, S.B., Kehayias, J.J., Lipsitz, L.A. & Evans, W.J. (1994) Exercise training and nutritional supplementation for physical frailty in very elderly people. *N Engl J Med*, **330**, 1769-1775.
- Fielding, R.A., LeBrasseur, N.K., Cuoco, A., Bean, J., Mizer, K. & Fiatarone Singh, M.A. (2002) High-velocity resistance training increases skeletal muscle peak power in older women. *J Am Geriatr Soc*, **50**, 655-662.
- Fielding, R.A., Vellas, B., Evans, W.J., Bhasin, S., Morley, J.E., Newman, A.B., Abellan van Kan, G., Andrieu, S., Bauer, J., Breuille, D., Cederholm, T., Chandler, J., De Meynard, C., Donini, L., Harris, T., Kannt, A., Keime Guibert, F., Onder, G., Papanicolaou, D., Rolland, Y., Rooks, D., Sieber, C., Souhami, E., Verlaan, S. & Zamboni, M. (2011) Sarcopenia: an undiagnosed condition in older adults. Current consensus definition: prevalence, etiology, and consequences. International working group on sarcopenia. *J Am Med Dir Assoc*, **12**, 249-256.
- Finucane, S.D., Rafeei, T., Kues, J., Lamb, R.L. & Mayhew, T.P. (1998) Reproducibility of electromyographic recordings of submaximal concentric and eccentric muscle contractions in humans. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, **109**, 290-296.
- Fitts, R.H., McDonald, K.S. & Schluter, J.M. (1991) The determinants of skeletal muscle force and power: their adaptability with changes in activity pattern. *J Biomech*, **24 Suppl 1**, 111-122.
- Fitzgerald, M.D., Tanaka, H., Tran, Z.V. & Seals, D.R. (1997) Age-related declines in maximal aerobic capacity in regularly exercising vs. sedentary women: a meta-analysis. *J Appl Physiol (1985)*, **83**, 160-165.
- Fleg, J.L. & Lakatta, E.G. (1988) Role of muscle loss in the age-associated reduction in VO₂ max. *J Appl Physiol (1985)*, **65**, 1147-1151.
- Fleg, J.L., Morrell, C.H., Bos, A.G., Brant, L.J., Talbot, L.A., Wright, J.G. & Lakatta, E.G. (2005) Accelerated longitudinal decline of aerobic capacity in healthy older adults. *Circulation*, **112**, 674-682.
- Fleg, J.L., Schulman, S., Oconnor, F., Becker, L.C., Gerstenblith, G., Clulow, J.F., Renlund, D.G. & Lakatta, E.G. (1994) Effects of Acute Beta-Adrenergic-Receptor Blockade on Age-Associated Changes in Cardiovascular Performance during Dynamic Exercise. *Circulation*, **90**, 2333-2341.
- Fleming, B.E., Wilson, D.R. & Pendergast, D.R. (1991) A portable, easily performed muscle power test and its association with falls by elderly persons. *Arch Phys Med Rehabil*, **72**, 886-889.
- Foldvari, M., Clark, M., Laviolette, L.C., Bernstein, M.A., Kaliton, D., Castaneda, C., Pu, C.T., Hausdorff, J.M., Fielding, R.A. & Singh, M.A. (2000) Association of muscle power with functional status in community-dwelling elderly women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **55**, M192-199.
- Forte, R., Pesce, C., Leite, J.C., De Vito, G., Gibney, E.R., Tomporowski, P.D. & Boreham, C.A. (2013) Executive function moderates the role of muscular fitness in determining functional mobility in older adults. *Aging Clin Exp Res*, **25**, 291-298.
- Freitas, C., Farzan, F. & Pascual-Leone, A. (2013) Assessing brain plasticity across the lifespan with transcranial magnetic stimulation: why, how, and what is the ultimate goal? *Front Neurosci*, **7**, 42.
- Freitas, C., Perez, J., Knobel, M., Tormos, J.M., Oberman, L., Eldaief, M., Bashir, S., Vernet, M., Pena-Gomez, C. & Pascual-Leone, A. (2011) Changes in cortical plasticity across the lifespan. *Front Aging Neurosci*, **3**, 5.
- Frontera, W.R., Hughes, V.A., Fielding, R.A., Fiatarone, M.A., Evans, W.J. & Roubenoff, R. (2000a) Aging of skeletal muscle: a 12-yr longitudinal study. *J Appl Physiol (1985)*, **88**, 1321-1326.
- Frontera, W.R., Meredith, C.N., O'Reilly, K.P., Knuttgen, H.G. & Evans, W.J. (1988) Strength conditioning in older men: skeletal muscle hypertrophy and improved function. *J Appl Physiol (1985)*, **64**, 1038-1044.
- Frontera, W.R., Reid, K.F., Phillips, E.M., Krivickas, L.S., Hughes, V.A., Roubenoff, R. & Fielding, R.A. (2008) Muscle fiber size and function in elderly humans: a longitudinal study. *J Appl Physiol (1985)*, **105**, 637-642.
- Frontera, W.R., Suh, D., Krivickas, L.S., Hughes, V.A., Goldstein, R. & Roubenoff, R. (2000b) Skeletal muscle fiber quality in older men and women. *Am J Physiol Cell Physiol*, **279**, C611-618.
- Frontera, W.R., Zayas, A.R. & Rodriguez, N. (2012) Aging of human muscle: understanding sarcopenia at the single muscle cell level. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, **23**, 201-207, xiii.

- Fuglevand, A.J. & Keen, D.A. (2003) Re-evaluation of muscle wisdom in the human adductor pollicis using physiological rates of stimulation. *J Physiol*, **549**, 865-875.
- Galea, V. (1996) Changes in motor unit estimates with aging. *J Clin Neurophysiol*, **13**, 253-260.
- Gallagher, D., Visser, M., De Meersman, R.E., Sepulveda, D., Baumgartner, R.N., Pierson, R.N., Harris, T. & Heymsfield, S.B. (1997) Appendicular skeletal muscle mass: effects of age, gender, and ethnicity. *J Appl Physiol* (1985), **83**, 229-239.
- Gandevia, S.C. (2001) Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev*, **81**, 1725-1789.
- Gault, M.L. & Willems, M.E. (2013) Aging, functional capacity and eccentric exercise training. *Aging Dis*, **4**, 351-363.
- Gill, T.M., Williams, C.S. & Tinetti, M.E. (1995) Assessing risk for the onset of functional dependence among older adults: the role of physical performance. *J Am Geriatr Soc*, **43**, 603-609.
- Giombini, A., Macaluso, A., Laudani, L., Di Cesare, A., Piccinini, A., Pigozzi, F. & Saraceni, V.M. (2013) Acute effect of whole-body vibration at optimal frequency on muscle power output of the lower limbs in older women. *Am J Phys Med Rehabil*, **92**, 797-804.
- Goodpaster, B.H., Carlson, C.L., Visser, M., Kelley, D.E., Scherzinger, A., Harris, T.B., Stamm, E. & Newman, A.B. (2001) Attenuation of skeletal muscle and strength in the elderly: The Health ABC Study. *J Appl Physiol* (1985), **90**, 2157-2165.
- 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. & 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**, 1059-1064.
- Gordon, A.M., Huxley, A.F. & Julian, F.J. (1966) The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *J Physiol*, **184**, 170-192.
- Gordon, J. & Ghez, C. (1987) Trajectory control in targeted force impulses. II. Pulse height control. *Exp Brain Res*, **67**, 241-252.
- Gordon, T., Hegedus, J. & Tam, S.L. (2004) Adaptive and maladaptive motor axonal sprouting in aging and motoneuron disease. *Neurol Res*, **26**, 174-185.
- Goubel, F. & Linsel-Corbeil, G. (2003) *Biomécanique : éléments de mécanique musculaire*.
- Goulart, F.R. & Valls-Sole, J. (1999) Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement. *Clin Neurophysiol*, **110**, 1634-1640.
- Gouzi, F., Maury, J., Molinari, N., Pomies, P., Mercier, J., Prefaut, C. & Hayot, M. (2013) Reference values for vastus lateralis fiber size and type in healthy subjects over 40 years old: a systematic review and metaanalysis. *J Appl Physiol* (1985), **115**, 346-354.
- Grassi, B., Cerretelli, P., Narici, M.V. & Marconi, C. (1991) Peak anaerobic power in master athletes. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, **62**, 394-399.
- Gregor, R.J., Edgerton, V.R., Perrine, J.J., Champion, D.S. & DeBus, C. (1979) Torque-velocity relationships and muscle fiber composition in elite female athletes. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol*, **47**, 388-392.
- Grimby, G., Nilsson, N.J. & Saltin, B. (1966) Cardiac output during submaximal and maximal exercise in active middle-aged athletes. *J Appl Physiol*, **21**, 1150-1156.
- Guralnik, J.M., Ferrucci, L., Pieper, C.F., Leveille, S.G., Markides, K.S., Ostir, G.V., Studenski, S., Berkman, L.F. & Wallace, R.B. (2000) Lower extremity function and subsequent disability: consistency across studies, predictive models, and value of gait speed alone compared with the short physical performance battery. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **55**, M221-231.
- Guralnik, J.M., Seeman, T.E., Tinetti, M.E., Nevitt, M.C. & Berkman, L.F. (1994a) Validation and use of performance measures of functioning in a non-disabled older population: MacArthur studies of successful aging. *Aging (Milano)*, **6**, 410-419.
- Guralnik, J.M., Simonsick, E.M., Ferrucci, L., Glynn, R.J., Berkman, L.F., Blazer, D.G., Scherr, P.A. & Wallace, R.B. (1994b) A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission. *J Gerontol*, **49**, M85-94.
- Guralnik, J.M. & Winograd, C.H. (1994) Physical performance measures in the assessment of older persons. *Aging (Milano)*, **6**, 303-305.
- Guyatt, G.H., Sullivan, M.J., Thompson, P.J., Fallen, E.L., Pugsley, S.O., Taylor, D.W. & Berman, L.B. (1985) The 6-minute walk: a new measure of exercise capacity in patients with chronic heart failure. *Can Med Assoc J*, **132**, 919-923.
- Hakkinen, K. & Hakkinen, A. (1991) Muscle cross-sectional area, force production and relaxation characteristics in women at different ages. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, **62**, 410-414.

- Hakkinen, K., Kraemer, W.J., Kallinen, M., Linnamo, V., Pastinen, U.M. & Newton, R.U. (1996) Bilateral and unilateral neuromuscular function and muscle cross-sectional area in middle-aged and elderly men and women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **51**, B21-29.
- Hakkinen, K., Kraemer, W.J. & Newton, R.U. (1997) Muscle activation and force production during bilateral and unilateral concentric and isometric contractions of the knee extensors in men and women at different ages. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, **37**, 131-142.
- Hall, K.S., Howe, C.A., Rana, S.R., Martin, C.L. & Morey, M.C. (2013) METs and accelerometry of walking in older adults: standard versus measured energy cost. *Med Sci Sports Exerc*, **45**, 574-582.
- Harridge, S.D., Bottinelli, R., Canepari, M., Pellegrino, M.A., Reggiani, C., Esbjornsson, M. & Saltin, B. (1996) Whole-muscle and single-fibre contractile properties and myosin heavy chain isoforms in humans. *Pflugers Arch*, **432**, 913-920.
- Harridge, S.D., Kryger, A. & Stensgaard, A. (1999) Knee extensor strength, activation, and size in very elderly people following strength training. *Muscle Nerve*, **22**, 831-839.
- Harris, N., Cronin, J. & Keogh, J. (2007) Contraction force specificity and its relationship to functional performance. *J Sports Sci*, **25**, 201-212.
- Hautier, C. & Bonnefoy, M. (2007) Training for older adults. *Ann Readapt Med Phys*, **50**, 475-479, 469-474.
- Hautier, C.A., Linossier, M.T., Belli, A., Lacour, J.R. & Arzac, L.M. (1996) Optimal velocity for maximal power production in non-isokinetic cycling is related to muscle fibre type composition. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, **74**, 114-118.
- Hawkins, S. & Wiswell, R. (2003) Rate and mechanism of maximal oxygen consumption decline with aging: implications for exercise training. *Sports Med*, **33**, 877-888.
- Heath, G.W., Hagberg, J.M., Ehsani, A.A. & Holloszy, J.O. (1981) A physiological comparison of young and older endurance athletes. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol*, **51**, 634-640.
- Heise, K.F., Zimerman, M., Hoppe, J., Gerloff, C., Wegscheider, K. & Hummel, F.C. (2013) The aging motor system as a model for plastic changes of GABA-mediated intracortical inhibition and their behavioral relevance. *J Neurosci*, **33**, 9039-9049.
- Henkelman, R.M., Stanisz, G.J. & Graham, S.J. (2001) Magnetization transfer in MRI: a review. *NMR Biomed*, **14**, 57-64.
- Hepple, R.T. (2003) Sarcopenia--a critical perspective. *Sci Aging Knowledge Environ*, **2003**, pe31.
- Herman, S., Kiely, D.K., Leveille, S., O'Neill, E., Cyberey, S. & Bean, J.F. (2005) Upper and lower limb muscle power relationships in mobility-limited older adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, **60**, 476-480.
- Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. & Rau, G. (2000) Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*, **10**, 361-374.
- Heuninckx, S., Wenderoth, N., Debaere, F., Peeters, R. & Swinnen, S.P. (2005) Neural basis of aging: the penetration of cognition into action control. *J Neurosci*, **25**, 6787-6796.
- Heymsfield, S.B., Smith, R., Aulet, M., Bensen, B., Lichtman, S., Wang, J. & Pierson, R.N., Jr. (1990) Appendicular skeletal muscle mass: measurement by dual-photon absorptiometry. *Am J Clin Nutr*, **52**, 214-218.
- Hill, A.V. (1922) The maximum work and mechanical efficiency of human muscles, and their most economical speed. *J Physiol*, **56**, 19-41.
- Hill, A.V. (1938) The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of Royal Society London (Biol)*, **126**, 136-195.
- Hill, A.V. (1964) The Efficiency of Mechanical Power Development during Muscular Shortening and Its Relation to Load. *Proc R Soc Lond B Biol Sci*, **159**, 319-324.
- Hoeymans, N., Wouters, E.R., Feskens, E.J., van den Bos, G.A. & Kromhout, D. (1997) Reproducibility of performance-based and self-reported measures of functional status. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **52**, M363-368.
- Hollenberg, M., Yang, J., Haight, T.J. & Tager, I.B. (2006) Longitudinal changes in aerobic capacity: implications for concepts of aging. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **61**, 851-858.
- Hortobagyi, T., del Olmo, M.F. & Rothwell, J.C. (2006) Age reduces cortical reciprocal inhibition in humans. *Exp Brain Res*, **171**, 322-329.
- Hortobagyi, T., Mizelle, C., Beam, S. & DeVita, P. (2003) Old adults perform activities of daily living near their maximal capabilities. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **58**, M453-460.
- Hortobagyi, T., Zheng, D., Weidner, M., Lambert, N.J., Westbrook, S. & 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**, B399-406.

- Houston, M.E., Norman, R.W. & Froese, E.A. (1988) Mechanical measures during maximal velocity knee extension exercise and their relation to fibre composition of the human vastus lateralis muscle. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, **58**, 1-7.
- Hughes, V.A., Frontera, W.R., Wood, M., Evans, W.J., Dallal, G.E., Roubenoff, R. & 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**, B209-217.
- Hunt, B.E., Davy, K.P., Jones, P.P., DeSouza, C.A., Van Pelt, R.E., Tanaka, H. & Seals, D.R. (1998) Role of central circulatory factors in the fat-free mass-maximal aerobic capacity relation across age. *Am J Physiol*, **275**, H1178-1182.
- Hunter, S.K., Todd, G., Butler, J.E., Gandevia, S.C. & Taylor, J.L. (2008) Recovery from supraspinal fatigue is slowed in old adults after fatiguing maximal isometric contractions. *J Appl Physiol (1985)*, **105**, 1199-1209.
- Huxley, A.F. (1957) Muscle structure and theories of contraction. *Prog Biophys Biophys Chem*, **7**, 255-318.
- Huxley, H. & Hanson, J. (1954) Changes in the cross-striations of muscle during contraction and stretch and their structural interpretation. *Nature*, **173**, 973-976.
- Idland, G., Rydwik, E., Smastuen, M.C. & Bergland, A. (2013) Predictors of mobility in community-dwelling women aged 85 and older. *Disabil Rehabil*, **35**, 881-887.
- Inbar, O., Oren, A., Scheinowitz, M., Rotstein, A., Dlin, R. & Casaburi, R. (1994) Normal cardiopulmonary responses during incremental exercise in 20- to 70-yr-old men. *Med Sci Sports Exerc*, **26**, 538-546.
- Iwaoka, K., Fuchi, T., Higuchi, M. & Kobayashi, S. (1988) Blood lactate accumulation during exercise in older endurance runners. *Int J Sports Med*, **9**, 253-256.
- Izquierdo, M., Ibanez, J., Gorostiaga, E., Garrues, M., Zuniga, A., Anton, A., Larrion, J.L. & Hakkinen, K. (1999) Maximal strength and power characteristics in isometric and dynamic actions of the upper and lower extremities in middle-aged and older men. *Acta Physiol Scand*, **167**, 57-68.
- Jacobs, R., Bobbert, M.F. & van Ingen Schenau, G.J. (1996) Mechanical output from individual muscles during explosive leg extensions: the role of biarticular muscles. *J Biomech*, **29**, 513-523.
- Janssen, I. (2010) Evolution of sarcopenia research. *Appl Physiol Nutr Metab*, **35**, 707-712.
- Janssen, I., Heymsfield, S.B., Baumgartner, R.N. & Ross, R. (2000a) Estimation of skeletal muscle mass by bioelectrical impedance analysis. *J Appl Physiol (1985)*, **89**, 465-471.
- Janssen, I., Heymsfield, S.B., Wang, Z.M. & Ross, R. (2000b) Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18-88 yr. *J Appl Physiol (1985)*, **89**, 81-88.
- Jenkins, N.D., Buckner, S.L., Cochrane, K.C., Bergstrom, H.C., Palmer, T.B., Johnson, G.O., Schmidt, R.J., Housh, T.J. & Cramer, J.T. (2014) Age-related differences in rates of torque development and rise in EMG are eliminated by normalization. *Exp Gerontol*, **57**, 18-28.
- Jimenez-Moreno, R., Wang, Z.M., Gerring, R.C. & Delbono, O. (2008) Sarcoplasmic reticulum Ca²⁺ release declines in muscle fibers from aging mice. *Biophys J*, **94**, 3178-3188.
- Johnson, S.T., Kipp, K., Norcross, M.F. & Hoffman, M.A. (2014) Spinal and supraspinal motor control predictors of rate of torque development. *Scand J Med Sci Sports*.
- Jones, C.J., Rikli, R.E. & Beam, W.C. (1999) A 30-s chair-stand test as a measure of lower body strength in community-residing older adults. *Res Q Exerc Sport*, **70**, 113-119.
- Jones, D., Round, J. & de Haan, A. (2005) *Physiologie du muscle squelettique. De la structure au mouvement*.
- Jones, P.R. & Pearson, J. (1969) Anthropometric determination of leg fat and muscle plus bone volumes in young male and female adults. *J Physiol*, **204**, 63P-66P.
- Jose, A.D. & Collison, D. (1970) The normal range and determinants of the intrinsic heart rate in man. *Cardiovasc Res*, **4**, 160-167.
- Julius, S., Amery, A., Whitlock, L.S. & Conway, J. (1967) Influence of age on the hemodynamic response to exercise. *Circulation*, **36**, 222-230.
- Kadhiresan, V.A., Hassett, C.A. & Faulkner, J.A. (1996) Properties of single motor units in medial gastrocnemius muscles of adult and old rats. *J Physiol*, **493 (Pt 2)**, 543-552.
- Kamen, G. & Knight, C.A. (2004) Training-related adaptations in motor unit discharge rate in young and older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **59**, 1334-1338.
- Kanehisa, H. & Fukunaga, T. (2014) Age-related change in sit-to-stand power in Japanese women aged 50 years or older. *J Physiol Anthropol*, **33**, 26.
- Kaneko, M., Ito, A., Fuchimoto, T. & Toyooka, J. (1983) Effects of running speed on the mechanical power and efficiency of sprint- and distance-runners. *Nihon Seirigaku Zasshi*, **45**, 711-713.
- Karlsson, J.S., Ostlund, N., Larsson, B. & Gerdle, B. (2003) An estimation of the influence of force decrease on the mean power spectral frequency shift of the EMG during repetitive maximum dynamic knee extensions. *J Electromyogr Kinesiol*, **13**, 461-468.

- Kasch, F.W., Boyer, J.L., Schmidt, P.K., Wells, R.H., Wallace, J.P., Verity, L.S., Guy, H. & Schneider, D. (1999) Ageing of the cardiovascular system during 33 years of aerobic exercise. *Age Ageing*, **28**, 531-536.
- Katch, V., Weltman, A. & Traeger, L. (1976) All-out versus a steady-paced cycling strategy for maximal work output of short duration. *Res Q*, **47**, 164-168.
- Katz, S., Ford, A.B., Moskowitz, R.W., Jackson, B.A. & Jaffe, M.W. (1963) Studies of Illness in the Aged. The Index of Adl: A Standardized Measure of Biological and Psychosocial Function. *JAMA*, **185**, 914-919.
- Kaya, R.D., Nakazawa, M., Hoffman, R.L. & Clark, B.C. (2013) Interrelationship between muscle strength, motor units, and aging. *Exp Gerontol*, **48**, 920-925.
- Kent-Braun, J.A. & Ng, A.V. (1999) Specific strength and voluntary muscle activation in young and elderly women and men. *J Appl Physiol (1985)*, **87**, 22-29.
- Kent-Braun, J.A., Ng, A.V. & Young, K. (2000) Skeletal muscle contractile and noncontractile components in young and older women and men. *J Appl Physiol (1985)*, **88**, 662-668.
- Kido, A., Tanaka, N. & Stein, R.B. (2004) Spinal reciprocal inhibition in human locomotion. *J Appl Physiol (1985)*, **96**, 1969-1977.
- Kim, K.E., Jang, S.N., Lim, S., Park, Y.J., Paik, N.J., Kim, K.W., Jang, H.C. & Lim, J.Y. (2012) Relationship between muscle mass and physical performance: is it the same in older adults with weak muscle strength? *Age Ageing*, **41**, 799-803.
- Kim, T.N. & Choi, K.M. (2013) Sarcopenia: definition, epidemiology, and pathophysiology. *J Bone Metab*, **20**, 1-10.
- Klass, M., Baudry, S. & Duchateau, J. (2005) Aging does not affect voluntary activation of the ankle dorsiflexors during isometric, concentric, and eccentric contractions. *J Appl Physiol (1985)*, **99**, 31-38.
- Klass, M., Baudry, S. & Duchateau, J. (2007) Voluntary activation during maximal contraction with advancing age: a brief review. *Eur J Appl Physiol*, **100**, 543-551.
- Klass, M., Baudry, S. & Duchateau, J. (2008) Age-related decline in rate of torque development is accompanied by lower maximal motor unit discharge frequency during fast contractions. *J Appl Physiol (1985)*, **104**, 739-746.
- Klein, C.S., Marsh, G.D., Petrella, R.J. & Rice, C.L. (2003) Muscle fiber number in the biceps brachii muscle of young and old men. *Muscle Nerve*, **28**, 62-68.
- Klitgaard, H., Zhou, M., Schiaffino, S., Betto, R., Salvati, G. & Saltin, B. (1990) Ageing alters the myosin heavy chain composition of single fibres from human skeletal muscle. *Acta Physiol Scand*, **140**, 55-62.
- Knikou, M. (2008) The H-reflex as a probe: pathways and pitfalls. *J Neurosci Methods*, **171**, 1-12.
- Korhonen, M.T., Cristea, A., Alen, M., Hakkinen, K., Sipila, S., Mero, A., Viitasalo, J.T., Larsson, L. & Suominen, H. (2006) Aging, muscle fiber type, and contractile function in sprint-trained athletes. *J Appl Physiol (1985)*, **101**, 906-917.
- Kortebein, P., Ferrando, A., Lombeida, J., Wolfe, R. & Evans, W.J. (2007) Effect of 10 days of bed rest on skeletal muscle in healthy older adults. *JAMA*, **297**, 1772-1774.
- Kosek, D.J., Kim, J.S., Petrella, J.K., Cross, J.M. & Bamman, M.M. (2006) Efficacy of 3 days/wk resistance training on myofiber hypertrophy and myogenic mechanisms in young vs. older adults. *J Appl Physiol (1985)*, **101**, 531-544.
- Kossev, A.R., Schrader, C., Dauper, J., Dengler, R. & Rollnik, J.D. (2002) Increased intracortical inhibition in middle-aged humans; a study using paired-pulse transcranial magnetic stimulation. *Neurosci Lett*, **333**, 83-86.
- Kostka, T. (2000) [Physio-pathologic aspects of aging--possible influence of physical training on physical fitness]. *Przegl Lek*, **57**, 474-476.
- Kostka, T. (2005) Quadriceps maximal power and optimal shortening velocity in 335 men aged 23-88 years. *Eur J Appl Physiol*, **95**, 140-145.
- Kostka, T., Arzac, L.M., Patricot, M.C., Berthouze, S.E., Lacour, J.R. & Bonnefoy, M. (2000a) Leg extensor power and dehydroepiandrosterone sulfate, insulin-like growth factor-I and testosterone in healthy active elderly people. *Eur J Appl Physiol*, **82**, 83-90.
- Kostka, T., Bonnefoy, M., Arzac, L.M., Berthouze, S.E., Belli, A. & Lacour, J.R. (1997) Habitual physical activity and peak anaerobic power in elderly women. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, **76**, 81-87.
- Kostka, T. & Kostka, J. (2013) May the Power Be With Us. *Ageing Sci*, **1**, e102.
- Kostka, T., Patricot, M.C., Mathian, B., Lacour, J.R. & Bonnefoy, M. (2003) Anabolic and catabolic hormonal responses to experimental two-set low-volume resistance exercise in sedentary and active elderly people. *Ageing Clin Exp Res*, **15**, 123-130.
- Kostka, T., Rahmani, A., Berthouze, S.E., Lacour, J.R. & Bonnefoy, M. (2000b) Quadriceps muscle function in relation to habitual physical activity and VO₂max in men and women aged more than 65 years. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **55**, B481-488.

- Kragstrup, T.W., Kjaer, M. & Mackey, A.L. (2011) Structural, biochemical, cellular, and functional changes in skeletal muscle extracellular matrix with aging. *Scand J Med Sci Sports*, **21**, 749-757.
- Krivickas, L.S., Suh, D., Wilkins, J., Hughes, V.A., Roubenoff, R. & Frontera, W.R. (2001) Age- and gender-related differences in maximum shortening velocity of skeletal muscle fibers. *Am J Phys Med Rehabil*, **80**, 447-455; quiz 456-447.
- Kuo, H.K., Leveille, S.G., Yen, C.J., Chai, H.M., Chang, C.H., Yeh, Y.C., Yu, Y.H. & Bean, J.F. (2006) Exploring how peak leg power and usual gait speed are linked to late-life disability: data from the National Health and Nutrition Examination Survey (NHANES), 1999-2002. *Am J Phys Med Rehabil*, **85**, 650-658.
- Kwan, P. (2013) Sarcopenia, a neurogenic syndrome? *J Aging Res*, **2013**, 791679.
- Kwan, P. (2014) Erratum to "Sarcopenia, A Neurogenic Syndrome?". *J Aging Res*, **2014**, 751469.
- Lacour, J.R. (1992) *Biologie de l'exercice musculaire*. Masson.
- Laidlaw, D.H., Bilodeau, M. & Enoka, R.M. (2000) Steadiness is reduced and motor unit discharge is more variable in old adults. *Muscle Nerve*, **23**, 600-612.
- Lamoureux, E.L., Sparrow, W.A., Murphy, A. & Newton, R.U. (2001) Differences in the neuromuscular capacity and lean muscle tissue in old and older community-dwelling adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **56**, M381-385.
- Landers, K.A., Hunter, G.R., Wetzstein, C.J., Bamman, M.M. & Weinsier, R.L. (2001) The interrelationship among muscle mass, strength, and the ability to perform physical tasks of daily living in younger and older women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **56**, B443-448.
- Lang, T., Streeper, T., Cawthon, P., Baldwin, K., Taaffe, D.R. & Harris, T.B. (2010) Sarcopenia: etiology, clinical consequences, intervention, and assessment. *Osteoporos Int*, **21**, 543-559.
- Langlois, J.A., Keyl, P.M., Guralnik, J.M., Foley, D.J., Marottoli, R.A. & Wallace, R.B. (1997) Characteristics of older pedestrians who have difficulty crossing the street. *Am J Public Health*, **87**, 393-397.
- Lanza, I.R., Towse, T.F., Caldwell, G.E., Wigmore, D.M. & Kent-Braun, J.A. (2003) Effects of age on human muscle torque, velocity, and power in two muscle groups. *J Appl Physiol (1985)*, **95**, 2361-2369.
- LaRoche, D.P., Cremin, K.A., Greenleaf, B. & Croce, R.V. (2010) Rapid torque development in older female fallers and nonfallers: a comparison across lower-extremity muscles. *J Electromyogr Kinesiol*, **20**, 482-488.
- Larsen, A.H., Puggaard, L., Hamalainen, U. & Aagaard, P. (2008) Comparison of ground reaction forces and antagonist muscle coactivation during stair walking with ageing. *J Electromyogr Kinesiol*, **18**, 568-580.
- Larsson, L. (1978) Morphological and functional characteristics of the ageing skeletal muscle in man. A cross-sectional study. *Acta Physiol Scand Suppl*, **457**, 1-36.
- Larsson, L., Li, X. & Frontera, W.R. (1997) Effects of aging on shortening velocity and myosin isoform composition in single human skeletal muscle cells. *Am J Physiol*, **272**, C638-649.
- Larsson, L., Sjodin, B. & Karlsson, J. (1978) Histochemical and biochemical changes in human skeletal muscle with age in sedentary males, age 22--65 years. *Acta Physiol Scand*, **103**, 31-39.
- Laudani, L., Vannozzi, G., Sawacha, Z., della Croce, U., Cereatti, A. & Macaluso, A. (2013) Association between physical activity levels and physiological factors underlying mobility in young, middle-aged and older individuals living in a city district. *PLoS One*, **8**, e74227.
- Lawton, M.P. & Brody, E.M. (1969) Assessment of older people: self-maintaining and instrumental activities of daily living. *Gerontologist*, **9**, 179-186.
- Lee, W.S., Cheung, W.H., Qin, L., Tang, N. & Leung, K.S. (2006) Age-associated decrease of type IIA/B human skeletal muscle fibers. *Clin Orthop Relat Res*, **450**, 231-237.
- Lexell, J. (1995) Human aging, muscle mass, and fiber type composition. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **50 Spec No**, 11-16.
- Lexell, J. & Downham, D.Y. (1991) The occurrence of fibre-type grouping in healthy human muscle: a quantitative study of cross-sections of whole vastus lateralis from men between 15 and 83 years. *Acta Neuropathol*, **81**, 377-381.
- Lexell, J., Henriksson-Larsen, K., Winblad, B. & Sjostrom, M. (1983) Distribution of different fiber types in human skeletal muscles: effects of aging studied in whole muscle cross sections. *Muscle Nerve*, **6**, 588-595.
- Lexell, J., Taylor, C.C. & 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**, 275-294.
- Lieber, R.L. & Friden, J. (2000) Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle Nerve*, **23**, 1647-1666.
- Lieber, R.L. & Friden, J. (2001) Clinical significance of skeletal muscle architecture. *Clin Orthop Relat Res*, 140-151.

- Lindemann, U., Claus, H., Stuber, M., Augat, P., Muche, R., Nikolaus, T. & Becker, C. (2003) Measuring power during the sit-to-stand transfer. *Eur J Appl Physiol*, **89**, 466-470.
- Loe, H., Rognmo, O., Saltin, B. & Wisloff, U. (2013a) Aerobic capacity reference data in 3816 healthy men and women 20-90 years. *PLoS One*, **8**, e64319.
- Loe, H., Rognmo, O., Saltin, B. & Wisloff, U. (2013b) Correction: Aerobic Capacity Reference Data in 3816 Healthy Men and Women 20-90 Years. *PLoS One*, **8**.
- Lord, S.R., Murray, S.M., Chapman, K., Munro, B. & Tiedemann, A. (2002) Sit-to-stand performance depends on sensation, speed, balance, and psychological status in addition to strength in older people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **57**, M539-543.
- Louis, J., Nosaka, K. & Brisswalter, J. (2012) L'athlète master d'endurance, un modèle de vieillissement réussi. *Science & Sports*, **27**, 63-76.
- Lowe, D.A., Surek, J.T., Thomas, D.D. & Thompson, L.V. (2001) Electron paramagnetic resonance reveals age-related myosin structural changes in rat skeletal muscle fibers. *Am J Physiol Cell Physiol*, **280**, C540-547.
- Macaluso, A. & De Vito, G. (2003) Comparison between young and older women in explosive power output and its determinants during a single leg-press action after optimisation of load. *Eur J Appl Physiol*, **90**, 458-463.
- Macaluso, A. & De Vito, G. (2004) Muscle strength, power and adaptations to resistance training in older people. *Eur J Appl Physiol*, **91**, 450-472.
- Macaluso, A., De Vito, G., Felici, F. & Nimmo, M.A. (2000) Electromyogram changes during sustained contraction after resistance training in women in their 3rd and 8th decades. *Eur J Appl Physiol*, **82**, 418-424.
- Macaluso, A., Nimmo, M.A., Foster, J.E., Cockburn, M., McMillan, N.C. & De Vito, G. (2002) Contractile muscle volume and agonist-antagonist coactivation account for differences in torque between young and older women. *Muscle Nerve*, **25**, 858-863.
- Macefield, G., Hagbarth, K.E., Gorman, R., Gandevia, S.C. & Burke, D. (1991) Decline in spindle support to alpha-motoneurons during sustained voluntary contractions. *J Physiol*, **440**, 497-512.
- Madden, D.J., Whiting, W.L., Huettel, S.A., White, L.E., MacFall, J.R. & Provenzale, J.M. (2004) Diffusion tensor imaging of adult age differences in cerebral white matter: relation to response time. *Neuroimage*, **21**, 1174-1181.
- Maden-Wilkinson, T.M., McPhee, J.S., Jones, D.A. & Degens, H. (2014) Age Related Loss of Muscle Mass, Strength and Power and their Association With Mobility in Recreationally Active UK Older Adults. *J Aging Phys Act*.
- Maffulli, N., Testa, V. & Capasso, G. (1994) Anaerobic threshold determination in master endurance runners. *J Sports Med Phys Fitness*, **34**, 242-249.
- Malatesta, D., Simar, D., Dauvilliers, Y., Candau, R., Borrani, F., Prefaut, C. & Caillaud, C. (2003) Energy cost of walking and gait instability in healthy 65- and 80-yr-olds. *J Appl Physiol (1985)*, **95**, 2248-2256.
- Malmberg, J.J., Miilunpalo, S.I., Vuori, I.M., Pasanen, M.E., Oja, P. & Haapanen-Niemi, N.A. (2002) A health-related fitness and functional performance test battery for middle-aged and older adults: feasibility and health-related content validity. *Arch Phys Med Rehabil*, **83**, 666-677.
- Manini, T., Chen, H. & Angleman, S. (2006) The role of disease in initial differences and longitudinal trajectories of muscle strength and quality among older adults. *Gerontologist*, **46**, 153.
- Manini, T.M. & Clark, B.C. (2012) Dynapenia and aging: an update. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **67**, 28-40.
- Manini, T.M., Hong, S.L. & Clark, B.C. (2013) Aging and muscle: a neuron's perspective. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care*, **16**, 21-26.
- Marcell, T.J., Hawkins, S.A., Tarpenning, K.M., Hyslop, D.M. & Wiswell, R.A. (2003) Longitudinal analysis of lactate threshold in male and female master athletes. *Med Sci Sports Exerc*, **35**, 810-817.
- Marieb, E.N. & Hoehn, K. (2013) *Human Anatomy and Physiology*. Pearson Education, Limited.
- Marner, L., Nyengaard, J.R., Tang, Y. & Pakkenberg, B. (2003) Marked loss of myelinated nerve fibers in the human brain with age. *J Comp Neurol*, **462**, 144-152.
- Marsh, A.P., Miller, M.E., Saikin, A.M., Rejeski, W.J., Hu, N., Lauretani, F., Bandinelli, S., Guralnik, J.M. & Ferrucci, L. (2006) Lower extremity strength and power are associated with 400-meter walk time in older adults: The InCHIANTI study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **61**, 1186-1193.
- Martin, J.C., Farrar, R.P., Wagner, B.M. & Spirduso, W.W. (2000) Maximal power across the lifespan. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **55**, M311-316.
- Martin, J.C., Wagner, B.M. & Coyle, E.F. (1997) Inertial-load method determines maximal cycling power in a single exercise bout. *Med Sci Sports Exerc*, **29**, 1505-1512.

- Mau-Moeller, A., Behrens, M., Lindner, T., Bader, R. & Bruhn, S. (2013) Age-related changes in neuromuscular function of the quadriceps muscle in physically active adults. *J Electromyogr Kinesiol*, **23**, 640-648.
- Mayhew, T.P., Rothstein, J.M., Finucane, S.D. & Lamb, R.L. (1995) Muscular adaptation to concentric and eccentric exercise at equal power levels. *Med Sci Sports Exerc*, **27**, 868-873.
- Mayson, D.J., Kiely, D.K., LaRose, S.I. & Bean, J.F. (2008) Leg strength or velocity of movement: which is more influential on the balance of mobility limited elders? *Am J Phys Med Rehabil*, **87**, 969-976.
- McCarthy, E.K., Horvat, M.A., Holtsberg, P.A. & Wisenbaker, J.M. (2004) Repeated chair stands as a measure of lower limb strength in sexagenarian women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **59**, 1207-1212.
- McDaniel, J.D., Ulmer, J.L., Prost, R.W., Franczak, M.B., Jaradeh, S., Hamilton, C.A. & Mark, L.P. (1999) Magnetization transfer imaging of skeletal muscle in autosomal recessive limb girdle muscular dystrophy. *J Comput Assist Tomogr*, **23**, 609-614.
- McGinley, M., Hoffman, R.L., Russ, D.W., Thomas, J.S. & Clark, B.C. (2010) Older adults exhibit more intracortical inhibition and less intracortical facilitation than young adults. *Exp Gerontol*, **45**, 671-678.
- McHugh, M.P., Tyler, T.F., Greenberg, S.C. & Gleim, G.W. (2002) Differences in activation patterns between eccentric and concentric quadriceps contractions. *J Sports Sci*, **20**, 83-91.
- McNeil, C.J., Butler, J.E., Taylor, J.L. & Gandevia, S.C. (2013) Testing the excitability of human motoneurons. *Front Hum Neurosci*, **7**, 152.
- McNeil, C.J., Doherty, T.J., Stashuk, D.W. & Rice, C.L. (2005) Motor unit number estimates in the tibialis anterior muscle of young, old, and very old men. *Muscle Nerve*, **31**, 461-467.
- McNeil, C.J. & Rice, C.L. (2007) Fatigability is increased with age during velocity-dependent contractions of the dorsiflexors. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **62**, 624-629.
- McNeil, C.J., Vandervoort, A.A. & Rice, C.L. (2007) Peripheral impairments cause a progressive age-related loss of strength and velocity-dependent power in the dorsiflexors. *J Appl Physiol (1985)*, **102**, 1962-1968.
- McPhee, J.S., Hogrel, J.Y., Maier, A.B., Seppet, E., Seynnes, O.R., Sipila, S., Bottinelli, R., Barnouin, Y., Bijlsma, A.Y., Gapeyeva, H., Maden-Wilkinson, T.M., Meskers, C.G., Paasuke, M., Sillanpaa, E., Stenroth, L., Butler-Browne, G., Narici, M.V. & Jones, D.A. (2013) Physiological and functional evaluation of healthy young and older men and women: design of the European MyoAge study. *Biogerontology*, **14**, 325-337.
- Merton, P.A. (1954a) Interaction between muscle fibres in a twitch. *J Physiol*, **124**, 311-324.
- Merton, P.A. (1954b) Voluntary strength and fatigue. *J Physiol*, **123**, 553-564.
- Metter, E.J., Conwit, R., Tobin, J. & 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**, B267-276.
- Midrio, M. (2006) The denervated muscle: facts and hypotheses. A historical review. *Eur J Appl Physiol*, **98**, 1-21.
- Mijnarends, D.M., Meijers, J.M., Halfens, R.J., ter Borg, S., Luiking, Y.C., Verlaan, S., Schoberer, D., Cruz Jentoft, A.J., van Loon, L.J. & Schols, J.M. (2013) Validity and reliability of tools to measure muscle mass, strength, and physical performance in community-dwelling older people: a systematic review. *J Am Med Dir Assoc*, **14**, 170-178.
- Millor, N., Lecumberri, P., Gomez, M., Martinez-Ramirez, A. & Izquierdo, M. (2013) An evaluation of the 30-s chair stand test in older adults: frailty detection based on kinematic parameters from a single inertial unit. *J Neuroeng Rehabil*, **10**, 86.
- Mitchell, W.K., Williams, J., Atherton, P., Larvin, M., Lund, J. & Narici, M. (2012) Sarcopenia, dynapenia, and the impact of advancing age on human skeletal muscle size and strength; a quantitative review. *Front Physiol*, **3**, 260.
- Mizner, R.L., Petterson, S.C. & Snyder-Mackler, L. (2005) Quadriceps strength and the time course of functional recovery after total knee arthroplasty. *J Orthop Sports Phys Ther*, **35**, 424-436.
- Montero-Odasso, M., Schapira, M., Soriano, E.R., Varela, M., Kaplan, R., Camera, L.A. & Mayorga, L.M. (2005) Gait velocity as a single predictor of adverse events in healthy seniors aged 75 years and older. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **60**, 1304-1309.
- Moreland, J.D., Richardson, J.A., Goldsmith, C.H. & Clase, C.M. (2004) Muscle weakness and falls in older adults: a systematic review and meta-analysis. *J Am Geriatr Soc*, **52**, 1121-1129.
- Morin, J.B., Bourdin, M., Edouard, P., Peyrot, N., Samozino, P. & Lacour, J.R. (2012) Mechanical determinants of 100-m sprint running performance. *Eur J Appl Physiol*, **112**, 3921-3930.
- Morley, J.E., Abbatecola, A.M., Argiles, J.M., Baracos, V., Bauer, J., Bhasin, S., Cederholm, T., Coats, A.J., Cummings, S.R., Evans, W.J., Fearon, K., Ferrucci, L., Fielding, R.A., Guralnik, J.M., Harris, T.B., Inui, A., Kalantar-Zadeh, K., Kirwan, B.A., Mantovani, G., Muscaritoli, M., Newman, A.B., Rossi-Fanelli, F.,

- Rosano, G.M., Roubenoff, R., Schambelan, M., Sokol, G.H., Storer, T.W., Vellas, B., von Haehling, S., Yeh, S.S., Anker, S.D., Society on Sarcopenia, C. & Wasting Disorders Trialist, W. (2011) Sarcopenia with limited mobility: an international consensus. *J Am Med Dir Assoc*, **12**, 403-409.
- Morris, M.S. & Jacques, P.F. (2013) Total protein, animal protein and physical activity in relation to muscle mass in middle-aged and older Americans. *Br J Nutr*, **109**, 1294-1303.
- Moss, B.M., Refsnes, P.E., Abildgaard, A., Nicolaysen, K. & Jensen, J. (1997) Effects of maximal effort strength training with different loads on dynamic strength, cross-sectional area, load-power and load-velocity relationships. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, **75**, 193-199.
- Moxley Scarborough, D., Krebs, D.E. & Harris, B.A. (1999) Quadriceps muscle strength and dynamic stability in elderly persons. *Gait Posture*, **10**, 10-20.
- Naccarato, M., Calautti, C., Jones, P.S., Day, D.J., Carpenter, T.A. & Baron, J.C. (2006) Does healthy aging affect the hemispheric activation balance during paced index-to-thumb opposition task? An fMRI study. *Neuroimage*, **32**, 1250-1256.
- Narici, M.V. & Maffulli, N. (2010) Sarcopenia: characteristics, mechanisms and functional significance. *Br Med Bull*, **95**, 139-159.
- Narici, M.V., Maganaris, C. & Reeves, N. (2005) Myotendinous alterations and effects of resistive loading in old age. *Scand J Med Sci Sports*, **15**, 392-401.
- Narici, M.V. & Maganaris, C.N. (2006) Adaptability of elderly human muscles and tendons to increased loading. *J Anat*, **208**, 433-443.
- Neptune, R.R., McGowan, C.P. & Fiaidt, J.M. (2009) The influence of muscle physiology and advanced technology on sports performance. *Annu Rev Biomed Eng*, **11**, 81-107.
- Nes, B.M., Janszky, I., Wisloff, U., Stoylen, A. & Karlsen, T. (2013) Age-predicted maximal heart rate in healthy subjects: The HUNT Fitness Study. *Scand J Med Sci Sports*, **23**, 697-704.
- Netz, Y., Ayalon, M., Dunsky, A. & Alexander, N. (2004) 'The multiple-sit-to-stand' field test for older adults: what does it measure? *Gerontology*, **50**, 121-126.
- Ochala, J., Frontera, W.R., Dorer, D.J., Van Hoecke, J. & Krivickas, L.S. (2007) Single skeletal muscle fiber elastic and contractile characteristics in young and older men. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **62**, 375-381.
- Ogawa, T., Spina, R.J., Martin, W.H., 3rd, Kohrt, W.M., Schechtman, K.B., Holloszy, J.O. & Ehsani, A.A. (1992) Effects of aging, sex, and physical training on cardiovascular responses to exercise. *Circulation*, **86**, 494-503.
- Ojanen, T., Rauhala, T. & Hakkinen, K. (2007) Strength and power profiles of the lower and upper extremities in master throwers at different ages. *J Strength Cond Res*, **21**, 216-222.
- Oliviero, A., Profice, P., Tonali, P.A., Pilato, F., Saturno, E., Dileone, M., Ranieri, F. & Di Lazzaro, V. (2006) Effects of aging on motor cortex excitability. *Neurosci Res*, **55**, 74-77.
- Ostchega, Y., Harris, T.B., Hirsch, R., Parsons, V.L., Kington, R. & Katzoff, M. (2000) Reliability and prevalence of physical performance examination assessing mobility and balance in older persons in the US: data from the Third National Health and Nutrition Examination Survey. *J Am Geriatr Soc*, **48**, 1136-1141.
- Papa, E. & Cappozzo, A. (2000) Sit-to-stand motor strategies investigated in able-bodied young and elderly subjects. *J Biomech*, **33**, 1113-1122.
- Papegaaij, S., Taube, W., Baudry, S., Otten, E. & Hortobagyi, T. (2014) Aging causes a reorganization of cortical and spinal control of posture. *Front Aging Neurosci*, **6**, 28.
- Paterson, D.H., Jones, G.R. & Rice, C.L. (2007) [Aging and physical activity data on which to base recommendations for exercise in older adults]. *Appl Physiol Nutr Metab*, **32 Suppl 2F**, S75-S171.
- Pearson, S.J., Cobbold, M., Orrell, R.W. & Harridge, S.D. (2006) Power output and muscle myosin heavy chain composition in young and elderly men. *Med Sci Sports Exerc*, **38**, 1601-1607.
- Pearson, S.J., Harridge, S.D., Grieve, D.W., Young, A. & Woledge, R.C. (2001) A variable inertial system for measuring the contractile properties of human muscle. *Med Sci Sports Exerc*, **33**, 2072-2076.
- Pearson, S.J., Young, A., Macaluso, A., Devito, G., Nimmo, M.A., Cobbold, M. & Harridge, S.D. (2002) Muscle function in elite master weightlifters. *Med Sci Sports Exerc*, **34**, 1199-1206.
- Peinemann, A., Lehner, C., Conrad, B. & Siebner, H.R. (2001) Age-related decrease in paired-pulse intracortical inhibition in the human primary motor cortex. *Neurosci Lett*, **313**, 33-36.
- Perrine, J.J. & Edgerton, V.R. (1978) Muscle force-velocity and power-velocity relationships under isokinetic loading. *Med Sci Sports*, **10**, 159-166.
- Petrella, J.K., Kim, J.S., Tuggle, S.C., Hall, S.R. & Bamman, M.M. (2005) Age differences in knee extension power, contractile velocity, and fatigability. *J Appl Physiol (1985)*, **98**, 211-220.

- Pimentel, A.E., Gentile, C.L., Tanaka, H., Seals, D.R. & Gates, P.E. (2003) Greater rate of decline in maximal aerobic capacity with age in endurance-trained than in sedentary men. *J Appl Physiol (1985)*, **94**, 2406-2413.
- Pitcher, J.B. & Miles, T.S. (2002) Alterations in corticospinal excitability with imposed vs. voluntary fatigue in human hand muscles. *J Appl Physiol (1985)*, **92**, 2131-2138.
- Pitcher, J.B., Ogston, K.M. & Miles, T.S. (2003) Age and sex differences in human motor cortex input-output characteristics. *J Physiol*, **546**, 605-613.
- Podsiadlo, D. & Richardson, S. (1991) The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc*, **39**, 142-148.
- Pojednic, R.M., Clark, D.J., Patten, C., Reid, K., Phillips, E.M. & Fielding, R.A. (2012) The specific contributions of force and velocity to muscle power in older adults. *Exp Gerontol*, **47**, 608-613.
- Pollock, M.L., Mengelkoch, L.J., Graves, J.E., Lowenthal, D.T., Limacher, M.C., Foster, C. & Wilmore, J.H. (1997) Twenty-year follow-up of aerobic power and body composition of older track athletes. *J Appl Physiol (1985)*, **82**, 1508-1516.
- Portegijs, E., Sipilä, S., Alen, M., Kaprio, J., Koskenvuo, M., Tiainen, K. & Rantanen, T. (2005) Leg extension power asymmetry and mobility limitation in healthy older women. *Arch Phys Med Rehabil*, **86**, 1838-1842.
- Porter, M.M. (2006) Power training for older adults. *Appl Physiol Nutr Metab*, **31**, 87-94.
- Porter, M.M., Vandervoort, A.A. & Lexell, J. (1995) Aging of human muscle: structure, function and adaptability. *Scand J Med Sci Sports*, **5**, 129-142.
- Pousson, M., Lepers, R. & Van Hoecke, J. (2001) Changes in isokinetic torque and muscular activity of elbow flexors muscles with age. *Exp Gerontol*, **36**, 1687-1698.
- Power, G.A., Allen, M.D., Booth, W.J., Thompson, R.T., Marsh, G.D. & Rice, C.L. (2014) The influence on sarcopenia of muscle quality and quantity derived from magnetic resonance imaging and neuromuscular properties. *Age (Dordr)*, **36**, 9642.
- Power, G.A., Rice, C.L. & Vandervoort, A.A. (2012) Increased residual force enhancement in older adults is associated with a maintenance of eccentric strength. *PLoS One*, **7**, e48044.
- Proctor, D.N., Beck, K.C., Shen, P.H., Eickhoff, T.J., Halliwill, J.R. & Joyner, M.J. (1998) Influence of age and gender on cardiac output-VO₂ relationships during submaximal cycle ergometry. *J Appl Physiol (1985)*, **84**, 599-605.
- Purves-Smith, F.M., Sgarioto, N. & Hepple, R.T. (2014) Fiber typing in aging muscle. *Exerc Sport Sci Rev*, **42**, 45-52.
- Puthoff, M.L. & Nielsen, D.H. (2007) Relationships among impairments in lower-extremity strength and power, functional limitations, and disability in older adults. *Phys Ther*, **87**, 1334-1347.
- Rahmani, A., Locatelli, E. & Lacour, J.R. (2004) Differences in morphology and force/velocity relationship between Senegalese and Italian sprinters. *Eur J Appl Physiol*, **91**, 399-405.
- Rahmani, A., Viale, F., Dalleau, G. & Lacour, J.R. (2001) Force/velocity and power/velocity relationships in squat exercise. *Eur J Appl Physiol*, **84**, 227-232.
- Raj, I.S., Bird, S.R. & Shield, A.J. (2010) Aging and the force-velocity relationship of muscles. *Exp Gerontol*, **45**, 81-90.
- Ralston, H.J., Inman, V.T. & et al. (1947) Mechanics of human isolated voluntary muscle. *Am J Physiol*, **151**, 612-620.
- Ramirez-Campillo, R., Castillo, A., de la Fuente, C.I., Campos-Jara, C., Andrade, D.C., Alvarez, C., Martinez, C., Castro-Sepulveda, M., Pereira, A., Marques, M.C. & Izquierdo, M. (2014) High-speed resistance training is more effective than low-speed resistance training to increase functional capacity and muscle performance in older women. *Exp Gerontol*, **58C**, 51-57.
- Rantanen, T. & Avela, J. (1997) Leg extension power and walking speed in very old people living independently. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **52**, M225-231.
- Rantanen, T., Guralnik, J.M., Sakari-Rantala, R., Leveille, S., Simonsick, E.M., Ling, S. & Fried, L.P. (1999) Disability, physical activity, and muscle strength in older women: the Women's Health and Aging Study. *Arch Phys Med Rehabil*, **80**, 130-135.
- Rantanen, T., Volpato, S., Ferrucci, L., Heikkinen, E., Fried, L.P. & Guralnik, J.M. (2003) Handgrip strength and cause-specific and total mortality in older disabled women: exploring the mechanism. *J Am Geriatr Soc*, **51**, 636-641.
- Reid, K.F., Doros, G., Clark, D.J., Patten, C., Carabello, R.J., Cloutier, G.J., Phillips, E.M., Krivickas, L.S., Frontera, W.R. & Fielding, R.A. (2012) Muscle power failure in mobility-limited older adults: preserved single fiber function despite lower whole muscle size, quality and rate of neuromuscular activation. *Eur J Appl Physiol*, **112**, 2289-2301.

- Reid, K.F. & Fielding, R.A. (2012) Skeletal muscle power: a critical determinant of physical functioning in older adults. *Exerc Sport Sci Rev*, **40**, 4-12.
- Reid, K.F., Naumova, E.N., Carabello, R.J., Phillips, E.M. & Fielding, R.A. (2008) Lower extremity muscle mass predicts functional performance in mobility-limited elders. *J Nutr Health Aging*, **12**, 493-498.
- Reid, K.F., Pasha, E., Doros, G., Clark, D.J., Patten, C., Phillips, E.M., Frontera, W.R. & Fielding, R.A. (2014) Longitudinal decline of lower extremity muscle power in healthy and mobility-limited older adults: influence of muscle mass, strength, composition, neuromuscular activation and single fiber contractile properties. *Eur J Appl Physiol*, **114**, 29-39.
- Renganathan, M., Messi, M.L. & Delbono, O. (1997) Dihydropyridine receptor-ryanodine receptor uncoupling in aged skeletal muscle. *J Membr Biol*, **157**, 247-253.
- Reuben, D.B. & Siu, A.L. (1990) An objective measure of physical function of elderly outpatients. The Physical Performance Test. *J Am Geriatr Soc*, **38**, 1105-1112.
- Reuter-Lorenz, P.A. & Park, D.C. (2010) Human neuroscience and the aging mind: a new look at old problems. *J Gerontol B Psychol Sci Soc Sci*, **65**, 405-415.
- Rice, J. & Keogh, J.W. (2009) Power training: can it improve functional performance in older adults? A systematic review. *Int J Exerc Sci*, **2**, 131-151.
- Rivera, M.A. (1986) The maximal aerobic capacity of adult Puerto Ricans. *Bol Asoc Med P R*, **78**, 427-430.
- Roberts, H.C., Denison, H.J., Martin, H.J., Patel, H.P., Syddall, H., Cooper, C. & Sayer, A.A. (2011) A review of the measurement of grip strength in clinical and epidemiological studies: towards a standardised approach. *Age Ageing*, **40**, 423-429.
- Rodrigues-de-Paula Goulart, F. & Valls-Solé, J. (1999) Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement. *Clinical neurophysiology*, **110**, 1634-1640.
- Rolland, Y., Czerwinski, S., Abellan Van Kan, G., Morley, J.E., Cesari, M., Onder, G., Woo, J., Baumgartner, R., Pillard, F., Boirie, Y., Chumlea, W.M. & Vellas, B. (2008) Sarcopenia: its assessment, etiology, pathogenesis, consequences and future perspectives. *J Nutr Health Aging*, **12**, 433-450.
- Rolland, Y.M., Cesari, M., Miller, M.E., Penninx, B.W., Atkinson, H.H. & Pahor, M. (2004) Reliability of the 400-m usual-pace walk test as an assessment of mobility limitation in older adults. *J Am Geriatr Soc*, **52**, 972-976.
- Roos, M.R., Rice, C.L. & Vandervoort, A.A. (1997) Age-related changes in motor unit function. *Muscle Nerve*, **20**, 679-690.
- Rosenberg, I.H. (1989) Summary comments. *Am J Clin Nutr*, **50**, 1231-1233.
- Rossini, P.M., Rossini, L. & Ferreri, F. (2010) Brain-behavior relations: transcranial magnetic stimulation: a review. *IEEE Eng Med Biol Mag*, **29**, 84-95.
- Roubenoff, R. (2000) Sarcopenia and its implications for the elderly. *Eur J Clin Nutr*, **54 Suppl 3**, S40-47.
- Roubenoff, R. & Hughes, V.A. (2000) Sarcopenia: current concepts. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **55**, M716-724.
- Roubenoff, R., Hughes, V.A., Dallal, G.E., Nelson, M.E., Morganti, C., Kehayias, J.J., Singh, M.A. & Roberts, S. (2000) The effect of gender and body composition method on the apparent decline in lean mass-adjusted resting metabolic rate with age. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **55**, M757-760.
- Rowe, J.B., Siebner, H., Filipovic, S.R., Cordivari, C., Gerschlager, W., Rothwell, J. & Frackowiak, R. (2006) Aging is associated with contrasting changes in local and distant cortical connectivity in the human motor system. *Neuroimage*, **32**, 747-760.
- Runge, M. & Hunter, G. (2006) Determinants of musculoskeletal frailty and the risk of falls in old age. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, **6**, 167-173.
- Russ, D.W., Grandy, J.S., Toma, K. & Ward, C.W. (2011) Ageing, but not yet senescent, rats exhibit reduced muscle quality and sarcoplasmic reticulum function. *Acta Physiol (Oxf)*, **201**, 391-403.
- Salat, D.H., Buckner, R.L., Snyder, A.Z., Greve, D.N., Desikan, R.S., Busa, E., Morris, J.C., Dale, A.M. & Fischl, B. (2004) Thinning of the cerebral cortex in aging. *Cereb Cortex*, **14**, 721-730.
- Sale, D.G. (1988) Neural adaptation to resistance training. *Med Sci Sports Exerc*, **20**, S135-145.
- Sale, M.V. & Semmler, J.G. (2005) Age-related differences in corticospinal control during functional isometric contractions in left and right hands. *J Appl Physiol (1985)*, **99**, 1483-1493.
- Saltin, B. (1986) Physiological adaptation to physical conditioning. Old problems revisited. *Acta Med Scand Suppl*, **711**, 11-24.
- Samuel, D., Wilson, K., Martin, H.J., Allen, R., Sayer, A.A. & Stokes, M. (2012) Age-associated changes in hand grip and quadriceps muscle strength ratios in healthy adults. *Aging Clin Exp Res*, **24**, 245-250.
- Sands, W.A., McNeal, J.R., Ochi, M.T., Urbanek, T.L., Jemni, M. & Stone, M.H. (2004) Comparison of the Wingate and Bosco anaerobic tests. *J Strength Cond Res*, **18**, 810-815.
- Sargeant, A.J. (1994) Human power output and muscle fatigue. *Int J Sports Med*, **15**, 116-121.

- Sargeant, A.J. & Dolan, P. (1984) Optimal velocity for maximal short-term (anaerobic) power output in cycling. *Int J Sports Med*, **5 (suppl)**, 124-125.
- Sargeant, A.J., Hoinville, E. & Young, A. (1981) Maximum leg force and power output during short-term dynamic exercise. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol*, **51**, 1175-1182.
- Sayer, A.A., Syddall, H., Martin, H., Patel, H., Baylis, D. & Cooper, C. (2008) The developmental origins of sarcopenia. *J Nutr Health Aging*, **12**, 427-432.
- Sayers, S.P., Guralnik, J.M., Newman, A.B., Brach, J.S. & Fielding, R.A. (2006) Concordance and discordance between two measures of lower extremity function: 400 meter self-paced walk and SPPB. *Aging Clin Exp Res*, **18**, 100-106.
- Sayers, S.P., Guralnik, J.M., Thombs, L.A. & Fielding, R.A. (2005) Effect of leg muscle contraction velocity on functional performance in older men and women. *J Am Geriatr Soc*, **53**, 467-471.
- Scaglioni, G., Narici, M.V., Maffiuletti, N.A., Pensini, M. & 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**, 649-661.
- Scelsi, R., Marchetti, C. & Poggi, P. (1980) Histochemical and ultrastructural aspects of m. vastus lateralis in sedentary old people (age 65--89 years). *Acta Neuropathol*, **51**, 99-105.
- Schaap, L.A., Koster, A. & Visser, M. (2013) Adiposity, muscle mass, and muscle strength in relation to functional decline in older persons. *Epidemiol Rev*, **35**, 51-65.
- Schenkman, M., Riley, P. & Pieper, C. (1996) Sit to stand from progressively lower seat heights—alterations in angular velocity. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, **11**, 153-158.
- Schiller, B.C., Casas, Y.G., Tracy, B.L., DeSouza, C.A. & Seals, D.R. (2000) Age-related declines in knee extensor strength and physical performance in healthy Hispanic and Caucasian women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **55**, B563-569.
- Schwenzer, N.F., Martirosian, P., Machann, J., Schraml, C., Steidle, G., Claussen, C.D. & Schick, F. (2009) Aging effects on human calf muscle properties assessed by MRI at 3 Tesla. *J Magn Reson Imaging*, **29**, 1346-1354.
- Seidler, R.D., Bernard, J.A., Burutolu, T.B., Fling, B.W., Gordon, M.T., Gwin, J.T., Kwak, Y. & Lipps, D.B. (2010) Motor control and aging: links to age-related brain structural, functional, and biochemical effects. *Neurosci Biobehav Rev*, **34**, 721-733.
- Seynnes, O., Fiatarone Singh, M.A., Hue, O., Pras, P., Legros, P. & Bernard, P.L. (2004) Physiological and functional responses to low-moderate versus high-intensity progressive resistance training in frail elders. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **59**, 503-509.
- Shorten, M.R. (1987) Muscle elasticity and human performance. *Medicine and Sport Science*, **25**, 1-18.
- Sinclair, C.D., Samson, R.S., Thomas, D.L., Weiskopf, N., Lutti, A., Thornton, J.S. & Golay, X. (2010) Quantitative magnetization transfer in in vivo healthy human skeletal muscle at 3 T. *Magn Reson Med*, **64**, 1739-1748.
- Singh, H., Kim, D., Kim, E., Bemben, M.G., Anderson, M., Seo, D.I. & Bemben, D.A. (2014) Jump test performance and sarcopenia status in men and women, 55 to 75 years of age. *J Geriatr Phys Ther*, **37**, 76-82.
- Sipila, S., Koskinen, S.O., Taaffe, D.R., Takala, T.E., Cheng, S., Rantanen, T., Toivanen, J. & Suominen, H. (2004) Determinants of lower-body muscle power in early postmenopausal women. *J Am Geriatr Soc*, **52**, 939-944.
- Skelton, D.A., Greig, C.A., Davies, J.M. & Young, A. (1994) Strength, power and related functional ability of healthy people aged 65-89 years. *Age Ageing*, **23**, 371-377.
- Smith, A.E., Ridding, M.C., Higgins, R.D., Wittert, G.A. & Pitcher, J.B. (2009) Age-related changes in short-latency motor cortex inhibition. *Exp Brain Res*, **198**, 489-500.
- Stathokostas, L., Jacob-Johnson, S., Petrella, R.J. & Paterson, D.H. (2004) Longitudinal changes in aerobic power in older men and women. *J Appl Physiol (1985)*, **97**, 781-789.
- Stavric, V.A. & McNair, P.J. (2012) Optimizing muscle power after stroke: a cross-sectional study. *J Neuroeng Rehabil*, **9**, 67.
- Stevens-Lapsley, J.E., Thomas, A.C., Hedgecock, J.B. & Kluger, B.M. (2013) Corticospinal and intracortical excitability of the quadriceps in active older and younger healthy adults. *Arch Gerontol Geriatr*, **56**, 279-284.
- Strugnell, C., Dunstan, D.W., Magliano, D.J., Zimmet, P.Z., Shaw, J.E. & Daly, R.M. (2014) Influence of age and gender on fat mass, fat-free mass and skeletal muscle mass among Australian adults: the Australian diabetes, obesity and lifestyle study (AusDiab). *J Nutr Health Aging*, **18**, 540-546.
- Suetta, C., Aagaard, P., Magnusson, S.P., Andersen, L.L., Sipila, S., Rosted, A., Jakobsen, A.K., Duus, B. & Kjaer, M. (2007) Muscle size, neuromuscular activation, and rapid force characteristics in elderly men and

- women: effects of unilateral long-term disuse due to hip-osteoarthritis. *J Appl Physiol* (1985), **102**, 942-948.
- Suzuki, T., Bean, J.F. & Fielding, R.A. (2001) Muscle power of the ankle flexors predicts functional performance in community-dwelling older women. *J Am Geriatr Soc*, **49**, 1161-1167.
- Taaffe, D.R., Henwood, T.R., Nalls, M.A., Walker, D.G., Lang, T.F. & Harris, T.B. (2009) Alterations in muscle attenuation following detraining and retraining in resistance-trained older adults. *Gerontology*, **55**, 217-223.
- Tager, I.B., Swanson, A. & Satariano, W.A. (1998) Reliability of physical performance and self-reported functional measures in an older population. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **53**, M295-300.
- Tanaka, H., Desouza, C.A., Jones, P.P., Stevenson, E.T., Davy, K.P. & Seals, D.R. (1997) Greater rate of decline in maximal aerobic capacity with age in physically active vs. sedentary healthy women. *J Appl Physiol* (1985), **83**, 1947-1953.
- Tanaka, H., Monahan, K.D. & Seals, D.R. (2001) Age-predicted maximal heart rate revisited. *Journal of the American College of Cardiology*, **37**, 153-156.
- Tanaka, H. & Seals, D.R. (2003) Invited Review: Dynamic exercise performance in Masters athletes: insight into the effects of primary human aging on physiological functional capacity. *J Appl Physiol* (1985), **95**, 2152-2162.
- Tanaka, H. & Seals, D.R. (2008) Endurance exercise performance in Masters athletes: age-associated changes and underlying physiological mechanisms. *J Physiol*, **586**, 55-63.
- Tecchio, F., Zappasodi, F., Pasqualetti, P., De Gennaro, L., Pellicciari, M.C., Ercolani, M., Squitti, R. & Rossini, P.M. (2008) Age dependence of primary motor cortex plasticity induced by paired associative stimulation. *Clin Neurophysiol*, **119**, 675-682.
- Thelen, D.G., Schultz, A.B., Alexander, N.B. & Ashton-Miller, J.A. (1996) Effects of age on rapid ankle torque development. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **51**, M226-232.
- Thom, J.M., Morse, C.I., Birch, K.M. & Narici, M.V. (2005) Triceps surae muscle power, volume, and quality in older versus younger healthy men. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **60**, 1111-1117.
- Thom, J.M., Morse, C.I., Birch, K.M. & 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**, 613-619.
- Thompson, B.J., Conchola, E.C., Palmer, T.B. & Stock, M.S. (2014a) Effects of aging on maximal and rapid velocity capacities of the leg extensors. *Exp Gerontol*, **58C**, 128-131.
- Thompson, B.J., Ryan, E.D., Herda, T.J., Costa, P.B., Herda, A.A. & Cramer, J.T. (2014b) Age-related changes in the rate of muscle activation and rapid force characteristics. *Age (Dordr)*, **36**, 839-849.
- Thompson, B.J., Ryan, E.D., Sobolewski, E.J., Conchola, E.C. & Cramer, J.T. (2013) Age related differences in maximal and rapid torque characteristics of the leg extensors and flexors in young, middle-aged and old men. *Exp Gerontol*, **48**, 277-282.
- Thorstensson (1976) Muscle strength, fibre types and enzyme activities in man. *Acta Physiol Scand Suppl*, **443**, 1-45.
- Tieland, M., Verdijk, L.B., de Groot, L.C. & van Loon, L.J. (2014) Handgrip Strength Does Not Represent an Appropriate Measure to Evaluate Changes in Muscle Strength During an Exercise Intervention Program in Frail Elderly People. *Int J Sport Nutr Exerc Metab*.
- Tihanyi, J., Apor, P. & Fekete, G. (1982) Force-velocity-power characteristics and fiber composition in human knee extensor muscles. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, **48**, 331-343.
- Tillin, N.A., Pain, M.T. & Folland, J.P. (2012) Contraction type influences the human ability to use the available torque capacity of skeletal muscle during explosive efforts. *Proc Biol Sci*, **279**, 2106-2115.
- Tinetti, M.E. & Ginter, S.F. (1988) Identifying mobility dysfunctions in elderly patients. Standard neuromuscular examination or direct assessment? *JAMA*, **259**, 1190-1193.
- Toji, H. & Kaneko, M. (2007) Effects of aging on force, velocity, and power in the elbow flexors of males. *J Physiol Anthropol*, **26**, 587-592.
- Toth, M.J., Gardner, A.W., Ades, P.A. & Poehlman, E.T. (1994) Contribution of body composition and physical activity to age-related decline in peak VO₂ in men and women. *J Appl Physiol* (1985), **77**, 647-652.
- Trappe, S., Gallagher, P., Harber, M., Carrithers, J., Fluckey, J. & Trappe, T. (2003) Single muscle fibre contractile properties in young and old men and women. *J Physiol*, **552**, 47-58.
- Trappe, T.A., Lindquist, D.M. & Carrithers, J.A. (2001) Muscle-specific atrophy of the quadriceps femoris with aging. *J Appl Physiol* (1985), **90**, 2070-2074.
- Tseng, L.A., Delmonico, M.J., Visser, M., Boudreau, R.M., Goodpaster, B.H., Schwartz, A.V., Simonsick, E.M., Satterfield, S., Harris, T. & Newman, A.B. (2014) Body composition explains sex differential in physical performance among older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **69**, 93-100.
- Valour, D., Ochala, J., Ballay, Y. & Pousson, M. (2003) The influence of ageing on the force-velocity-power characteristics of human elbow flexor muscles. *Exp Gerontol*, **38**, 387-395.

- Van Cutsem, M., Duchateau, J. & 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.
- Van Roie, E., Verschueren, S.M., Boonen, S., Bogaerts, A., Kennis, E., Coudyzer, W. & Delecluse, C. (2011) Force-velocity characteristics of the knee extensors: an indication of the risk for physical frailty in elderly women. *Arch Phys Med Rehabil*, **92**, 1827-1832.
- Vandervoort, A.A. (2002) Aging of the human neuromuscular system. *Muscle Nerve*, **25**, 17-25.
- Vandervoort, A.A., Kramer, J.F. & Wharram, E.R. (1990) Eccentric knee strength of elderly females. *J Gerontol*, **45**, B125-128.
- Vandewalle, H. (1992) Biologie de l'exercice musculaire. pp. 123-155. Masson.
- Vandewalle, H., Peres, G., Heller, J., Panel, J. & Monod, H. (1987) Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. Correlation with the height of a vertical jump. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, **56**, 650-656.
- Verdijk, L.B., Snijders, T., Beelen, M., Savelberg, H.H., Meijer, K., Kuipers, H. & Van Loon, L.J. (2010) Characteristics of muscle fiber type are predictive of skeletal muscle mass and strength in elderly men. *J Am Geriatr Soc*, **58**, 2069-2075.
- Verdijk, L.B., van Loon, L., Meijer, K. & Savelberg, H.H. (2009) One-repetition maximum strength test represents a valid means to assess leg strength in vivo in humans. *J Sports Sci*, **27**, 59-68.
- Vigorito, C. & Giallauria, F. (2014) Effects of exercise on cardiovascular performance in the elderly. *Front Physiol*, **5**, 51.
- Visser, M., Kritchevsky, S.B., Goodpaster, B.H., Newman, A.B., Nevitt, M., Stamm, E. & Harris, T.B. (2002) Leg muscle mass and composition in relation to lower extremity performance in men and women aged 70 to 79: the health, aging and body composition study. *J Am Geriatr Soc*, **50**, 897-904.
- Walston, J.D. (2012) Sarcopenia in older adults. *Curr Opin Rheumatol*, **24**, 623-627.
- Ward, N.S., Swayne, O.B. & Newton, J.M. (2008) Age-dependent changes in the neural correlates of force modulation: an fMRI study. *Neurobiol Aging*, **29**, 1434-1446.
- Ward, R.E., Caserotti, P., Faulkner, K., Boudreau, R.M., Zivkovic, S., Lee, C., Goodpaster, B.H., Cawthon, P.M., Newman, A.B., Cauley, J.A., Strotmeyer, E.S. & Osteoporotic Fractures in Men Research, G. (2014) Peripheral nerve function and lower extremity muscle power in older men. *Arch Phys Med Rehabil*, **95**, 726-733.
- Webber, S.C. & Porter, M.M. (2010) Reliability of ankle isometric, isotonic, and isokinetic strength and power testing in older women. *Phys Ther*, **90**, 1165-1175.
- Weisleder, N., Brotto, M., Komazaki, S., Pan, Z., Zhao, X., Nosek, T., Parness, J., Takeshima, H. & Ma, J. (2006) Muscle aging is associated with compromised Ca²⁺ spark signaling and segregated intracellular Ca²⁺ release. *J Cell Biol*, **174**, 639-645.
- Weiss, E.P., Spina, R.J., Holloszy, J.O. & Ehsani, A.A. (2006) Gender differences in the decline in aerobic capacity and its physiological determinants during the later decades of life. *J Appl Physiol* (1985), **101**, 938-944.
- Wells, J.B. (1965) Comparison of Mechanical Properties between Slow and Fast Mammalian Muscles. *J Physiol*, **178**, 252-269.
- Wilkie, D.R. (1949) The relation between force and velocity in human muscle. *J Physiol*, **110**, 249-280.
- Wiswell, R.A., Hawkins, S.A., Jaque, S.V., Hyslop, D., Constantino, N., Tarpenning, K., Marcell, T. & Schroeder, E.T. (2001) Relationship between physiological loss, performance decrement, and age in master athletes. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **56**, M618-626.
- Wiswell, R.A., Jaque, S.V., Marcell, T.J., Hawkins, S.A., Tarpenning, K.M., Constantino, N. & Hyslop, D.M. (2000) Maximal aerobic power, lactate threshold, and running performance in master athletes. *Med Sci Sports Exerc*, **32**, 1165-1170.
- Withers, R.T., Brooks, A.G., Gunn, S.M., Plummer, J.L., Gore, C.J. & Cormack, J. (2006) Self-selected exercise intensity during household/garden activities and walking in 55 to 65-year-old females. *Eur J Appl Physiol*, **97**, 494-504.
- Woods, J.J., Furbush, F. & Bigland-Ritchie, B. (1987) Evidence for a fatigue-induced reflex inhibition of motoneuron firing rates. *J Neurophysiol*, **58**, 125-137.
- Woods, J.L., Iuliano-Burns, S., King, S.J., Strauss, B.J. & Walker, K.Z. (2011) Poor physical function in elderly women in low-level aged care is related to muscle strength rather than to measures of sarcopenia. *Clin Interv Aging*, **6**, 67-76.
- Wren, T.A., Do, K.P., Rethlefsen, S.A. & Healy, B. (2006) Cross-correlation as a method for comparing dynamic electromyography signals during gait. *J Biomech*, **39**, 2714-2718.
- Yu, F., Hedstrom, M., Cristea, A., Dalen, N. & Larsson, L. (2007) Effects of ageing and gender on contractile properties in human skeletal muscle and single fibres. *Acta Physiol (Oxf)*, **190**, 229-241.

- Yue, G.H., Ranganathan, V.K., Siemionow, V., Liu, J.Z. & Sahgal, V. (1999) Older adults exhibit a reduced ability to fully activate their biceps brachii muscle. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **54**, M249-253.
- Zbinden-Foncea, H., Valenzuela, T., Espildora, F., Penailillo, L. & Willems, P.A. (2014) Muscular power as a function of load in elderly women. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, **17 Suppl 1**, 92-93.
- Zech, A., Steib, S., Sportwiss, D., Freiberger, E. & Pfeifer, K. (2011) Functional muscle power testing in young, middle-aged, and community-dwelling nonfrail and prefrail older adults. *Arch Phys Med Rehabil*, **92**, 967-971.

ANNEXE : ETUDE 1

Potential Role of Optimal Velocity as a Qualitative Factor of Physical Functional Performance in Women Aged 72 to 96 Years

Michel Cléménçon, MSc, Christophe A. Hautier, PhD, Abdel Rahmani, PhD, Catherine Cornu, MD, PhD, Marc Bonnefoy, MD, PhD

ABSTRACT. Cléménçon M, Hautier CA, Rahmani A, Cornu C, Bonnefoy M. Potential role of optimal velocity as a qualitative factor of physical functional performance in women aged 72 to 96 years. *Arch Phys Med Rehabil* 2008;89:1594-9.

Objective: To assess the relationship of maximal leg power and its corresponding determinants (eg, optimal velocity and optimal torque) measured during maximal voluntary knee extension to physical functional performance of older women.

Design: Descriptive.

Setting: Community retirement homes.

Participants: Women (N=39) aged 72 to 96 years.

Interventions: Not applicable.

Main Outcome Measures: Volunteers performed in sitting position maximal knee extensions on an Ergopower dynamometer to calculate maximal leg power, optimal velocity, and optimal torque. Three standardized tests were also performed to evaluate physical performance: walking speed over 6m, time taken to rise 5 times from a chair, and time to climb 6 stairs.

Results: On multiple regression analysis, leg power (mean, 1.37 ± 0.80 W/kg) significantly correlated with physical performance as measured by 6-m walking speed (mean, $.85 \pm .40$ m/s), chair-stand time (mean, 16.3 ± 7.7 s), and stair-climb time (mean, 7 ± 4 s), describing 16% to 33% of the variance. Optimal velocity (mean, 1.79 ± 1.20 rad/s) also significantly correlated with 6-m walking speed, chair-stand time, and stair-climb time, describing 46% to 89% of the variance. Optimal torque (50.8 ± 16.9 Nm) did not correlate with physical performance.

Conclusions: Maximal power and moreover optimal velocity were thus found to be determinants of physical performance, both appearing as significant mobility factors in older adults. This may provide more focus on velocity-oriented training as a means of improving functional status.

Key Words: Leg; Rehabilitation.

© 2008 by the American Congress of Rehabilitation Medicine and the American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation

MOTOR DISABILITY CAN LEAD to a loss of autonomy and is revealed by dramatic functional decline with age.^{1,2} Physical functional performance and many basic activ-

ities such as walking, rising from a chair, or stair climbing are closely related to muscle power in elderly people.³⁻⁸ Kostka et al⁴ related habitual physical activity in women to quadriceps muscle power and velocity measured during leg extension. Bassey et al⁵ observed an influence of leg extensor muscle power on physical performance. Cuoco et al⁹ showed closer correlations of chair-rise and stair-climb times and habitual gait velocity with leg press power at 40% of 1-RM than with maximal strength. Thus, leg extensor muscle status appears to be very important for accomplishing movements similar to those of everyday life.^{5,6,10} For these reasons, leg extensor muscle power is considered to be a reliable means of analyzing physical functional performance in elderly people.

Muscle power reflects the ability to generate work per unit of time but is also defined as the ability to exert force quickly (power = force \times velocity). Power-velocity and force-velocity relationships can serve to measure maximal power, optimal force, and optimal velocity in different ages during cycling exercise¹¹ or during ankle and knee extension.¹² Optimal force and optimal velocity are, respectively, the force and the velocity at which maximal leg power occurs, and these parameters provide important information on quantitative and qualitative muscular factors that reflect muscle architecture.¹³⁻¹⁶

Recent studies have focused on age-related changes in contraction velocity and on the influence of this parameter on various movements. Bonnefoy et al¹⁷ observed an age-related decline, from youth to advanced age, in maximal anaerobic power (8.3% per decade) and in the corresponding optimal velocity (4.3% per decade) measured on a friction-load nonisokinetic cycle ergometer. De Vito et al¹³ observed an age-related reduction in optimal velocity during vertical jumps. Macaluso and De Vito¹⁸ showed a reduction of maximal leg power with age because of a 52% lower optimal force and 21% lower optimal speed in explosive power output during leg-press action when comparing young and older populations. Additionally, Sayers et al¹⁹ observed contraction velocity at 40% of 1-RM to be significantly correlated with gait speed over 400m and the Short Physical Performance Battery score, indicating the importance of contraction velocity in elderly people. In this way, optimal velocity during leg extension can be considered to be an additional means of analyzing physical functional performance in elderly people. Decreased quadriceps muscle optimal velocity may cause gradually impaired functioning. Limited data suggest the impact of optimal velocity in women that are at a greater risk of losing independence due to insufficient locomotor system functioning.¹¹

From the Université de Lyon, Lyon, France (Cléménçon, Hautier); Université du Maine, Le Mans, France (Rahmani); Service de Pharmacologie Clinique, Hôpital Louis Pradel, Lyon (Cornu); and Service de Médecine Gériatrique, Centre Hospitalier Lyon Sud, Pierre-Bénite, France (Bonnefoy).

No commercial party having a direct financial interest in the results of the research supporting this article has or will confer a benefit on the authors or on any organization with which the authors are associated.

Reprint requests to Michel Cléménçon, MSc, Université Lyon 1, EA647, CRIS, UFR-STAPS, 27-29 Blvd du 11 Novembre 1918, F-69622 Villeurbanne, France, e-mail: michel.clemencon@univ-lyon1.fr.

0003-9993/08/8908-0067\$34.00/0
doi:10.1016/j.apmr.2007.11.061

List of Abbreviations

ADLs	activities of daily living
FFM	fat-free mass
IADLs	instrumental activities of daily living
1-RM	1 repetition maximum

The purpose of the present study was, therefore, to assess physical performance and its relation to the production and determinants (ie, optimal force and optimal velocity) of maximal leg power in very elderly women. Considering the fact that optimal velocity diminution was the critical determinant of age-related power loss in healthy elderly subjects, it was hypothesized that optimal velocity is a better determinant of muscle power and of function than optimal force in this population only composed of elderly women.¹³ Furthermore, we made the assumption that optimal velocity can be used as a complementary predictor of function and thus of mobility in the studied population.

METHODS

The study protocol was approved by the establishment ethics committee (Centre Léon-Bérard, Lyon, France). Laboratory results (ie, metabolic rate at rest, FFM, muscle power) were recorded directly by the laboratories performing the tests. All the tests are reliable and have been previously tested in people this old.²⁰

Participants

The population exclusively comprised volunteer women, all recruited from retirement homes in Lyon, France. Of 47 volunteers, only 39 were selected for the study because they completed all the tests. Residents willing to participate visited their general practitioner for an eligibility check and gave their written consent. Those recruited were all white women aged between 72 and 96 years. They were taking several medications and had been staying in their retirement homes for the elderly for more than 3 years. Exclusion criteria, before recruitment, included uncontrolled or rapidly evolving disease, dementia, diabetes, severe renal insufficiency, functional impairment hindering exercise, long-term corticosteroid therapy, and age under 70 years.

Clinical Characteristics

Clinical information (ie, demographic data, medical history, duration of stay in the home, social and former professional status, long-term treatment, blood pressure, heart rate, height, weight) was recorded by each subject's general practitioner in the case report.

All the volunteers were visited by a nurse from the research team to score basic ADLs and IADLs.^{21,22} The ADL scale consists of 6 items: mobility, feeding, hygiene, clothes, continence, and toilet. The IADL scale consists of 8 items: food preparation, housekeeping, grocery shopping, doing laundry, using public transport, taking medication, using the telephone, and management of the budget. In ADLs and IADLs, the higher the scores, the greater the autonomy.

Volunteers were also visited by exercise trainers who recorded physical function as follows: time for six-meter walk test, time for 5 time-chair rise, stair ascent, and gait and balance abnormalities that were assessed by the Tinetti test.²³ In that way, subjects were asked to perform 22 different tests, and each failure was noted. This test was used to assess the dynamic (13 items) and static (9 items) balance of each patient.

Physiologic Measures

The measurement techniques were extensively described in Bonnefoy et al.²⁰

Fat-free mass. After providing baseline urine and saliva samples, the subjects drank .88g of $H_2^{18}O$ per kilogram of body weight. Then, 3, 4, and 5 hours after ingestion of the labelled water, samples were collected. $H_2^{18}O$ enrichments were mea-

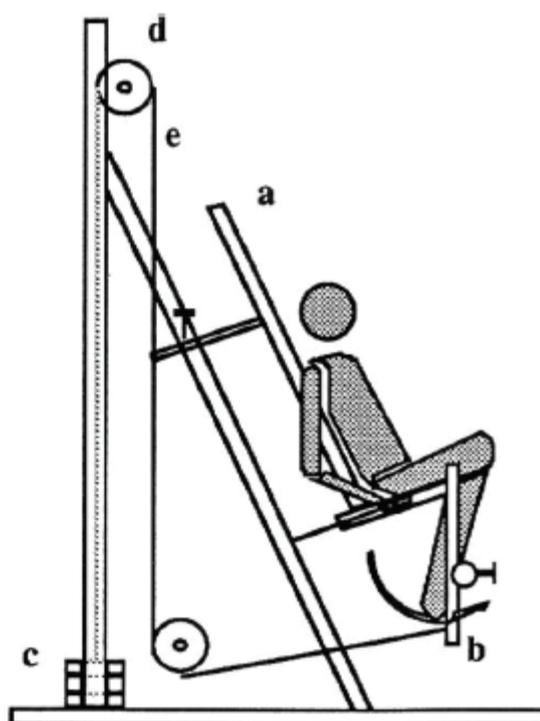


Fig 1. Diagram of the set-up for quadriceps muscular testing. Legend: a, adjustable seat; b, adjustable lever arm; c, loads; d, pulley; e, chain.

sured by isotope ration. Total body water was determined from the dilution space of ^{18}O . FFM (in kilograms) was deduced from total body water.

Mechanic Measures

Leg power. The quadriceps muscles were tested by using the Ergopower dynamometer^a applied to a leg-extensor machine (fig 1).²⁴ The subjects were familiarized with the device during a warm-up phase. They were seated during the test and were required to push simultaneously with both legs on a pad placed on a lever arm linked to the load. Subjects were asked to perform explosive leg extension against increasing loads, each separated by at least a 5-minute rest. The test began with a load of 5kg and then increased by steps of 1kg. Each load was performed 1 time until the subject was not able to do it. This exertion lasted hundreds of milliseconds and activated the quadriceps muscles almost exclusively. Subjects were vigorously encouraged to give their maximum effort during each test. Plotting of the force-velocity relationship ensured that maximum efforts were systematically obtained. The load displacement was measured every .75mm by means of an optical encoder mounted on an external guide bar. The signal was sampled (200Hz) and stored on a 66-MHz personal computer (486 DX2) through a 12-bit interface card. The displacement signal was digitally filtered with a 12-Hz low-pass Butterworth filter with zero-phase lag. The instantaneous velocity, acceleration, force, torque, and power produced were obtained by digital derivation. (Full details of the calculation procedure and methods are given in Bosco et al.²⁴) Accurate measurements of friction and inertia effects during movement were used in calculating torque and power.²⁵ The instantaneous values were

Table 1: Characteristics of the Sample (N=39)

Characteristics	Mean \pm SD	Range
Physical characteristics		
Age (y)	83.3 \pm 5.8	72–96
Body weight (kg)	63.4 \pm 11.3	42.8–95.3
Height (cm)	152.2 \pm 5.5	143–163
Body mass index (kg/m ²)	27.3 \pm 4.3	19.7–37.1
Physiologic measures		
FFM (kg)	36.9 \pm 4.4	29.8–51.1
Clinical characteristics		
Falls reported in past year (%)	25.6	
ADLs (6 items)	5.7 \pm 0.3	5–6
IADLs (8 items)	6.9 \pm 1.6	2–8
Tinetti test (22 items)	2.12 \pm 2.3	0–9
Mechanic measures		
Maximal leg power (W)	84.0 \pm 46.5	23.0–232.0
Maximal leg power (W/kg)	1.37 \pm 0.8	0.41–4.0
Optimal velocity (rad/s)	1.79 \pm 1.2	0.41–6.8
Optimal torque (Nm)	50.8 \pm 16.9	30.1–118.7
Physical performance measures		
Walking speed over 6m (m/s)	0.85 \pm 0.4	0.27–2.0
Five chair-rise time (s)	16.3 \pm 7.7	6.0–35.0
Six stair-climb time (s)	7.0 \pm 4.0	3.0–22.0

used to determine the average velocity, torque, and power values during each contraction. Average power and velocity were used to draw the power-velocity relationship (fig 2). The maximal muscle power (in watts) and the corresponding optimal shortening velocity (optimal velocity, in rad/s) were calculated from the power-velocity curve. For the analysis, the leg-extension power was adjusted for body mass (maximal leg power, in watts per kilogram). The optimal torque (optimal torque, in newton meters) was calculated as the ratio between power and optimal velocity.

Physical Performance Measures

Subjects were asked to perform tests in the following order.

Walking speed. The subjects were instructed to walk 6m as fast as possible. The time was averaged over 2 trials to the nearest 0.1 second.

Five chair-rise time. Subjects were asked to rise from a chair with a seat .43m above the ground, 5 times consecutively, with arms folded. The time was measured to the nearest 0.1 second.

Six stair-climb time. Subjects were asked to climb a 6-step staircase without using the handrail as support. The time was measured to the nearest 0.1 second.

Statistical Analysis

Descriptive analysis was performed for subject characteristics. These data are presented as mean \pm SD. Spearman correlation coefficients (r) were used to determine the significance of the relationships between physiologic measurements and physical performance. Spearman correlation coefficients also served to eliminate colinearity effects between model variables. Multiple regression analyses were then conducted; the variables 6-m walking speed, 5 chair-rise time, 6 stair-climb time, and maximal leg power were transformed by using $f(x) = -\log(x)$ and optimal velocity using $f(x) = 1/(x)$ to standardize the residuals of the predictive model. Predictor variables were maximal power adjusted for weight, optimal velocity, and optimal torque. Moreover, all models were adjusted for

age and body weight. All statistical analyses were performed with P less than .05.

RESULTS

Baseline Characteristics, Mechanic, and Physical Performance

The participants' physical, clinical, and physiologic characteristics are presented in table 1. Questions asked by practitioners found that 25.6% of participants had fallen at least once. The Tinetti test showed 12 volunteers with 2 to 9 (22 items) impaired gait or balance. The others showed a few or no abnormalities. ADL and IADL scores indicated that the subjects were relatively independent.

Physiologic Relationships

Age correlated inversely with weight ($r = -.51$, $P < .001$), body mass index ($r = -.43$, $P < .006$), and FFM ($r = -.41$, $P < .009$). FFM, however, correlated with weight ($r = .74$, $P < .001$). Age and weight and FFM did not correlate with any other study parameter.

Spearman Physical Performance Relationships

The 5 chair-rise and 6 stair-climb times correlated strongly with walking speed ($r = -.752$, $r = -.655$, respectively, $P < .001$). The 5 chair-rise time also correlated with the 6 stair-climb time ($r = .687$, $P < .001$). Maximal leg power was only slightly correlated with walking speed ($r = .35$, $P = .029$). Maximal leg power and optimal velocity correlated with the 5 chair-rise time ($r = -.596$, $r = -.414$, respectively, $P < .01$). Maximal leg power and optimal velocity correlated with the 6 stair-climb time ($r = -.522$, $r = -.498$, respectively, $P < .001$). Optimal torque correlated only with optimal velocity ($r = -.38$, $P = .017$).

Multiple-Regression Analyses

Multiple-regression (forward stepwise) analyses were conducted to identify the variables that contributed to the prediction of physical performance. Table 2 shows the results of regression analyses with physical performance measures (walking speed over 6m, 5 chair-rise time, 6 stair-climb time) as dependent variables and maximal power adjusted for weight, optimal velocity, and optimal torque as independent variables. Weight- and age-dependent variables did not improve multiple-adjusted models; indeed, their regression coefficients were never significant ($P > .05$); weight and age variables were not included into independent variable modeling.

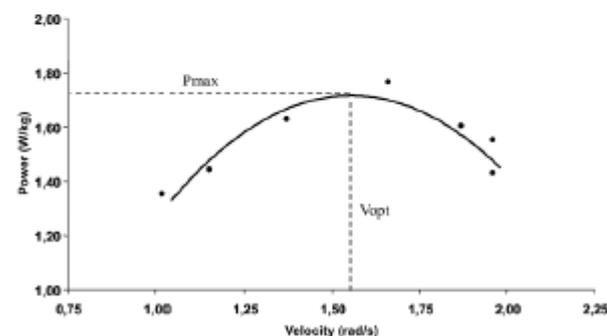


Fig 2. Typical power-velocity relationship of a subject, with determination of maximal power (Pmax) and optimal velocity (Vopt).

Table 2: Regression Analysis for Variables Predicting Physical Performance

Variables	Multiple R	R ²	F	P
Log walking speed (6m)				
log Pmax	.402	.162	7.161	.011
1/Vopt	.702	.494	36.123	<.001
Log 5 chair-rise time				
log Pmax	.577	.333	18.494	<.001
1/Vopt	.681	.465	32.164	<.001
Log 6 stair-climb time				
log Pmax	.561	.315	17.042	<.001
1/Vopt	.946	.895	317.707	<.001

Abbreviations: Pmax, maximal power adjusted for weight; Vopt, optimal velocity.

Log maximal leg power and 1/optimal velocity correlated strongly ($r = .839$, $P < .001$) and, therefore, were not both included as predictors of the dependent variables because they were explaining the same condition. Two equations were run for each of the dependent variables, one with maximal leg power and one with optimal velocity. Results showed that the optimal torque did not increase variance of the 2 equations.

The first equation showed that 16% ($P = .011$) of the walking speed variance was explained by maximal leg power. Thirty-three percent ($P < .001$) of the 5 chair-rise time variance was explained by maximal leg power, which also accounted for 31% ($P < .001$) of the 6 stair-climb time variance. The second equation showed that optimal velocity predicted 49% of the walking speed, 46% of 5 chair-rise time variance, and 89% of 6 stair-climb time variance ($P = .115$, $P \leq .001$, $P \leq .001$, respectively).

DISCUSSION

The main finding of the present study was that maximal power and optimal velocity are complementary predictors of physical functional performance in elderly women. Inversely, FFM and optimal torque, the other determinant of power output that reflects strength, did not explain any test results. The second finding of the present study was that maximal power was strongly related with optimal velocity and not with optimal torque or FFM.

Many studies have assessed easily applied clinical tests of independence in terms of mobility in elderly people and have found that maximal power is the best predictor of independence in this population.^{5,7} The present results are in line with these findings. However, muscle power can be assessed by many different techniques and apparatuses, making data comparison difficult. Bean²⁶ and Cuoco⁹ and colleagues used a recumbent pneumatic resistance machine during a bilateral leg-press exercise, whereas Basseley et al⁵ used a flywheel during a single extension of 1 leg. Suzuki et al³ used an isokinetic dynamometer on ankle flexors, and Macaluso and De Vito¹⁸ used a single leg-press dynamometer. Petrella et al²⁷ used resistance exercise stations (knee extension, leg press, squat) to calculate power by regression-curve fitting. The present study measured maximal power and optimal velocity during unilateral leg extension, as described by Kostka⁴ and Bonnefoy²⁰ and colleagues. However, the present values are slightly weaker than those obtained in previous studies—doubtless because of the characteristics of the studied population.

In the population studied, leg power explained the 5 chair-rise time, 6 stair-climb time, and 6-m walking velocity. This is in line with the results of numerous previous studies.^{5,6,9} Leg power and leg power relative to body mass were strongly predictive of physical performance. The 5 chair-rise time was

related to leg power, which could be explained by the type of movement, preponderantly involving the knee extensors. It has been observed that the quadriceps are principally recruited in the stair-climbing and chair-rising movements.²⁸ Six-meter walking speed was also predicted by leg power. This is in agreement with Rantanen and Avela,⁸ who showed that maximal power measured during knee extension correlated positively with maximal walking speed. Thus, the present study confirmed that maximal power exerts a great influence on functional performance in 72- to 96-year-old women.

It has been proposed that power loss in elderly people is accounted for by a decrease in muscle volume and by modifications in contractile properties and decreased neural drive.²⁹ This is in agreement with a recent study¹⁶ that showed that peak power correlated with lower-limb volume and muscular characteristics in elderly men. Thus, it seems interesting to evaluate the relative contribution of the maximal power determinants to functional capability.

A central originality of the present study was the use of optimal velocity to assess levels of physical performance in elderly women. Corresponding determinants of maximal muscle power have been studied recently in elderly populations.^{9,18,27} In the present study, optimal velocity exerted a great influence on 6-m walking velocity, chair-rise, and stair-climb test results. The knee angular velocity developed when rising from a chair was found to be comparable to the optimal velocity measured during powerful knee extension in our population. Our chair-stand times were in line with but weaker than those observed previously, probably because of the relative fitness and age of the samples.³⁰ Thus, a high optimal contraction velocity represents one of the skills necessary for these physical performance tests and to maintain mobility during old age. Moreover, present results showed that optimal velocity correlated significantly with maximal muscle power, whereas FFM and optimal torque did not. This is in accordance with De Vito et al¹³ who concluded that optimal velocity diminution was the critical determinant of age-related power loss in healthy elderly people.

Many studies^{14,15,17} have reported a significant relationship between optimal velocity or optimal pedaling rate and muscle fiber type in the distribution of healthy subjects. Indeed, Sargeant et al³¹ observed that 2 subject groups with a significant difference in the percentages of fast twitch fibers also displayed significant differences in optimal velocity. So higher optimal velocity corresponds to greater proportions of type II fibers whatever the movement performed.^{14,16,32,33} More recently, Sipilä et al³⁴ reported that a greater relative area occupied by type IIax and type IIx fibers was associated with a greater lower-limb capacity to move the body explosively. Martin,¹⁵ Petrella,²⁷ Lanza,¹² Pearson,¹⁶ and colleagues re-

ported an age-related reduction in optimal and maximal contraction velocity, suggesting an impairment of dynamic performance, a decrease in type II fiber percentage, and a correspondingly increased percentage of type I fibers. For these reasons, it is widely accepted that optimal velocity can be used as a surrogate measure for muscle fiber type.¹⁵ And, as a consequence, optimal velocity may be considered as an important parameter that permits us to get insight on the influence of fast fiber loss on maximal power and physical performance in elderly people. All these results tended to indicate that the loss of power and the decrease in physical performance commonly observed in the studied population can be attributed to type II fiber loss.

The shift toward slower muscles with aging may in part be caused by type II muscle fiber loss but also by neural drive reduction³⁵; it has been shown that training induces a rapid increase in motor unit discharge rate, with rapid gain in muscular capability, in elderly subjects.³⁶ Moreover, increased coactivation of the antagonist muscles during knee extension was observed in older women during leg extension, and this partly explained the lower levels of muscle torque or velocity.³⁷ At the moment, it is impossible to determine the relative influence of altered fiber type versus neural activation loss on the optimal velocity decrease observed in elderly people. However, future studies including electromyographic evaluation might give greater insight into muscular and neural change with advanced age.

Simple regression analyses indicated that optimal torque alone was not related to physical performance and maximal power in our population. Only multiple-regression analysis showed that optimal torque did influence walking speed and 5 chair-rise time in association with maximal power or optimal velocity. Thus, the results of the present study indicate that optimal torque is not a good predictor of physical function and mobility in elderly women. According to Martin et al.,¹⁵ muscle volume is reflected by optimal torque, which represents the ability to generate force at a given velocity, optimal velocity. This is in line with the findings of Herman et al.,³⁸ suggesting that mechanisms underlying velocity of movement, as opposed to force production, may be important factors underlying maximal muscle power in elderly persons. In relation, FFM was not a predictor of maximal power and autonomy in the present study. This result was surprising because many studies hypothesize FFM to be an important parameter because it can be used as an indirect measure for muscle volume. According to Visser et al.,³⁹ smaller mid-thigh muscle volume and greater muscle fat infiltration are associated with lower-limb performance in well-functioning older men and women. This might be explained by the fact that FFM and skeletal muscle mass are not determinants of the physical performance exercises tested here. This may suggest that the exercises tested in our study required more qualitative than quantitative muscle capability.

Study Limitations

Some limitations of our study should be addressed. First, muscle power and its determinants were measured during unilateral leg movement, which precluded the assessment of asymmetry.⁴⁰ Second, we did not measure surface electromyography to evaluate the magnitude of neural activation and coactivation in the various movements.

CONCLUSIONS

These findings obtained in 72- to 96-year-old women confirm that maximal power is a predictor of physical performance test results. Moreover, without underestimating optimal torque

and quadriceps mass, the study shows the role of optimal velocity in the preservation of maximal power and functional performance at advanced age. Our elderly female subjects appear to depend on the velocity of muscle contraction to perform various functional tasks. The present findings show that muscle mass loss is not the first determinant of physical performance in this population. On the contrary, type II fiber percentage and activation capabilities seem to have a great influence on maximal power and physical performance. The present results have important implications for future physiologic and rehabilitation research. Contraction velocity may be relevant to the optimization of exercise programs designed to enhance muscle power and delay the functional decline. Training loads may be selected to obtain contraction at optimal velocity in order to enhance maximal power and contraction velocity. Further studies should focus on the effect of optimal velocity training protocols on muscle function and mobility.

References

- Guralnik JM, Ferrucci L, Pieper CF, et al. Lower extremity function and subsequent disability: consistency across studies, predictive models, and value of gait speed alone compared with the short physical performance battery. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2000;55:M221-31.
- Rantanen T, Guralnik JM, Sakari-Rantala R, et al. Disability, physical activity, and muscle strength in older women: the Women's Health and Aging Study. *Arch Phys Med Rehabil* 1999;80:130-5.
- Suzuki T, Bean JF, Fielding RA. Muscle power of the ankle flexors predicts functional performance in community-dwelling older women. *J Am Geriatr Soc* 2001;49:1161-7.
- Kostka T, Rahmani A, Berthouze SE, Lacour JR, Bonnefoy M. Quadriceps muscle function in relation to habitual physical activity and VO_2max in men and women aged more than 65 years. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2000;55:B481-8.
- Bassey EJ, Fiatarone MA, O'Neill EF, Kelly M, Evans WJ, Lipsitz LA. Leg extensor power and functional performance in very old men and women. *Clin Sci (Lond)* 1992;82:321-7.
- Bean JF, Kiely DK, Herman S, et al. The relationship between leg power and physical performance in mobility-limited older people. *J Am Geriatr Soc* 2002;50:461-7.
- Foldvari M, Clark M, Laviolette LC, et al. Association of muscle power with functional status in community-dwelling elderly women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2000;55:M192-9.
- Rantanen T, Avela J. Leg extension power and walking speed in very old people living independently. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1997;52:M225-31.
- Cuoco A, Callahan DM, Sayers S, Frontera WR, Bean J, Fielding RA. Impact of muscle power and force on gait speed in disabled older men and women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2004;59:1200-6.
- Bean J, Herman S, Kiely DK, et al. Weighted stair climbing in mobility-limited older people: a pilot study. *J Am Geriatr Soc* 2002;50:663-70.
- Kostka T. Quadriceps maximal power and optimal shortening velocity in 335 men aged 23-88 years. *Eur J Appl Physiol* 2005;95:140-5.
- Lanza IR, Towse TF, Caldwell GE, Wigmore DM, Kent-Braun JA. Effects of age on human muscle torque, velocity, and power in two muscle groups. *J Appl Physiol* 2003;95:2361-9.
- De Vito G, Bernardi M, Forte R, Pulejo C, Macaluso A, Figura F. Determinants of maximal instantaneous muscle power in women aged 50-75 years. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1998;78:59-64.
- Hautier CA, Linossier MT, Belli A, Lacour JR, Arzac LM. Optimal velocity for maximal power production in non-isokinetic

- cycling is related to muscle fibre type composition. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1996;74:114-8.
15. Martin JC, Farrar RP, Wagner BM, Spirduso WW. Maximal power across the lifespan. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2000;55:M311-6.
 16. Pearson SJ, Cobbold M, Orrell RW, Harridge SD. Power output and muscle myosin heavy chain composition in young and elderly men. *Med Sci Sports Exerc* 2006;38:1601-7.
 17. Bonnefoy M, Kostka T, Arzac LM, Berthouze SE, Lacour JR. Peak anaerobic power in elderly men. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1998;77:182-8.
 18. Macaluso A, De Vito G. Comparison between young and older women in explosive power output and its determinants during a single leg-press action after optimisation of load. *Eur J Appl Physiol* 2003;90:458-63.
 19. Sayers SP, Guralnik JM, Thombs LA, Fielding RA. Effect of leg muscle contraction velocity on functional performance in older men and women. *J Am Geriatr Soc* 2005;53:467-71.
 20. Bonnefoy M, Cornu C, Normand S, et al. The effects of exercise and protein-energy supplements on body composition and muscle function in frail elderly individuals: a long-term controlled randomised study. *Br J Nutr* 2003;89:731-9.
 21. Katz S, Ford AB, Moskowitz RW, Jackson BA, Jaffe MW. Studies of illness in the aged. The index of ADL: a standardized measure of biological and psychosocial function. *JAMA* 1963;185:914-9.
 22. Lawton MP, Brody EM. Assessment of older people: self-maintaining and instrumental activities of daily living. *Gerontologist* 1969;9:179-86.
 23. Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N Engl J Med* 1988;319:1701-7.
 24. Bosco C, Belli A, Astrua M, et al. A dynamometer for evaluation of dynamic muscle work. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1995;70:379-86.
 25. Rahmani A. Evaluation of knee extensor muscles under non-isokinetic conditions in elderly subjects. *J Appl Biomech* 1998;15:337-44.
 26. Bean JF, Leveille SG, Kiely DK, Bandinelli S, Guralnik JM, Ferrucci L. A comparison of leg power and leg strength within the InCHIANTI study: which influences mobility more? *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2003;58:728-33.
 27. Petrella JK, Kim JS, Tuggle SC, Hall SR, Bamman MM. Age differences in knee extension power, contractile velocity, and fatigability. *J Appl Physiol* 2005;98:211-20.
 28. Goulart FR, Valls-Solé J. Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement. *Clin Neurophysiol* 1999;110:1634-40.
 29. Thom JM, Morse CI, Birch KM, Narici MV. Triceps surae muscle power, volume, and quality in older versus younger healthy men. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2005;60:1111-7.
 30. Schenkman M, Riley PO, Pieper C. Sit to stand from progressively lower seat heights—alterations in angular velocity. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1996;11:153-8.
 31. Sargeant AJ, Dolan P, Young A. Optimal velocity for maximal short-term (anaerobic) power output in cycling. *Int J Sports Med* 1984;5(Suppl):124-5.
 32. Gregor RJ, Edgerton VR, Perrine JJ, Campion DS, DeBus C. Torque-velocity relationships and muscle fiber composition in elite female athletes. *J Appl Physiol* 1979;47:388-92.
 33. Thorstensson A, Grimby G, Karlsson J. Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. *J Appl Physiol* 1976;40:12-6.
 34. Sipilä S, Koskinen SO, Taaffe DR, et al. Determinants of lower-body muscle power in early postmenopausal women. *J Am Geriatr Soc* 2004;52:939-44.
 35. Macaluso A, De Vito G. Muscle strength, power and adaptations to resistance training in older people. *Eur J Appl Physiol* 2004;91:450-72.
 36. Kamen G, Knight CA. Training-related adaptations in motor unit discharge rate in young and older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2004;59:1334-8.
 37. Macaluso A, Nimmo MA, Foster JE, Cockburn M, McMillan NC, De Vito G. Contractile muscle volume and agonist-antagonist coactivation account for differences in torque between young and older women. *Muscle Nerve* 2002;25:858-63.
 38. Herman S, Kiely DK, Leveille S, O'Neill E, Cyberey S, Bean JF. Upper and lower limb muscle power relationships in mobility-limited older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2005;60:476-80.
 39. Visser M, Kritchevsky SB, Goodpaster BH, et al. Leg muscle mass and composition in relation to lower extremity performance in men and women aged 70 to 79: the health, aging and body composition study. *J Am Geriatr Soc* 2002;50:897-904.
 40. Portegijs E, Sipilä S, Alen M, et al. Leg extension power asymmetry and mobility limitation in healthy older women. *Arch Phys Med Rehabil* 2005;86:1838-42.

Supplier

- a. Leg extension basic; Panatta Sport, via Madonna della Fonte 3/C, Apiro 62021, Italy.

ANNEXE : ETUDE 2

Knee extensor muscles activation in elderly people. A preliminary study

M. CLEMENCON†*, M. BONNEFOY‡ and C. HAUTIER†

†Centre de Recherche et d'Innovation sur le Sport, Université de Lyon, Université Lyon 1 Lyon, France
‡Service de Médecine Gériatrique, Centre Hospitalier Lyon Sud, 69495 Pierre-Bénite Cedex, France

1. Introduction

Aging results in marked muscle atrophy, reduced muscle strength and power and diminished neural drive to muscle fibres (Suetta *et al.* 2006). Many studies attempt to monitor sarcopenia and to predict functional limitation by using standardised tests (chair rise, stair ascent, walk, isometric force and force–velocity test). Whatever the test, muscle activation is considered to be maximal in agonist muscles. But to the knowledge of the authors, the influence of the task on muscle recruitment is still missing in elderly people. Therefore, the aim of this study was to analyse electromyographic (EMG) activity of Vastus Lateralis (VL) and Rectus Femoris (RF) muscles in different standardised tests.

2. Materials and methods

Ten patients (age, 80.2 ± 6 years; height, 1.60 ± 0.07 m; weight, 62.3 ± 21.4 kg) participated in this study. All volunteers were recruited during a hospital stay. The ethical permission was approved by the local ethical committee. Subjects performed isometric maximal voluntary contraction (IMVC), knee extension force–velocity test (P_{max}), 6-m walking, stair ascent, chair rise and sit. EMG activity was recorded continuously (FlexComp Infiniti™, Montreal, Quebec, Canada) from two muscles of the right lower limb RF and VL. The surface electrodes were aligned parallel to the muscle fibres over the belly of the muscle. Then EMG signals were electronically root mean squared (rmsEMG) with a 25 ms moving rectangular window (Biograph infinity™, Montreal, Quebec, Canada). In parallel to the recording of the EMG signals, the angular

positions of the knee joint were measured using a goniometer.

3. Results and discussion

Results show that recruitment of RF (figure 1) and VL (figure 2) were maximal during powerful knee extension and significantly different from walking task and chair sit. Moreover, RF activation during knee extension was significantly superior to muscle activity during stair ascent. VL activation during dynamic knee extension was significantly superior to muscle activity during IMVC. Present results demonstrate that muscle activation was not maximal during walking task and chair sit. This tends to indicate that chair sit, IMVC and 6-m walk tests were not appropriate to evaluate maximal muscular capacities in frail elderly people. Also, IMVC was not the best relevant test to normalise EMG signal in this population. Present results show that muscle recruitment was significantly lower during eccentric and isometric actions (chair sit and IMVC) compared to concentric ones (P_{max} , chair rise and stair ascent). This was in line with most of the results observed in young people (McHugh *et al.* 2002).

4. Conclusion

These results pointed out that force–velocity test, chair rise and stair climbing are the most appropriate tests to evaluate maximal knee extensor muscles capacities in elderly people. In addition, present study demonstrates that maximal capacities measured during isometric contraction may be under evaluated in elderly people.

*Corresponding author. Email: michel.clemencon@univ-lyon1.fr

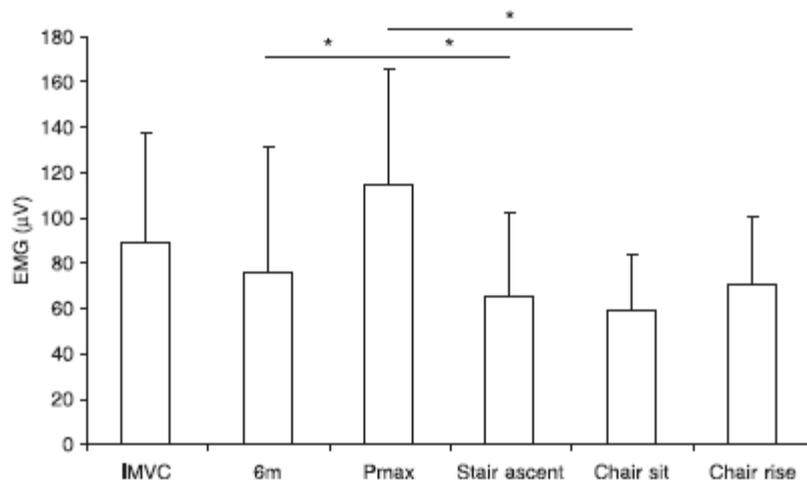


Figure 1. Mean rmsEMG of RF * $p < 0.05$.

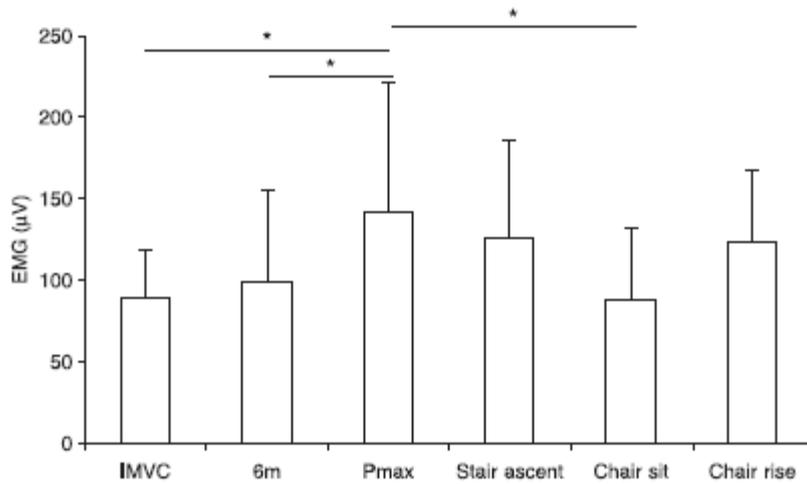


Figure 2. Mean rmsEMG of VL * $p < 0.05$.

References

- M.P. McHugh, T.F. Tyler, S.C. Greenberg and G.W. Gleim, "Differences in activation patterns eccentric and concentric quadriceps contractions", *J. Sports Sci.*, 20, pp. 83–91, 2002.
- C. Suetta, P. Aagaard, S.P. Magnusson, L.L. Andersen, S. Sipilä, A. Rosted, A.K. Jakobsen, B. Duss and M. Kjaer, "Muscle size, neural activation and rapid force characteristics in elderly men and women—effects of unilateral long-term disuse due to hip-osteoarthritis", *J. Appl. Physiol.*, 102(3), pp. 942–948, 2006.

VALORISATION

PUBLICATIONS

Revues indexées

Acceptée

Morel B, **Clémentçon M**, Rota S, Millet GY, Bishop DJ, Brosseau O, Rouffet DM, Hautier CA. Contraction velocity influences the magnitude and etiology of neuromuscular fatigue during repeated maximal contractions. *Scan J Med Sci Sports* (in press). IF=3,174

Soumise

Morel B, Rouffet DM, Saboul D, Rota S, **Clémentçon M**, Hautier CA. Peak torque and rate of torque development influence on repeated maximal exercise performance: contractile and neural contributions. *PlosOne* (Révision majeure). IF=3,534

Participations à des ouvrages collectifs

Martin R, **Clémentçon M**. Physiologie cardiorespiratoire du mouvement. EMC – Kinésithérapie – Médecine physique-Réadaptation 2014;0(0):1-9 [Article 26-007-C-20].

Clémentçon M, Belli A, Hautier CA – Paramètres mécaniques de la fatigue en sprint. Roger, A. (Ed.). 2006. Regards croisés sur l'athlétisme. Éd. AFRAPS.

COMMUNICATIONS

Orales

Morel B, Rota S, **Clémentçon M**, Brosseau O, Otouhol E, Hautier CA. Apparition de fatigue neuromusculaire lors de la répétition d'efforts maximaux : influence de la vitesse de contraction. 18ème journée scientifique de l'EDISS, 2013, Villeurbanne

Clémentçon M, Hautier CA, Rahmani A, Cornu C, Bonnefoy M. Influence of maximal power determinants on elderly women physical performance. ECSS, 2006, Lausanne

Clémentçon M, Hautier CA, Rahmani A, Cornu C, Bonnefoy M Influence des déterminants de la puissance maximale sur la performance physique chez des femmes âgées. XIII° Journées Francophones en Activité Physique Adaptée, 2006, Villeurbanne

Clémentçon M, Belli A, Hautier CA – Paramètres mécaniques de la fatigue en sprint. Rencontres de l'athlétisme - Regards croisés sur l'athlétisme, 2006, Villeurbanne

Affichées

Morel B., Rota S, **Clémentçon M**, Brosseau O, Hautier CA. Efforts répétés et fatigue neuromusculaire : influence de la vitesse de contraction. 15ème congrès international de l'ACAPS, Grenoble, 2013

Clémentçon M, Bonnefoy M, Hautier CA. Knee extensor muscles activation in elderly people. A preliminary study. XXXIIème Congrès Annuel de la SOCIÉTÉ DE BIOMÉCANIQUE, 2007, Lyon.