



HAL
open science

Le “ levers de chaise enchaînés d’une minute ” : puissance, force, évolution

Nicolas Mathieu

► **To cite this version:**

Nicolas Mathieu. Le “ levers de chaise enchaînés d’une minute ” : puissance, force, évolution. Sociologie. 2012. dumas-00938837

HAL Id: dumas-00938837

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-00938837v1>

Submitted on 29 Jan 2014

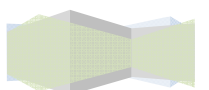
HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

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.

Le « levers de chaise enchaînés d'une minute »

Puissance – Force - Evolution

Nicolas Mathieu
Directeur de travail : Prof. Vincent Nougier



RESUME

Introduction

Se déplacer de la position assise à la position debout est essentiel pour une mobilité verticale et une vie indépendante. Ce mouvement exige un contrôle moteur ainsi qu'une stabilité dynamique optimale. Si l'action de se lever est diminuée ou perturbée, des limitations fonctionnelles significatives peuvent être engendrées. Certains auteurs ont exploré les tests qui pourraient être pertinents pour évaluer la locomotion et le potentiel d'équilibre inhérents à ce mouvement. Le test du « levers de chaise enchaînés d'une minute » permet d'évaluer la force musculaire des membres inférieurs ainsi que l'équilibre. Les objectifs de cette étude sont d'évaluer par accélérométrie non seulement la force mais aussi la puissance musculaire moyenne et leurs évolutions lors de ce test et d'établir des normes de puissance et de force musculaire pour chaque décade d'âge auprès d'une population active.

Méthode

Nous avons réalisé une étude transversale auprès de 888 sujets âgés de 17 à 64 ans. Les sujets ont effectué des passages assis-debout à leur vitesse d'exécution maximale durant une minute. Nous avons mesuré la force et la puissance musculaires moyennes développées à l'aide de l'accéléromètre Myotest care®.

Résultats

La puissance musculaire moyenne lors du test du « levers de chaise enchaînés d'une minute » est de $21,01 \pm 8,35$ w/kg chez les hommes et de $15,38 \pm 7,81$ w/kg chez les femmes de cet échantillon. La force musculaire moyenne lors de ce test est de $16,44 \pm 2,20$ Nm/kg chez les hommes et de $14,79 \pm 2,10$ Nm/kg chez les femmes. C'est dans la troisième décade d'âge que les hommes et les femmes développent la meilleure puissance musculaire, Pour la force musculaire, c'est dans la première décade d'âge que les hommes et dans la troisième décade que les femmes développent la force musculaire la plus importante. La perte de puissance musculaire moyenne sur une minute est de $31,23 \pm 21,97$ % chez les hommes et de $35,59 \pm 24,24$ % les femmes. Pour la force musculaire, cette perte se monte en moyenne à $21,03 \pm 15,22$ % chez les hommes et à $22,52 \pm 15,16$ % chez les femmes.

Conclusion

L'ensemble des normes issues de cette étude représente un outil de mesure simple, fiable, reproductible, sans investissement conséquent pour les physiothérapeutes. Ces normes permettent d'évaluer le niveau de force et de puissance musculaire des membres inférieurs.

Mots-clés : test du « levers de chaise enchaînés d'une minute » - normes de puissance et de force musculaire - population active

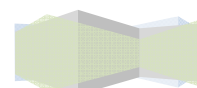
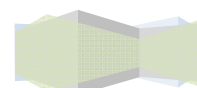
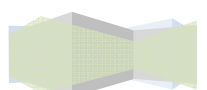


Table des matières

| | |
|---|----|
| 1. Introduction | 5 |
| 1.1 Contexte fonctionnel | 5 |
| 1.2 Contexte de rééducation | 5 |
| 1.3 Conceptualisation | 6 |
| 1.3.1 Les paramètres de la condition physique | 6 |
| 1.3.2 Le test du «levers de chaise enchaînés» | 8 |
| 1.3.2.1 Morbidité et mortalité | 9 |
| 1.3.2.2 Test du «levers de chaise enchaînés» comme indicateurs..... | 9 |
| 1.3.3 Paramètres d'exécution | 10 |
| 1.3.4 Variantes du test du «levers de chaise enchaînés»..... | 11 |
| 1.3.5 Validité interne du test du «levers de chaise enchaînés» | 12 |
| 1.4 L'instrument de mesure Myotest care [®] | 14 |
| 1.5 Objectifs de cette étude | 16 |
| 2. Méthode..... | 16 |
| 2.1 Design de l'étude | 16 |
| 2.2 Population / Intervention / Outcomes..... | 16 |
| 2.2.1 Population | 16 |
| 2.2.2 Intervention..... | 17 |
| 2.2.3 Indicateurs observés (outcomes) | 18 |
| 2.4 Recueil des données | 18 |
| 2.5 Traitement statistique des données | 19 |
| 3. Résultats..... | 21 |
| 3.1 Analyse descriptive de la population | 21 |
| 3.3 Moyenne des puissances et des forces musculaires des hommes et par décade d'âge | 22 |
| 3.4 Moyenne des puissances et des forces musculaires des femmes par décade d'âge | 23 |
| 3.5 Moyenne de puissance et de force musculaire (5 premières, 5 dernières et perte de puissance) . | 24 |
| 3.6 Moyenne de perte de puissance et de force musculaires en % par décade d'âge..... | 25 |
| 3.7 Effet de l'âge, de l'indice de masse corporelle et du genre sur la puissance et la force musculaire | 26 |



| | |
|--|----|
| 4. Discussion | 27 |
| 4.1 Moyennes de puissance et de force musculaires | 27 |
| 4.2 Moyennes des puissances et forces musculaires par décade et par sexe | 28 |
| 4.3 Perte de qualité de puissance et de force musculaire | 30 |
| 4.4 Limites de cette étude | 33 |
| 4.4.1 La chaise utilisée | 33 |
| 4.4.2 Biais de performance (Fatigue ou stimulation musculaire)..... | 33 |
| 4.4.3 Les paramètres observés..... | 34 |
| 4.4.4 Le test du «levers de chaise enchaînés» | 34 |
| 4.5 Futures recherches | 35 |
| 5. Conclusion | 36 |
| 6. Références..... | 37 |
| 7. Annexes..... | 43 |



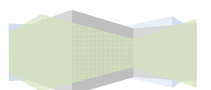
1. Introduction

1.1 Contexte fonctionnel

La fonction motrice est définie comme la performance sensori-motrice d'un individu qui inclut les activités de la vie quotidienne (AVQ) fondamentales et complexes (Lee, Simmonds, Novy, & Jones, 2001). Par exemple, se déplacer de la position assise à la position debout est essentiel pour une mobilité verticale et une vie indépendante. Ce mouvement exige un contrôle moteur ainsi qu'une stabilité dynamique optimale. Il est effectué plusieurs fois par jour quel que soit le contexte professionnel, sportif, récréatif ou tout simplement à domicile. Si l'action de se lever est diminuée ou perturbée, des limitations fonctionnelles significatives peuvent être engendrées : impossibilité de marcher, se promener, d'exercer une activité professionnelle ou de loisirs, perte d'indépendance) (Scarborough et al. 2007; Ikeda et al. 1991).

1.2 Contexte de rééducation

Certains rééducateurs (physiatres, physiothérapeutes,...) se sont intéressés aux répercussions de ces limitations. Ils ont exploré quels tests simples seraient les plus pertinents pour évaluer le potentiel fonctionnel et d'équilibre inhérents à cette action et qui pourraient également être des marqueurs ou indicateurs de la santé actuelle et/ou future de la population. L'objectif de cette exploration est de posséder des outils de mesure efficaces pour identifier la population à risque pouvant bénéficier d'interventions ciblées (tonification, entraînement sensori-moteur, mobilisation,...) afin d'améliorer leur aptitude à accomplir les activités quotidiennes ou d'évaluer la réponse à un traitement quel qu'il soit.



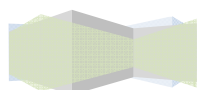
1.3 Conceptualisation

1.3.1 Les paramètres de la condition physique

Lors de toute prise en charge physiothérapeutique pour laquelle l'objectif du praticien est l'amélioration de certains facteurs de la condition physique comme la force musculaire, la puissance musculaire, la coordination inter- ou intra-musculaire, la mobilité articulaire ou encore la vitesse d'exécution d'un mouvement, le praticien se doit de mesurer l'évolution de l'état du patient afin d'adapter sa palette thérapeutique et son intervention. Ces mesures font partie intégrante du raisonnement clinique (Higgs & Jones, 2000) et de la prise de décisions qui en découle (Gedda, 2001).

Parmi les paramètres de la condition physique cités précédemment, la puissance musculaire représente un des paramètres les plus importants. Elle dépend de la force maximale volontaire et de la vitesse du mouvement exécuté. Elle est définie comme étant le produit de la force musculaire par la vitesse lors d'un mouvement ; le taux de variation d'énergie cinétique constitue aussi une production de puissance musculaire. Un corps peut également acquérir ou libérer de l'énergie non seulement par sa vitesse, mais aussi par sa position en rapport à la surface de la terre (Nadeau, 1985).

La force et la puissance musculaire sont dépendantes entre autres de la masse musculaire et de la répartition des fibres musculaires. Au niveau histologique, les muscles squelettiques sont constitués de fibres dites de type I et de type II en rapport avec la myosine, une des protéines qui joue un rôle important dans la contraction musculaire volontaire. Les fibres musculaires de type I sont appelées aussi par les physiologistes les isoformes de chaînes lourdes de myosine à vitesse de contraction lente ou appelées selon une nomenclature ancienne : fibres lentes ; elles possèdent un temps de réaction et de contraction longs. Leur métabolisme est principalement

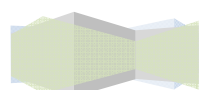


aérobique. Ces fibres permettent une meilleure résistance à l'effort de longue durée et sont sollicitées lors de situations de force-endurance ou d'endurance musculaire (Costill & Wilmore, 2006).

Les fibres musculaires de type II subdivisées en type IIa/IIb/IIc sont appelées isoformes de chaînes lourdes de myosine à vitesse de contraction rapide ou selon l'ancienne nomenclature : fibres rapides ; elles ont un temps de réaction bref et une vitesse de contraction rapide. Leur métabolisme est principalement anaérobique. Elles sont sollicitées lors de situations de vitesse et de détente accélérée (force explosive / force-vitesse) (Costill & Wilmore, 2006).

Les données histologiques à partir de biopsies musculaires révèlent une diminution de l'ordre de 50% du nombre total de fibres entre la deuxième (20-29ans) et la huitième décennie (80-89 ans). En avançant en âge, la surface occupée par les fibres musculaires de type II diminue de 20 à 50% contre une baisse de 1 à 25% pour celles de type I (Cudennec, 2005).

La force et la puissance musculaire des membres inférieurs sont directement en lien avec les limitations fonctionnelles des articulations des membres inférieurs, de la ceinture pelvienne et du tronc (Bean et al. 2009). Pour le praticien, certains tests sont très pertinents pour évaluer l'état actuel du patient ou de l'utilisateur et son évolution mais souvent dépendants d'infrastructures évaluatives informatisées importantes et coûteuses (Cybex, Biodex, Kintrex,...). Leur acquisition n'est pas aisée pour des physiothérapeutes en pratique indépendante ou pour de petites institutions de physiothérapie. Dès lors, la possibilité d'effectuer des tests fiables sans investissement conséquent devient primordiale pour mieux cibler et mesurer la prise en charge des patients ou des usagers.

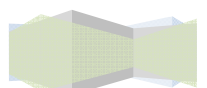


1.3.2 Le test du «levers de chaise enchaînés»

Csuka et Mc Carty (1985) furent les premiers auteurs à décrire le test du «levers de chaise enchaînés» (« sit-to-stand test », « chair-rising test », « multiple sit-to-stand test ») et son utilisation précise pour évaluer la force musculaire des membres inférieurs. Ces auteurs ont mis sur pied ce test faisant référence à la cinèse effectuée lorsqu'une personne passe de la position assise à la position debout au cours de laquelle la musculature des membres inférieurs, des fessiers, du tronc et de la ceinture scapulo-humérale est mise à contribution sans oublier toutes les capacités sensori-motrices et d'équilibre (Kuh et al. 2006). Ce test simple évalue en priorité la force musculaire des muscles extenseurs du genou en mode de contraction concentrique lors de la phase « assis-debout » ou en mode de contraction excentrique lors de la phase « debout-assis ». Ses résultats ont une bonne corrélation avec d'autres tests similaires évaluant cette capacité pour des groupes d'hommes et de femmes d'âges différents (Csuka et McCarty, 1985). Pour Kotake et al. (1993), le «levers de chaise enchaînés» durant 30 secondes ou une minute, sans utilisation des bras requiert 78 % de la force musculaire de l'appareil extenseur du genou, le potentiel restant étant assuré entre autres par les extenseurs de la hanche et du rachis lombaire.



Jones et al. (1999) ont démontré que ce test était valide et fiable pour mesurer la force musculaire des membres inférieurs. S'il a été communément utilisé pour mesurer cette qualité, il a aussi été utilisé pour mesurer le potentiel d'équilibre (Lord et al. 2002). En effet, au moment du lever, le corps est placé de manière dynamique en position instable avec le centre de masse postérieur à la surface de sustentation, ce qui exige de la part du sujet testé la maîtrise de cet équilibre instable (Kralj, Jaeger, & Munih, 1990).



1.3.2.1 Morbidité et mortalité

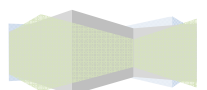
Le test du «levers de chaise enchaînés» a été, entre autres, utilisé pour évaluer les patients présentant des atteintes chroniques rhumatismales (Newcomer, Krug, & Mahowald, 1993), des pathologies rénales (Bohannon et al. 1995), des myosites inflammatoires idiopathiques (Agarwal & Kiely, 2006), ou encore des patients ayant subi un accident vasculaire cérébral (AVC)(Cheng et al. 1998).

Par ailleurs, ce test a été utilisé comme instrument de mesure lors d'études interventionnelles récentes pour évaluer la mobilité post-opératoire précoce à la suite d'une prothèse totale de hanche (Dobie et al. 2012), pour évaluer la force des extenseurs de l'articulation du genou chez des patients hospitalisés et ambulatoires suivant un programme de réhabilitation (Schurr et al. 2012), pour évaluer les effets de l'entraînement sur la Wii-fit® (console de jeu permettant de détecter des mouvements simples ou complexes et de les afficher sur un écran) chez des patients atteints de la maladie de Parkinson (Esculier et al. 2012).

Cooper et al. (2010), dans une revue systématique et à partir d'une méta-analyse affirment que ce test du «levers de chaise enchaînés» combiné avec la force de préhension, la vitesse de marche et l'équilibre en position debout est une mesure objective des capacités physiques prédictives de toute cause de mortalité dans la communauté des seniors. Ils poursuivent en précisant que ces tests combinés sont des instruments de mesure très performants pour identifier la population senior présentant un haut risque de décès (Cooper, Kuh, & Hardy, 2010).

1.3.2.2 Test du «levers de chaise enchaînés» comme indicateurs

On le constate, le test du «levers de chaise enchaînés» a été utilisé à différentes fins : indicateur de contrôle postural (Whitney et al. 2005), de risque de chutes, de force



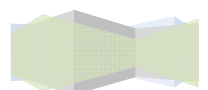
musculaire des membres inférieurs (Butler et al. 2009), de qualité proprioceptive (Osthega et al. 2000) et de mesure d'handicap (Rantanen et al. 2001). De plus, Rittweger et al. (2004) précisent que ce test a démontré qu'il pouvait être prédictif de futurs développements de handicaps moteurs.

Dans la pratique physiothérapeutique, le test du «levers de chaise enchaînés» est simple d'application et donne, par la mesure de la force musculaire concentrique et excentrique des extenseurs et des fléchisseurs des genoux et des hanches, des indications sur le profil physique du patient ainsi que sur certaines limitations fonctionnelles des membres inférieurs et de la ceinture pelvienne.

1.3.3 Paramètres d'exécution

Janssen et al. (2002) ont défini les trois paramètres qui déterminent l'exécution optimale du test du «levers de chaise enchaînés» : les paramètres liés à la chaise, ceux liés à la personne et ceux liés à la stratégie adoptée :

- les paramètres en lien **avec la chaise** : la hauteur de la chaise, accoudoirs ou non, chaise spéciale, avec dossier ou non,
- les paramètres en lien **avec la personne** : l'âge, le handicap (AVC, arthrose, lombalgies,...), la force musculaire, le potentiel d'équilibre, le port ou non des chaussures, etc.,
- les paramètres en lien avec **la stratégie adoptée ou l'environnement** : la vitesse d'exécution, la position des pieds, la position du tronc, l'utilisation des accoudoirs, une contrainte terminale (mouvement additionnel), l'utilisation de la force centrifuge des bras, le choix du lieu (lieu éclairé ou sombre), la position des genoux, le degré d'entraînement, etc.



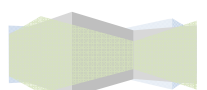
1.3.4 Variantes du test du «levers de chaise enchaînés»

Il existe différentes façons d'exécuter ce test : soit on chronomètre le temps effectué pour un nombre de levers de chaise déterminé ou on comptabilise le nombre de levers de chaise pendant un temps déterminé. Les variantes suivantes ont été décrites dans la littérature :

- Le temps effectué lors de 5 levers de chaise enchaînés («*five times Sit-to-Stand test* »-FTSST)(Lord et al. 2002) : capacité cotée sur une échelle ordinale (Der Schweizerischen Vereinigung gegen die Osteoporose (SVGO, 2010)

| Cotation FTSST (SVGO 2010) | | | | |
|----------------------------|------------|------------------|------------------|-------------|
| 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| incapable | >16.7 sec. | 16.6 – 13.7 sec. | 13.6 – 11.2 sec. | < 11.1 sec. |

- Le temps effectué pour 10 levers de chaise enchaînés ou le «*timed-stands-Test* » (Newcomer et al. 1993). Dans ce test, la norme est de 27 ± 1.2 secondes (Cilento et al. 2005)
- Le nombre de levers pendant 30 secondes. Lors de ce test, la norme inférieur est de 8 passages assis-debout (Agarwal & Kiely, 2006).
- Le nombre de levers pendant 1 minute (Viel, 2004). Lors de ce test, la norme inférieur est de 11 passages assis-debout (Harding et al. 1994)



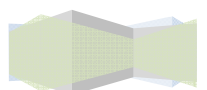
1.3.5 Validité interne du test du «levers de chaise enchaînés»

1.3.5.1 Sensibilité et spécificité

En statistique et en épidémiologie, la sensibilité d'un test est sa capacité de livrer un résultat positif lorsque l'indicateur observé est présent, dans le test du lever de chaise, il s'agit du manque de force et d'équilibre. Elle s'oppose à la spécificité, qui est la capacité d'un test ou d'un examen de livrer un résultat négatif lorsque l'indicateur observé n'est pas présent. Pour le test du « 5 levers de chaise enchaînés » (FTSST : « *five times Sit-to-Stand test* »), Whitney et al. (2005) ont jugé un score optimal de 13 secondes comme la meilleure combinaison de la sensibilité (66 %) et de la spécificité (67 %) pour l'indicateur « Equilibre ». Ces auteurs confirment qu'il peut être utilisé par les praticiens pour fixer des objectifs lors d'un programme individuel de réhabilitation.

1.3.5.2 Sensibilité au changement

La sensibilité au changement d'un instrument est sa capacité à détecter avec précision la présence de changements cliniques (Kirshner & Guyatt, 1985; Martel et al. (2009). Différentes méthodes sont appliquées pour son calcul. On l'évalue communément par le calcul de l'aire sous la courbe ROC « Receiver Operating Characteristic », graphique exprimant la capacité d'un test à distinguer les personnes où l'indicateur observé (changement) est présent des personnes où l'indicateur observé est absent. La précision du test de sensibilité au changement est égale à 1 ou 100% si le test est parfait pour identifier le changement. Avec une valeur de 0,5 ou 50 %, le test qui devrait identifier le changement est sans valeur (Perneger, 2008). Andersson et al. (2010), lors d'une étude effectuée auprès de patients lombalgiques chroniques, mentionnent que le test du « levers de chaise enchaînés » démontre une sensibilité au changement meilleure (score =0.75) par rapport à d'autres tests de mesure de performance au but similaire (cf. tableau ci-dessous).

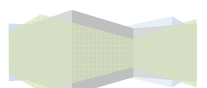


| Sensibilité au changement | |
|---|--------------------------|
| Nom du test | Aire sous la courbe ROC* |
| <i>«5 levers de chaise enchaînés» (Csuka et Mc Carty , 1985)</i> | 0.75 |
| <i>Montée d'escaliers 1 min.(Teh & Aziz, 2000)</i> | 0.72 |
| <i>Marche 15 mètres (Lee et al. 2001)</i> | 0.64 |
| <i>Marche 5 minutes (Butland, Pang, Gross, Woodcock, & Geddes, 1982)</i> | 0.60 |
| <i>Inclinaison antérieure en charge (Duncan, Weiner, Chandler, & Studenski, 1990)</i> | 0.60 |
| <i>Evaluation du lever inertial progressif (P.I.L.E.)(Mayer, Gatchel, & Mooney, 1990)</i> | 0.59 |

Tableau selon Andersson et al. 2010 de la sensibilité au changement du test du «5 levers de chaise enchaînés » *ROC = Receiver Operating Characteristic / Unité = pourcentage de l'aire sous la courbe

Par rapport à la sensibilité au changement de ce test, Bohannon et al.(1995) soulignent qu'ils ont analysé 10 articles sur ce thème mais qu'aucun ne donnait d'informations sur le test statistique du changement minimum détectable. Ils concluent en confirmant que le test du «levers de chaise enchaînés» dans sa version « five times sit-to-stand » est une mesure objective de la qualité musculaire des membres inférieurs, qu'il est fiable sur une période de quelques jours à quelques mois. Dans une étude plus récente, Bohannon (2011) précise que la combinaison de son aspect pratique et de sa fiabilité le rend très utile lorsqu'une mesure fonctionnelle est désirée sans autre mesure ciblée et plus complète.

Les variantes du test de «levers de chaise enchaînés» démontrent d'excellentes valeurs psychométriques, mais elles ne mettent pas en valeur la puissance musculaire pendant les premiers levers et la perte de puissance lors de levers enchaînés et répétés. Il s'agit



pourtant d'une capacité très importante dans les activités quotidiennes (Hanson et al. 2009).

De plus, dans les recommandations des tests de qualité musculaire de l'ACSM (American College of Sport Medicine), nous ne retrouvons pas de test pertinent pour mesurer la puissance musculaire lors d'un mouvement intense et répété qui correspondrait à la puissance-endurance.

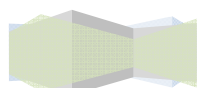
1.4 L'instrument de mesure Myotest care®

Lors du test de «levers de chaise enchaînés», on mesure communément le temps effectué pour réaliser 5 ou 10 levers de chaises enchaînés à l'aide d'un chronomètre. Lors du test de «levers de chaise enchaînés» de 30 secondes ou d'une minute, c'est le nombre de répétitions de la phase assis-debout qui est compté.



Le développement de technologies nouvelles de mesure telles que les accéléromètres portatifs nous permettent d'effectuer des mesures plus précises pour évaluer la qualité de puissance et de force musculaires. Un ingénieur suisse, M. P. Flaction a développé pour les sportifs professionnels de haut niveau un appareil de mesure valide et fiable (cf. ci-après) appelé Myotest® pour mesurer, entre autres, ces qualités musculaires.

Le Myotest® est un dynamomètre inertiel basé sur l'accélérométrie qui permet la mesure des qualités musculaires telles que la force musculaire concentrique et excentrique, la vitesse d'exécution d'un geste, la hauteur d'un saut, le temps de vol et la puissance musculaire. Des études définissent l'instrument comme valide, fiable et sensible jusqu'à 70% de la force musculaire maximale mesurée par la qualité de la force développée lors d'une seule et unique répétition maximale correspondant à 100 % de la

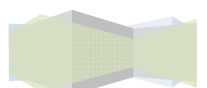


capacité momentanée de force musculaire : les physiologistes la définissent comme étant la force à 1RM (une répétition maximale) (Baechle, Earle, & Wathen, 2000). Ces études de validité et fiabilité soulignent que, lorsque le mouvement est lent et la charge élevée, la validité est moins bonne (Jidovtseff, Crielaard, Cauchy, & Croisier, 2008). D'autres auteurs ont confirmé la fiabilité de cet instrument de mesure pour le calcul de la force et de la puissance musculaire (Crewther et al. 2011; Casartelli et al. 2010; Comstock et al. 2011).

Le capteur contenu dans le Myotest[®] enregistre l'accélération (variation de la vitesse dans le temps) à laquelle l'appareil est soumis lors d'une activité. L'utilisateur doit enregistrer le poids de corps ou de la charge déplacée lors de l'exercice contre la gravité effectué par le sujet testé (ici le passage assis-debout), afin que le Myotest[®] puisse calculer automatiquement la force musculaire développée en Newtons (Nm) (masse x accélération). L'intégrale de l'accélération permet ensuite de calculer la vitesse en cm par seconde [cm/s], tandis que la puissance en Watt [w] est le produit de la force musculaire par la vitesse du segment mobilisé.

| | | |
|-------------------------------------|-----------|---------------------------------|
| La force développée en Newton (N), | Force | : $\mathbf{F (N) = ma}$ |
| La vitesse en cm par seconde (cm/s) | Vitesse | : $\int \mathbf{a = V (m/s)}$ |
| La puissance en Watt (W) | Puissance | : $\mathbf{P (W) = F \times V}$ |

Lors de sauts, cet appareil permet également les mesures du temps de vol, du temps de contact au sol et la hauteur de saut : indicateurs non observés dans cette étude.



1.5 Objectifs de cette étude

Les objectifs principaux de cette étude sont :

1. d'évaluer la puissance et la force musculaire moyenne et leur évolution lors du test du « levers de chaise enchaînés d'une minute »
2. d'établir des normes de puissance et de force musculaire pour ce test pour chaque décade d'âge de 17 à 64 ans auprès d'une population active

L'objectif secondaire est d'évaluer l'influence de l'âge, du sexe et de l'indice de masse corporelle des participants sur les paramètres observés.

2. Méthode

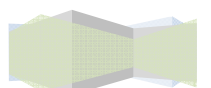
2.1 Design de l'étude

Le design de cette étude est une étude transversale effectuée au sein d'une grande entreprise commerciale en Suisse Romande (partie francophone de la Suisse). Auparavant, nous avons effectué une étude-pilote sur une population de 33 personnes pour vérifier la fiabilité de mesure de l'instrument Myotest[®] pour le test du « levers de chaise enchaînés d'une minute ».

2.2 Population / Intervention / Outcomes

2.2.1 Population

Il s'agit d'un échantillon de convenance où tous les participants sont des volontaires. Notre population se compose de 888 employés travaillant dans le commerce de détails et regroupant 17 métiers différents allant des manutentionnaires aux chauffeurs, de la caissière aux techniciens de surface, des responsables administratifs aux magasiniers, des vendeuses aux personnels administratifs, etc. 292 participants présentant des algies

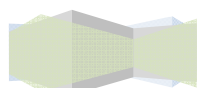


de l'appareil locomoteur ont été exclus de l'étude. Tous les participants ont signé un formulaire de consentement éclairé.

2.2.2 Intervention

2.2.2.1 Le test du «levers de chaise enchaînés d'une minute»

Afin de mesurer les indicateurs à observer, le poids du participant a été au préalable enregistré dans l'appareil de mesure Myotest[®]. Le sujet est assis et tient l'appareil de mesure avec les deux mains en appui contre le sternum afin d'avoir une trajectoire de l'accéléromètre la plus verticale possible (photo). Cette position des bras supprime toute aide des membres supérieurs dans l'action de se lever. Selon les études de fiabilité, le Myotest[®] est plus fiable si la vitesse d'exécution du geste est rapide. Pour éviter une accumulation de lactates importante qui pourrait modifier le comportement musculaire optimal, l'appareil émettait un bip sonore après une seconde d'immobilité en position assise. Ce bip sonore indiquait au participant qu'il pouvait effectuer une nouvelle répétition de la phase assis-debout. Dès lors, la consigne donnée à l'utilisateur a été la suivante: « à chaque bip sonore émis par le Myotest, levez-vous de la chaise le plus vite et le plus puissamment possible, de manière répétée, pendant une minute ». Ce «levers de chaise enchaînés d'une minute» s'est effectué avec une chaise d'une hauteur non-modifiable de 46 cm. Comme la consigne était d'effectuer le lever le plus puissamment possible, les participants ayant une force et une puissance musculaire importante décollaient les pieds du sol, ce qui engendrait un saut. Pour les autres, les pieds restaient en contact avec le sol. De plus, les participants développant des symptômes tels que fatigue et douleurs pouvaient arrêter le test à tout moment.



Afin de récolter la qualité de force et de puissance musculaire et la perte de ces qualités durant ce test d'une durée d'une minute, les sujets devaient au moins effectuer 10 levers de chaise consécutifs afin de comparer les données des 5 premiers levers avec les données des 5 derniers levers de chaise. Les sujets n'ayant pas atteint ce nombre ont été exclus de cette étude.

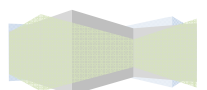
2.2.3 Indicateurs observés (outcomes)

Lors d'un entretien avec le concepteur de l'accéléromètre (M. P. Flaction), celui-ci nous a confirmé que, malgré les études de fiabilité et de validité du Myotest[®] (Casartelli et al. 2010; Comstock et al. 2011) la puissance musculaire est dépendante des paramètres de force musculaire et de vitesse du mouvement exécuté et que, si une erreur de mesure intervenait dans ces deux derniers paramètres, elle serait amplifiée par rapport à l'équation de calcul de puissance musculaire. C'est pourquoi, nous avons décidé d'inclure dans les résultats de cette étude les données de force musculaire qui démontraient des écarts-types de moindres importances.

Lors du test, la puissance et la force musculaires ainsi que la vitesse d'exécution ont été mesurées selon le procédé décrit précédemment. De cette manière, le logiciel de l'appareil a pu définir la force moyenne en Newtons-mètres (Nm) par kilos de poids des sujets ainsi que la puissance moyenne en Watts (W) par kilos de poids des sujets. Pour la puissance-endurance et la force-endurance, la moyenne des 5 premiers levers a été enregistrée et comparée avec la moyenne des 5 derniers levers de chaise afin d'établir le pourcentage de perte de force et de puissance musculaire pendant une minute.

2.4 Recueil des données

Nous avons recueilli, par questionnaire, les données descriptives démographiques et anthropométriques suivantes: l'âge, le poids, la profession, le type d'activité sportive



pratiquée, la fréquence d'activité physique sur une échelle catégorique à 5 niveaux ainsi que les douleurs éventuelles (colonne cervicale, rachis, membres supérieurs, membres inférieurs,...). Avec l'appareil Myotest[®], nous avons récolté les données de force, et de puissance musculaire et les avons stockées dans le logiciel Excel[®].

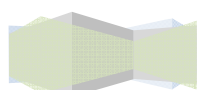
2.5 Traitement statistique des données

Toutes les données récoltées et stockées dans un premier temps sur le logiciel Excel[®] ont ensuite été analysées avec le logiciel de traitement statistique PASW(SPSS) v18. Sur 888 participants, nous en avons exclu 292 parce qu'ils présentaient des algies de l'appareil locomoteur. Les données ont été codées par rapport à l'âge par décade (17 à 19 ans / 20 à 29 ans / 30 à 39 ans / 40 à 49 ans / 50 à 59 ans / 60 à 64 ans), par rapport au sexe (homme/femme), à la profession, à la fréquence d'activité physique (échelle catégorique à 5 niveaux).

Un contrôle visuel de la distribution par histogrammes et de la normalité de la courbe par le test de Kolmogorov-Smirnov a été effectué. Selon le « théorème central limite », lorsque l'échantillon dépasse 100 personnes, nous pouvons minimiser l'examen de la normalité de la distribution car « plus grand sera l'échantillon, meilleure sera la distribution de la courbe » (De Moivre & La Place, 1812).

Pour établir les normes de force et puissance musculaire par rapport à l'âge selon les décades, nous avons, dans une première étape, calculé la moyenne, l'écart-type et l'indice de confiance à 95 %, pour chaque sous-groupe en respectant le sexe du participant.

Enfin pour établir la perte de puissance et de force musculaire, nous avons calculé la moyenne des 5 premières exécutions et nous les avons comparées avec la moyenne des

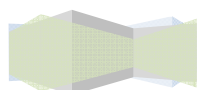


5 dernières exécutions afin d'établir le pourcentage de cette perte. L'équation de calcul était la suivante:

$$\frac{\bar{x} \text{ des 5 premières rép.} - \bar{x} \text{ des 5 dernières rép.}}{\bar{x} \text{ des 5 premières rép.}} \times 100$$

Avec les données à disposition, nous avons aussi calculé la taille de l'effet des variables « âge », « indice de masse corporelle » et « sexe » sur la puissance et la force musculaire. Nous avons calculé l'indice éta-carré (η^2) qui permet d'apprécier l'importance de l'effet de la variable indépendante (puissance, force musculaire) sur la variable dépendante. Les balises de Cohen (1988), pour ce test, sont les suivantes :

| | |
|------------------------|-------------------------|
| Autour de 0.01 | effet de petite taille |
| Autour de 0.06 | effet de taille moyenne |
| Autour de 0.14 et plus | effet de grande taille |



3. Résultats

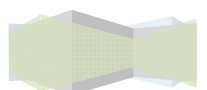
3.1 Analyse descriptive de la population

Finalement, 596 personnes ont été inclus dans cette étude (282 hommes (47.31 %) / 314 (52.68 %) femmes). 10 hommes et 14 femmes (24 sujets) forment le groupe de la première décade d'âge (17 à 19 ans), 61 hommes et 70 femmes (131 sujets) pour la deuxième décade d'âge (20-29 ans), 61 hommes et 83 femmes (144 sujets) pour la troisième décade d'âge (30-39 ans), 78 hommes et 78 femmes (156 sujets) pour la quatrième décade d'âge (40-49 ans), 63 hommes et 59 femmes (122 sujets) pour la cinquième décade d'âge (50-59 ans), 9 hommes et 10 femmes (19 sujets) pour la sixième décade d'âge (60-64 ans) (Annexe 1). Les valeurs d'indice de masse corporelle (IMC) pour les hommes de $25,2 \pm 3,9 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2}$ et pour les femmes de $24,4 \pm 4,6 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2}$ constituent des repères communément admis par l'organisation mondiale de la santé pour un indice de masse corporelle normal pour cet échantillon (Annexe 2).

Les données des résultats ont été obtenues en calculant les moyennes et l'écart-type de la puissance et de la force musculaire. Les données de perte de puissance et de force musculaire ont été calculées selon l'équation décrite précédemment. Le test de Kolmogorov-Smirnov a été effectué pour le contrôle de la normalité de la distribution. Elle a été acceptée si $P > 0.05$ (Annexe 3).

3.2 Moyenne de puissance (w/kg) et de force (Nm/kg)

La puissance musculaire moyenne lors du test du «leviers de chaise enchaînés d'une minute» est de $21,01 \pm 8,35 \text{ w/kg}$ (IC 95 % [20,13–21,88]) chez les hommes et de $15,38 \pm 7,81 \text{ w/kg}$ (IC 95 % [14,71–16,05]) chez les femmes.



La force musculaire moyenne lors de ce test est de $16,44 \pm 2,20$ Nm/kg (IC 95 % [16,20-16,67]) chez les hommes et de $14,79 \pm 2,10$ Nm/kg (IC 95 % [14,61-14,97]) chez les femmes.

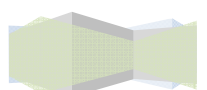
| | Hommes (n=282) | | Femmes (n=314) | |
|------------------|------------------------------------|----------------------|------------------------------------|----------------------|
| | Moyenne | IC 95 % | Moyenne | IC 95 % |
| Puissance | $21,01 \pm 8,35$ | [20,13-21,88] | $15,38 \pm 7,81$ | [14,71-16,05] |
| Force | $16,44 \pm 2,20$ | [16,20-16,67] | $14,79 \pm 2,10$ | [14,61-14,97] |

Tableau 1 : Moyenne de puissance (w/kg) et de force (Nm/kg) Entre parenthèses = écart-type et l'indice de confiance à 95 %].

3.3 Moyenne des puissances et des forces musculaires des hommes et par décade d'âge

Par rapport à la moyenne des puissances musculaires chez les hommes, ce sont les participants de la troisième décade (30-39 ans) qui développent la meilleure puissance $32,83 \pm 11,20$ w/kg (IC 95 % [29,96-35,70]).

Par rapport à la moyenne des forces musculaires, ce sont les participants de la première décade (17-19 ans) qui développent la meilleure force $24,74 \pm 3,08$ Nm/kg (IC 95 % [22,53-26,94]).

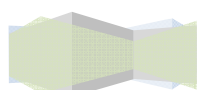


| Hommes (n=282) | | | | | |
|----------------|------|---------------------|---------------|-------------------|---------------|
| âge | nbre | Puissance – moyenne | IC 95 % | Force-moyenne | IC 95 % |
| 17-19 | 10 | 31,44±10,27 | [24,09-36,79] | 24,74±3,08 | [22,53-26,94] |
| 20-29 | 61 | 32,19±10,10 | [29,61-34,78] | 24,31±2,74 | [23,61-25,01] |
| 30-39 | 61 | 32,83±11,20 | [29,96-35,70] | 24,03±2,97 | [23,27-24,79] |
| 40-49 | 77 | 31,58±12,52 | [28,74-34,42] | 23,77±3,50 | [22,97-24,57] |
| 50-59 | 62 | 25,56±10,23 | [22,96-28,16] | 22,10±2,97 | [21,34-22,85] |
| 60-69 | 9 | 21,79±8,55 | [15,21-28,36] | 21,29±2,50 | [19,36-23,21] |

Tableau 2 : Moyenne des puissances(w/kg)s et des forces musculaires (Nm/kg) des hommes et par décade/ **en rouge** les meilleures valeurs / **en bleu** les valeurs les plus faibles

3.4 Moyenne des puissances et des forces musculaires des femmes par décade d'âge

Les femmes de la troisième décade développent en moyenne les meilleures qualités musculaires : pour la puissance musculaire, elles développent 24,31±9,05 w/kg (IC 95 % [22,34-26,29]) et pour la force musculaire 22,18±2,94 Nm/kg (IC 95 % [21,54-22,82]).



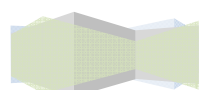
| âge | Femmes (n=314) | | | | |
|-------|----------------|-------------------|---------------|-------------------|---------------|
| | nbre | Puissance-moyenne | IC 95 % | Force-moyenne | IC 95 % |
| 17-19 | 14 | 24,11±8,31 | [19,31-28,92] | 21,23±2,33 | [19,88-22,57] |
| 20-29 | 70 | 24,09±8,78 | [22,00-26,19] | 21,77±2,50 | [21,17-22,37] |
| 30-39 | 83 | 24,31±9,05 | [22,34-26,29] | 22,18±2,94 | [21,54-22,82] |
| 40-49 | 77 | 20,01±10,71 | [17,58-22,44] | 20,48±3,17 | [19,76-21,20] |
| 50-59 | 57 | 20,55±14,63 | [16,67-24,44] | 19,63±2,92 | [18,85-20,41] |
| 60-69 | 10 | 14,01±7,19 | [8,86-19,15] | 18,66±2,63 | [16,79-20,56] |

Tableau 3 : Moyenne des puissances (w/kg) et des forces (Nm/kg) musculaires des femmes et par décade/ **en rouge** les meilleures valeurs / **en bleu** les valeurs les plus faibles

3.5 Moyenne de puissance et de force musculaire (5 premières, 5 dernières et perte de puissance)

La puissance musculaire moyenne des 5 premières répétitions du test du « levers de chaise enchaînés d'une minute » est de 21,60±8,29 w/kg chez les hommes et de 16,02 ±7,91 w/kg chez les femmes. La puissance musculaire moyenne des 5 dernières répétitions est de 17,48±8,17 w/kg chez les hommes et de 12,30±7,17 w/kg chez les femmes. La perte de puissance musculaire est en moyenne de 31,23±21,97 % chez les hommes et de 35,59±24,24 % chez les femmes.

La force musculaire moyenne des 5 premières répétitions est de 16,66±2,16 Nm/kg chez les hommes et de 15,00±1,96 Nm/kg chez les femmes. La force musculaire moyenne des 5 dernières répétitions est de 13,74±3,32 Nm/kg chez les hommes et de 12,09±3,09



Nm/kg chez les femmes. La perte de force musculaire est en moyenne de $21,03 \pm 15,22$ % chez les hommes et de $22,52 \pm 15,16$ % chez les femmes.

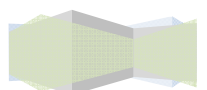
| | Puiss. 5p | Puiss. 5d | Perte Puiss. | Force 5p | Force 5d | Perte Force |
|-----------------|--------------------|--------------------|---------------------|--------------------|--------------------|---------------------|
| H(n=282) | $21,60 \pm 8,29^a$ | $17,48 \pm 8,17^a$ | $31,23 \pm 21,97^c$ | $16,66 \pm 2,16^b$ | $13,74 \pm 3,32^b$ | $21,03 \pm 15,22^c$ |
| F(n=314) | $16,02 \pm 7,91^a$ | $12,30 \pm 7,17^a$ | $35,59 \pm 24,24^c$ | $15,00 \pm 1,96^b$ | $12,09 \pm 3,09^b$ | $22,52 \pm 15,16^c$ |

Tableau 4 : H = Hommes / F = Femmes / Puiss. 5p = Puissance 5 premières répétitions / Puiss. 5 d = Puissance 5 dernières répétitions / Force 5 p = Force 5 premières répétitions / Force 5 d = Force 5 dernières répétitions / Puissance (^a w/kg) / force musculaire (^b Nm/kg) / ^c pourcentage de perte

3.6 Moyenne de perte de puissance et de force musculaires en % par décade d'âge

Les hommes de la cinquième décade (50-59 ans) subissent en moyenne la plus grande perte de puissance musculaire : $34,71 \pm 24,23$ % (IC 95 % [28,56–40,86]); les femmes de la quatrième décade (40-49 ans) perdent $41,01 \pm 31,98$ % (IC 95 % [33,75-48,27]) de puissance musculaire, Ce sont les hommes ($27,77 \pm 18,88$ % - IC 95 % [22,93–32,61]) et les femmes ($29,73 \pm 18,03$ % - IC 95 % [25,80-33,67]) de la troisième décade qui perdent le moins de puissance musculaire.

Les hommes de la deuxième décade (20-29 ans) démontrent en moyenne la plus grande perte de force musculaire : $22,79 \pm 13,58$ % (IC 95 % [19,31–26,27]); les femmes de la première décade (17-19 ans) ont la plus grande perte de force musculaire : $26,93 \pm 14,01$ % (IC 95 % [18,83-35,02]). Ce sont les hommes de la sixième décade ($14,78 \pm 14,35$ % - IC 95 % [3,75-25,81]) et les femmes de la troisième décade ($19,72 \pm 14,04$ % - IC 95 % [16,66-22,79]) qui perdent le moins de force musculaire.

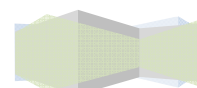


| | Hommes (n=282) | | Femmes(n=314) | |
|-------|---|---|---|---|
| âge | Puissance | Force | Puissance | Force |
| 17-19 | 29,00(±20,35) IC 95 % [14,44 - 43,56] | 18,90(±15,11) IC 95 % [8,09 - 29,71] | 35,50(±14,39) IC 95 % [27,19-43,81] | 26,93(±14,01) IC 95 % [18,83-35,02] |
| 20-29 | 32,33(±21,92) IC 95 % [26,72 - 37,94] | 22,79(±13,58) IC 95 % [19,31 - 26,27] | 31,73(±17,55) IC 95 % [27,54-35,91] | 21,73(±14,11) IC 95 % [18,36-25,09] |
| 30-39 | 27,77(±18,88) IC 95 % [22,93 - 32,61] | 21,05(±15,75) IC 95 % [17,01-25,08] | 29,73(±18,03) IC 95 % [25,80-33,67] | 19,72(±14,04) IC 95 % [16,66-22,79] |
| 40-49 | 30,23(±18,39) IC 95 % [26,06 - 34,41] | 20,36(±15,59) IC 95 % [16,82 - 23,90] | 41,01(±31,98) IC 95 % [33,75-48,27] | 23,90(±16,37) IC 95 % [20,18-27,61] |
| 50-59 | 34,71(±24,23) IC 95 % [28,56 - 40,86] | 21,34(±16,12) IC 95 % [17,24-25,43] | 40,63(±26,92) IC 95 % [33,49-47,77] | 24,58(±15,69) IC 95 % [20,41-28,74] |
| 60-64 | 34,33(±15,55) IC 95 % [-1,54 - 70,21] | 14,78(±14,35) IC 95 % [3,75-25,81] | 40,90(±24,30) IC 95 % [23,52-58,28] | 22,70(±19,17) IC 95 % [08,98-36,42] |

Tableau 5: Moyenne de perte de puissance et de force musculaire en % par décade/ **en rouge** les plus grandes pertes par décade/ **en bleu** les pertes les plus faibles

3.7 Effet de l'âge, de l'indice de masse corporelle et du genre sur la puissance et la force musculaire

Pour la puissance musculaire, on remarque que les variables «âge», «sexe» et l'«indice de masse corporelle» ont un effet significatif ($P < 0.05$). La taille de l'effet associée à la variable «sexe» (.137)(cf. balises de Cohen p.18) est grande, par contre par rapport à la variable «âge» (.032), et la variable «indice de masse corporelle»(.015), elle reste faible (Annexe 8).



L'âge, le sexe et l'indice de masse corporelle ont un effet significatif ($P < 0.05$) sur la force musculaire. La taille de l'effet associé à la variable «sexe» (.171) est importante, par contre par rapport à la variable «âge» (.057) et la variable «indice de masse corporelle» (.039), elle reste faible (Annexe 8).

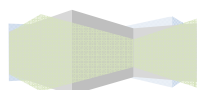
4. Discussion

Les objectifs principaux de cette étude étaient d'évaluer la puissance et la force musculaire moyenne et leur évolution lors du test du « levers de chaise enchaînés » d'une durée d'une minute et d'établir des normes de puissance et de force musculaire pour chaque décade de 17 à 64 ans auprès d'une population active.

4.1 Moyennes de puissance et de force musculaires

La puissance musculaire moyenne montre une différence entre les hommes et les femmes de 26,80 %, Chez les hommes, la puissance musculaire est de $21,01 \pm 8,35$ w/kg, chez les femmes, elle est de $15,38 \pm 7,81$ w/kg, La force musculaire moyenne est aussi plus importante de 10,1 % chez les hommes ($16,44 \pm 2,20$ Nm/kg) que chez les femmes ($14,79 \pm 2,10$ Nm/kg) (tableau 1).

Dans cet échantillon de population, les métiers à engagement physique conséquent sont surtout exercés par les hommes. La plupart des études montrent qu'au même âge, et que, quel que soit l'âge et pour une même activité, la force musculaire maximale volontaire est inférieure chez les femmes d'environ 40 % par rapport aux hommes (Weineck, 1996; Gilenstam et al. 2011). Dans une étude récente, Hannah et al. (2012) ont démontré une différence de 33 % entre les sexes pour une activité similaire et que cette différence, en fonction des spécificités de paramètres de force musculaire observés (pente de développement de la force, pic de couple, maintien du plateau de pic de couple,...) pouvait atteindre 56 %.



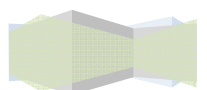
Pour certains auteurs, cette différence de qualité de puissance et force musculaire ne serait pas due à la différence de diamètre musculaire, de vascularisation ou de meilleures capacités d'utilisation des substrats énergétiques oxydatifs mais à la différence de répartition des types de fibres musculaires. Les femmes fournissent moins de puissance musculaire car elles possèdent plus de fibres musculaires de type I, fibres à vitesse contractile lente, responsables du développement de force-endurance ou endurance musculaire que de fibres musculaires de type II, fibres à vitesse contractile rapide, responsables du développement de force explosive ou maximale (Wüst et al. 2008).

4.2 Moyennes des puissances et forces musculaires par décade et par sexe

Dans la troisième décade (30 à 39 ans), les hommes développent la puissance musculaire ($32,83 \pm 11,20$ w/kg) la plus importante, Dans la sixième décade (60 à 64 ans) de cet échantillon, ils développent la puissance musculaire ($21,79 \pm 8,55$ w/kg) la plus faible (tableau 2).

Des résultats similaires se retrouvent chez les femmes. C'est aussi dans la troisième décade qu'elles développent la puissance musculaire ($24,31 \pm 9,05$ w/kg) la plus importante, Comme pour les hommes de la sixième décade, les femmes de la sixième décade développent la puissance musculaire ($14,0 \pm 7,19$ w/kg) la plus faible (tableau 3).

En ce qui concerne le paramètre de force musculaire, les hommes de la première décade (17 à 19 ans) de cet échantillon fournissent le meilleur résultat ($24,74 \pm 3,08$ Nm/kg), ceux de la sixième décade développent la force musculaire ($21,29 \pm 2,50$ Nm/kg) la plus faible.

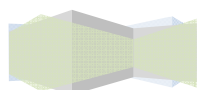


Par contre, les femmes de la troisième décennie présentent le meilleur résultat ($22,18 \pm 2,94$ Nm/kg), celles de la sixième décennie développent la force musculaire la plus faible ($16,79 \pm 20,56$ Nm/kg).

Que ce soit pour la puissance ou pour la force musculaire, l'âge joue un rôle important. La modification de la répartition des fibres musculaires de types II (fibres responsables du développement de la force maximale) et leur dégénérescence lors de l'avancée en âge sont des facteurs intrinsèques de la diminution de la force musculaire maximale volontaire (DiPietro, 2001).

De nombreuses études ont été réalisées pour analyser les effets de l'âge sur les caractéristiques du muscle: on évoque la baisse de la masse musculaire (sarcopénie), les changements biochimiques où on retrouve une augmentation des enzymes du système oxydatif et une diminution des enzymes du système glycolytique, probablement en rapport avec les modifications de répartition entre fibres musculaires de type I (substrats énergétiques oxydatifs) et de type II (substrats énergétiques glycolytiques)(Williams, Higgins, & Lewek, 2002; Vuillemin, Tessier, & Messin, 2002).

Avec l'âge, d'autres paramètres influencent le développement de la force et de la puissance musculaire : la force statique ou dynamique, la vitesse contractile du muscle et la vitesse du mouvement, mettant en évidence une croissance de la force musculaire jusqu'à 20 ans. La force maximale volontaire décroît faiblement en plateau jusqu'à 40-45 ans puis de manière progressive au-delà de 45 ans (Lang, 2011). La perte de masse musculaire avec l'âge pourrait être de 1 à 2% par an après 50 ans. Taaffe et al. (2001) établissent cette perte à environ 25 % à 30 % de la force musculaire de 20 ans à l'âge de 65 ans. Pour Cudennec (2005), le déclin de la puissance musculaire est d'environ 8,3% par décennie alors que celui de la masse musculaire n'est que d'environ 3,8%.

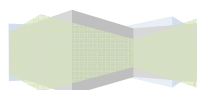


Cependant, ces études sont souvent réalisées sur des populations spécifiques et ne prennent pas en compte les variations du niveau d'activité physique qui constituent une des variables à différencier par rapport au simple facteur qu'est l'âge. Le fait d'être actif permet parfois de freiner de manière significative la diminution des performances de force et de puissance musculaires (Weineck, 1996).

Russ et al. (2012) décrivent très bien la perte de force musculaire liée à l'âge. Si auparavant, les physiologistes imputaient ce fait à la simple sarcopénie (diminution de la masse musculaire liée à l'âge), leur approche a évolué : ils parlent dorénavant de diminution de la masse et de la fonction musculaire (force, puissance, locomotion,...) liée à l'âge. Cela associe altérations histo-anatomiques et fonctionnelles. Clark et Manini (2012) proposent le terme de «dynapénie» pour décrire spécifiquement la perte de fonction musculaire liée à l'âge. Leur démonstration s'appuie sur l'argumentaire suivant: si la sarcopénie est impliquée dans la perte de fonction, ce n'est pas le seul facteur structurel en cause et ce n'est peut-être même pas le plus important. La dynapénie résulterait en particulier d'altérations neuro-sensori-motrices, notamment d'unités motrices responsables du contrôle des fibres de type II (fibres responsables du développement de la force maximale volontaire et à vitesse contractile rapide), d'altérations des propriétés contractiles du muscle (excitation, contraction, relaxation)(Cynober & Aussel, 2010) ou d'altérations de la commande centrale, de la coordination inter-musculaire, du temps de contraction (Dehail, 2008).

4.3 Perte de qualité de puissance et de force musculaire

Pour la perte de puissance et de force musculaire, l'objectif était de comparer la moyenne des qualités musculaires des 5 premières répétitions effectuées lors du test avec la moyenne des qualités des 5 dernières répétitions. Pour cet échantillon, la perte de

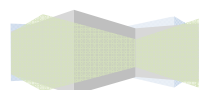


qualité de puissance (+13,96 %) et de force musculaire (+7,08%) est plus importante chez les femmes que chez les hommes (tableau 4).

Chez les hommes, la perte de puissance musculaire est plus importante dans la cinquième décade (50 – 59 ans) ($34,71 \pm 24,23$ %), alors que chez les femmes, c'est dans la quatrième décade (40 – 49 ans) qu'elles démontrent une perte plus importante de puissance ($41,01 \pm 31,98$ %). La perte de qualité de force musculaire est plus importante dans la deuxième décade (20-29 ans) chez les hommes ($22,79 \pm 13,78$ %), Les femmes dans la première décade (17-19 ans) perdent le plus de qualité de force musculaire ($26,93 \pm 14,01$ %). Par contre, les femmes de la deuxième et troisième décade perdent moins de force musculaire que les hommes (tableau 5).

De manière générale, cette perte de qualité de puissance et de force musculaire est similaire à l'étude Dalton et al. (2012). Les participants de leur étude perdent environ 35 % pour les plus âgés et 23 % pour les plus jeunes de leur qualité de puissance musculaire. Cette perte fait référence à la puissance-endurance et force-endurance musculaire et à l'effort musculaire de longue durée. La longue durée pour un geste explosif enchaîné est considérée dès 30 secondes de par les substrats énergétiques (Adénosine triphosphate, Phosphocréatine) utilisés et leurs épuisements.

Une des premières raisons de cette perte de puissance et de force musculaires est liée à la fatigue musculaire due entre autres à deux mécanismes différents : une insuffisance des substrats énergétiques cités ci-dessus et une altération du couplage excitation-contraction (Dalton et al. 2012). Pour Wüst et al. (2008), les diminutions de puissance et de force musculaires enregistrées lors de ce type d'effort sont associées à une accumulation d'acide lactique élevée dans le sang qui entraîne des perturbations internes et contribuent à l'apparition de la fatigue musculaire par un effet direct sur le

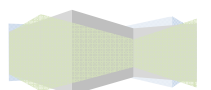


mécanisme contractile ou indirect sur le processus de production d'énergie. Afin de diminuer cet effet, lors du test, une pause d'immobilité d'au moins une seconde entre chaque lever de chaise était observée et guidée par le bip sonore émis par le Myotest[®].

Avec l'avancée en âge, la fatigue musculaire peut être aussi due aux modifications du fonctionnement des mitochondries, véritable « centrales énergétiques de la cellule musculaire » (Butler-Browne & Bigard, 2006).

Par rapport à la différence entre les décades, nous avons évoqué précédemment la différence de répartition des fibres musculaires de type I (fibres à vocation de force-endurance ou endurance musculaire) et des fibres musculaires de type II (fibres à vocation de force-maximale) en fonction de l'âge. Nous retrouvons dans ces résultats de perte de puissance et de force musculaire le même argumentaire. Les personnes avançant en âge ont plus de facultés à effectuer des efforts de force-endurance que de force-maximale. Les résultats de la première décade (perte de force de $26,93 \pm 14,01$ %) chez les femmes ainsi que ceux de la deuxième décade chez les hommes ($22,79 \pm 13,58$ %) suggèrent que leur système musculaire est plus riche en fibres musculaires de type II (fibres responsables de la force-maximale volontaire) mais pauvres en fibres de type I responsables d'exécution de contraction musculaire sur une longue durée pouvant résister à la fatigue. Par contre, cette répartition peut varier et dépendre aussi de l'activité physique habituelle, quel que soit l'âge à laquelle le participant la pratique (Butler et al., 2009).

Par rapport au fait que les femmes de la deuxième et troisième décade perdent moins de force musculaire que les hommes et qu'elles démontrent moins de fatigabilité que les hommes: plusieurs études ont reporté que les plus grandes activités enzymatiques glycolytiques (Jaworowski et al. 2002) et les plus faibles capacités oxydatives chez les hommes comparées aux femmes expliqueraient en partie la proportion plus faible de



fibres de type I (résistant à la fatigue, fibres lentes) chez les hommes (Roepstorff et al. 2006). Cette différence de répartition de fibres « endurantes » pourrait expliquer que les femmes sont meilleures dans les décades intermédiaires. Mais Wüst et al. (2008) remettent en doute ces affirmations. Ils démontrent dans leur étude que cette différence de fatigabilité entre les sexes serait due à une plus faible capacité de régénération des substrats énergétiques aérobiques chez les hommes que chez les femmes ou/et à une plus grande utilisation des substrats énergétiques chez les hommes que chez les femmes.

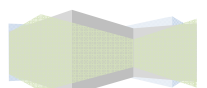
4.4 Limites de cette étude

4.4.1 La chaise utilisée

Par rapport à l'exécution du test du «levers de chaise enchaînés», nous avons pris le parti, afin d'alléger la procédure du test, par soucis temporels, de ne pas utiliser une chaise à assise réglable et ainsi ne pas tenir compte de la hauteur des membres inférieurs. Nous étions conscients que les participants de petite taille étaient désavantagés par rapport à cet aspect. Certains auteurs conseillent d'utiliser des chaises à assise réglable en hauteur afin de normaliser les conditions biomécaniques du «levers de chaise enchaînés» pour les sujets testés. Ils proposent de régler la hauteur de l'assise à 80% de la distance du sol à l'interligne articulaire interne ou externe du genou, jambe tendue en position vertical (Rogan et al. 2012; Schenkman et al. 1996).

4.4.2 Biais de performance (Fatigue ou stimulation musculaire)

Dans l'intervention générale, les participants ont effectué 7 différents tests de force et d'équilibre. Pour cette étude, nous avons décidé d'analyser seulement le test du «levers de chaise enchaînés d'une minute». Dans la planification des 7 tests effectués chez les participants, ce test intervenait en 3^{ème} position. Le potentiel de puissance et de force musculaire développé a pu être influencé soit par un effet de fatigue chez les sujets peu



ou pas entraînés, soit par un effet de « stimulation et recrutement de fibres » chez les sujets bien entraînés (Costill & Wilmore, 2006).

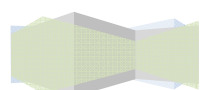
4.4.3 Les paramètres observés

Lors de l'exploration des mesures, les données de la puissance musculaire montrent des écarts-types très importants. C'est pourquoi, nous avons décidé d'inclure dans les résultats de cette étude les données de force musculaire qui démontrent des écarts-types de moindre importance.

De plus, bien que nous ayons récolté les données concernant l'activité physique, catégorisées par une échelle à 5 niveaux, nous ne les avons pas utilisées dans la présente étude. Il aurait été intéressant d'effectuer une corrélation entre ces données et les qualités de force et de puissance musculaire fournies lors du test par les participants. L'activité physique, quel que soit l'âge à laquelle on l'exerce, maintient ou augmente la puissance et la force musculaire (Roepstorff et al. 2006).

4.4.4 Le test du «levers de chaise enchaînés»

Le test du «levers de chaise enchaînés» a été défini par Csuka et McCarty (1985) comme prédicteur de la force musculaire des membres inférieurs et plus précisément de la force musculaire des extenseurs du genou. Or, certains auteurs (Netz et al. 2004) remettent en cause la capacité de ce test à prédire la force musculaire des extenseurs du genou, le groupe musculaire le plus important pour se lever d'une chaise et exercer des activités quotidiennes. Selon ceux-ci, il prédirait plus la force-endurance de toute la chaîne des membres inférieurs plutôt que la force maximale des extenseurs du genou. Néanmoins, Hardy et al. (2010) précisent que ce test ne doit pas être purement considéré comme prédicteur de faiblesse musculaire du membre inférieur mais aussi comme prédicteur d'autres déficits comme un manque d'équilibre (Hardy et al. 2010). Ce test



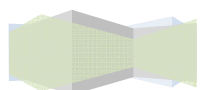
est, malgré tout, souvent utilisé comme instrument de mesure de la capacité musculaire des membres inférieurs dans des études interventionnelles récentes (Dobie et al. 2012; Schurr et al. 2012; Rogan et al. 2012; Esculier et al. 2012).

4.5 Futures recherches

Il serait souhaitable d'effectuer la validité conceptuelle de la mesure par accéléromètre du test du « levers de chaise enchaînés d'une minute ». Par cette validité, il s'agit de vérifier si le test utilisant l'accélérométrie évalue bien la qualité de puissance et de force musculaire des membres inférieurs. Pour ce faire, nous souhaitons réaliser une étude, dans laquelle, nous allons corrélérer le test du « levers de chaise enchaînés d'une minute » mesuré par accéléromètre avec d'autres tests à but similaire : le temps effectué lors du "5 levers de chaise enchaînés" et le temps effectué lors du test de montée d'escalier "stair-climbing-test". Dans cette étude, nous aurions pu corrélérer nos résultats avec les normes du nombre d'assis-debout effectué établies par Harding et al. (2004) mais comme nous avons pris le parti de "freiner" la fréquence des levers assis-debout par une attente d'une seconde d'immobilité entre les levers, nous n'avons pu le faire.

Avec les données à disposition, nous pourrions aussi comparer les deux groupes de participants : groupe souffrant de douleurs de l'appareil locomoteur - groupe ne souffrant d'aucune douleur afin d'évaluer l'influence du paramètre « douleur » sur le développement des qualités de puissance et de force musculaires.

Enfin, puisque l'activité physique joue un rôle prépondérant, nous pourrions effectuer une corrélation entre la fréquence de celle-ci et le développement de puissance et de force musculaire.

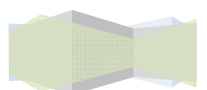


5. Conclusion

Cette étude a permis de définir auprès d'une population active les différentes valeurs de puissance et force musculaire ainsi que leur évolution lors du test du « levers de chaise enchaînés d'une minute ». Ces mesures effectuées par accéléromètre ont permis de constater que, dans cet échantillon, les hommes développent plus de puissance et de force musculaire que les femmes. Les hommes et les femmes de la troisième décade obtiennent les meilleurs résultats pour la puissance musculaire. Par rapport à la mesure de la force musculaire, les hommes de la première décade et les femmes de la troisième décade détiennent les résultats les plus performants. La perte de qualité de puissance musculaire autant chez les hommes que chez les femmes est la plus faible dans la troisième décade. La perte de qualité de force musculaire est la plus faible dans la sixième décade chez les hommes et dans la troisième décade chez les femmes. Parmi les variables « âge », « sexe », « indice de masse corporelle », c'est la variable « sexe » qui démontre la taille de l'effet le plus important.

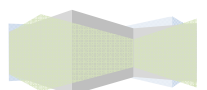
La fatigue musculaire, la répartition des fibres musculaires de type I et de type II, et l'utilisation différenciée des substrats énergétiques par rapport au genre expliqueraient d'une part la perte de qualité musculaire lors d'un effort musculaire prolongé et d'autre part la différence entre les décades par rapport à ce paramètre observé.

De futures études devraient effectuer la validité conceptuelle de la mesure par accéléromètre des performances effectuées lors du test du « levers de chaise enchaînés d'une minute ». Si cette validité conceptuelle est confirmée, l'ensemble des normes issues de cette étude représenterait un outil de mesure simple, fiable, reproductible, sans investissement conséquent pour les physiothérapeutes.



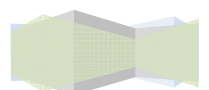
6. Références

- Agarwal, S., & Kiely, P. D. W. (2006). Two simple, reliable and valid tests of proximal muscle function, and their application to the management of idiopathic inflammatory myositis. *Rheumatology*, 45(7), 874-879. doi:10.1093/rheumatology/kei017
- Andersson, E. I., Lin, C. C., & Smeets, R. J. E. M. (2010). Performance tests in people with chronic low back pain: responsiveness and minimal clinically important change. *Spine*, 35(26), E1559-1563. doi:10.1097/BRS.0b013e3181cea12e
- Baechle, T., Earle, R., & Wathen, D. (2000). Essentials of Strength Training and Conditioning, (2), 395-425.
- Bean, J. F., Kiely, D. K., LaRose, S., O'Neill, E., Goldstein, R., & Frontera, W. R. (2009). Increased Velocity Exercise Specific to Task Training Versus the National Institute on Aging's Strength Training Program: Changes in Limb Power and Mobility. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 64A(9), 983-991. doi:10.1093/gerona/glp056
- Bohannon, R. W., Smith, J., Hull, D., Palmeri, D., & Barnhard, R. (1995). Deficits in lower extremity muscle and gait performance among renal transplant candidates. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76(6), 547-551.
- Bohannon, Richard W. (2011). Test-retest reliability of the five-repetition sit-to-stand test: a systematic review of the literature involving adults. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*, 25(11), 3205-3207. doi:10.1519/JSC.0b013e318234e59f
- Butland, R. J., Pang, J., Gross, E. R., Woodcock, A. A., & Geddes, D. M. (1982). Two-, six-, and 12-minute walking tests in respiratory disease. *British Medical Journal (Clinical research ed.)*, 284(6329), 1607-1608.
- Butler, A. A., Menant, J. C., Tiedemann, A. C., & Lord, S. R. (2009). Age and gender differences in seven tests of functional mobility. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 6, 31. doi:10.1186/1743-0003-6-31
- Butler-Browne, G., & Bigard, A.-X. (2006). Caractéristiques du vieillissement musculaire et effets préventifs de l'exercice régulier. *Science & sports*, 21(4), 184-193.
- Casartelli, N., Müller, R., & Maffiuletti, N. A. (2010). Validity and reliability of the Myotest accelerometric system for the assessment of vertical jump height. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*, 24(11), 3186-3193. doi:10.1519/JSC.0b013e3181d8595c
- Cheng, P. T., Liaw, M. Y., Wong, M. K., Tang, F. T., Lee, M. Y., & Lin, P. S. (1998). The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79(9), 1043-1046.
- Cilento, M. de B. R., Da Nobrega, A. C. L., & Araujos, A. (2005). Evaluation of



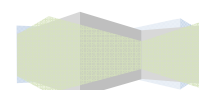
the efficacy of training protocols for the sit-to-stand activity in elderly women
Fisioter. Bras;6(6):412-418.

- Clark, B. C., & Manini, T. M. (2012). What is dynapenia? *Nutrition (Burbank, Los Angeles County, Calif.)*, 28(5), 495-503. doi:10.1016/j.nut.2011.12.002
- Comstock, B. A., Solomon-Hill, G., Flanagan, S. D., Earp, J. E., Luk, H.-Y., Dobbins, K. A., Dunn-Lewis, C., et al. (2011). Validity of the Myotest® in measuring force and power production in the squat and bench press. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*, 25(8), 2293-2297. doi:10.1519/JSC.0b013e318200b78c
- Cooper, R., Kuh, D., & Hardy, R. (2010). Objectively measured physical capability levels and mortality: systematic review and meta-analysis. *BMJ (Clinical Research Ed.)*, 341, c4467.
- Costill, D. L., & Wilmore, J. H. (2006). *Physiologie du sport et de l'exercice: Adaptations physiologiques à l'exercice physique*. De Boeck Supérieur, p.227-232.
- Crewther, B. T., Kilduff, L. P., Cunningham, D. J., Cook, C., Owen, N., & Yang, G.-Z. (2011). Validating two systems for estimating force and power. *International Journal of Sports Medicine*, 32(4), 254-258. doi:10.1055/s-0030-1270487
- Csuka, M., & McCarty, D. J. (1985). Simple method for measurement of lower extremity muscle strength. *The American Journal of Medicine*, 78(1), 77-81.
- Cudennec, T.. (2005). Mécanismes, conséquences et prise en charge de la sarcopénie. *Aging data base*. Hôpital Sainte Périne, Paris, Mf 35.
- Cynober, L., & Aussel, C. (2010). Dynapénie versus sarcopénie. *Nutrition clinique et Métabolisme*, 24(issue 1), 4.
- 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. *Experimental Gerontology*, 47(1), 85-92. doi:10.1016/j.exger.2011.10.010
- Der Schweizerischen Vereinigung gegen die Osteoporose(SVGO). (2010). *Empfehlungen 2010 (Osteoporose - Prävention-Diagnostik-Behandlung)* (p. 16).
- DiPietro, L. (2001). Physical activity in aging: changes in patterns and their relationship to health and function. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 56 Spec No 2, 13-22.
- Dobie, I., Bennett, D., Spence, D. J., Murray, J. M., & Beverland, D. E. (2012). Periarticular Local Anesthesia does not Improve Pain or Mobility after THA. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, DOI 10.1007/s11999-012-2241-7.
- Esculier, J.-F., Vaudrin, J., Bériault, P., Gagnon, K., & Tremblay, L. E. (2012). Home-based balance training programme using Wii Fit with balance board for Parkinson's disease: A pilot study. *Journal of Rehabilitation Medicine: Official Journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine*.



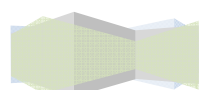
doi:10.2340/16501977-0922

- Gedda, M. (2001). *Décision kinésithérapique*. Editions Masson, p.57.
- Gilenstam, K. M., Thorsen, K., & Henriksson-Larsén, K. B. (2011). Physiological correlates of skating performance in women's and men's ice hockey. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*, 25(8), 2133-2142. doi:10.1519/JSC.0b013e3181ecd072
- Hannah, R., Minshull, C., Buckthorpe, M. W., & Folland, J. P. (2012). Explosive neuromuscular performance of males versus females. *Experimental Physiology*. (5) 618-629 doi:10.1113/expphysiol.2011.063420,
- Hanson, E. D., Srivatsan, S. R., Agrawal, S., Menon, K. S., Delmonico, M. J., Wang, M. Q., & Hurley, B. F. (2009). Effects of strength training on physical function: influence of power, strength and body composition. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 23(9), 2627-2637. doi:10.1519/JSC.0b013e3181b2297b
- Harding, V. R., Williams, A. C., Richardson, P. H., Nicholas, M. K., Jackson, J. L., Richardson, I. H., & Pither, C. E. (1994). The development of a battery of measures for assessing physical functioning of chronic pain patients. *Pain*, 58(3), 367-375.
- Hardy, R., Cooper, R., Shah, I., Harridge, S., Guralnik, J., & Kuh, D. (2010). Is chair rise performance a useful measure of leg power? *Aging Clinical and Experimental Research*, 22(5-6), 412-418.
- Higgs, J., & Jones, M. A. (2000). *Learning reasoning in physiotherapy programmes in Clinical reasoning in health professions 2nd ed.* Oxford : Butterworth Heinemann. 198-204.
- Ikeda, E. R., Schenkman, M. L., Riley, P. O., & Hodge, W. A. (1991). Influence of Age on Dynamics of Rising from a Chair. *Physical Therapy*, 71(6), 473-481.
- Jaworowski, A., Porter, M. M., Holmbäck, A. M., Downham, D., & Lexell, J. (2002). Enzyme activities in the tibialis anterior muscle of young moderately active men and women: relationship with body composition, muscle cross-sectional area and fibre type composition. *Acta Physiologica Scandinavica*, 176(3), 215-225.
- Jidovtseff, Crielaard, J. M., Cauchy, S., & Croisier, J. L. (2008). Validité et reproductibilité d'un dynamomètre inertiel basé sur l'accélérométrie. *Science Sports*, 23(2), 94-97. doi:10.1016/j.scispo.2007.12.012
- 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. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 70(2), 113-119.
- Kirshner, B., & Guyatt, G. (1985). A methodological framework for assessing health indices. *Journal of Chronic Diseases*, 38(1), 27-36.
- Kotake, T., Dohi, N., Kajiwars, T., Sumi, N., Koyama, Y., & Miura, T. (1993).



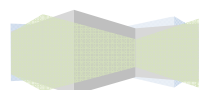
An analysis of sit-to-stand movements. *Arch Phys Med Rehabil.*, (74), 1095-1099.

- Kralj, A., Jaeger, R. J., & Muni, M. (1990). Analysis of standing up and sitting down in humans: definitions and normative data presentation. *Journal of Biomechanics*, 23(11), 1123-1138.
- Kuh, D., Hardy, R., Butterworth, S., Okell, L., Richards, M., Wadsworth, M., Cooper, C., et al. (2006). Developmental Origins of Midlife Physical Performance: Evidence from a British Birth Cohort. *American Journal of Epidemiology*, 164(2), 110 -121. doi:10.1093/aje/kwj193
- Lang, T. F. (2011). The Bone-Muscle Relationship in Men and Women. *Journal of Osteoporosis*, (Volume 2011, Article ID 702735, 4 pages doi:10.4061/2011/702735).
- Lee, C. E., Simmonds, M. J., Novy, D. M., & Jones, S. (2001). Self-reports and clinician-measured physical function among patients with low back pain: A comparison. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(2), 227-231. doi:10.1053/apmr.2001.18214
- 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. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 57(8), M539-543.
- Martel, J., Dugas, C., Lafond, D., & Descarreaux, M. (2009). Validation de la version française du Questionnaire de Bournemouth. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 53(2), 111-120.
- Nadeau, M. (1985). L'évaluation de la puissance mécanique. *Revue québécoise de l'activité physique*, (3), 45-55.
- 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(3), 121-126. doi:10.1159/000076769
- Newcomer, K. L., Krug, H. E., & Mahowald, M. L. (1993). Validity and reliability of the timed-stands test for patients with rheumatoid arthritis and other chronic diseases. *The Journal of Rheumatology*, 20(1), 21-27.
- Ostchega, Y., Harris, T. B., Hirsch, R., Parsons, V. L., Kingdon, 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. *Journal of the American Geriatrics Society*, 48(9), 1136-1141.
- Perneger, T. (2008). Hôpital Universitaire de Genève, C.A.S. en recherche clinique orientée patients, cours biostatistiques, Aire sous la courbe.
- Rantanen, T., Guralnik, J. M., Ferrucci, L., Penninx, B. W., Leveille, S., Sipilä, S., & Fried, L. P. (2001). Cointeractions as predictors of severe walking disability in older women. *Journal of the American Geriatrics Society*, 49(1),



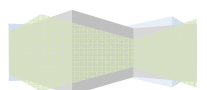
21-27.

- Rittweger, J., Schiessl, H., Felsenberg, D., & Runge, M. (2004). Reproducibility of the jumping mechanography as a test of mechanical power output in physically competent adult and elderly subjects. *Journal of the American Geriatrics Society*, 52(1), 128-131.
- Roepstorff, C., Donsmark, M., Thiele, M., Vistisen, B., Stewart, G., Vissing, K., Schjerling, P., et al. (2006). Sex Differences in Hormone-Sensitive Lipase Expression, Activity, and Phosphorylation in Skeletal Muscle at Rest and During Exercise. *American Journal of Physiology - Endocrinology And Metabolism*, 291(5), E1106-E1114. doi:10.1152/ajpendo.00097.2006
- Rogan, S., Hilfiker, R., Schmid, S., & Radlinger, L. (2012). Stochastic resonance whole-body vibration training for chair rising performance on untrained elderly: A pilot study. *Archives of Gerontology and Geriatrics*. doi:10.1016/j.archger.2012.02.011
- Russ, D. W., Gregg-Cornell, K., Conaway, M. J., & Clark, B. C. (2012). Evolving concepts on the age-related changes in « muscle quality ». *Journal of Cachexia, Sarcopenia and Muscle*. doi:10.1007/s13539-011-0054-2
- Scarborough, D. M., McGibbon, C. A., & Krebs, D. E. (2007). Chair rise strategies in older adults with functional limitations. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 44(1), 33. doi:10.1682/JRRD.2005.08.0134
- Schenkman, M., Hughes, M. A., Samsa, G., & Studenski, S. (1996). The relative importance of strength and balance in chair rise by functionally impaired older individuals. *Journal of the American Geriatrics Society*, 44(12), 1441-1446.
- Schurr, K., Sherrington, C., Wallbank, G., Pamphlett, P., & Olivetti, L. (2012). The minimum sit-to-stand height test: reliability, responsiveness and relationship to leg muscle strength. *Clinical Rehabilitation*. doi:10.1177/0269215511427323
- Taaffe, D. R., Cauley, J. A., Danielson, M., Nevitt, M. C., Lang, T. F., Bauer, D. C., & Harris, T. B. (2001). Race and sex effects on the association between muscle strength, soft tissue, and bone mineral density in healthy elders: the Health, Aging, and Body Composition Study. *Journal of Bone and Mineral Research: 16(7)*, 1343-1352. doi:10.1359/jbmr.2001.16.7.1343
- Vavrek, D., Haas, M., & Peterson, D. (2010). Physical examination and self-reported pain outcomes from a randomized trial on chronic cervicogenic headache. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 33(5), 338-348. doi:10.1016/j.jmpt.2010.05.004
- Viel, E. (2004). Mesurer et non accompagner. *Kinésithérapie, les annales*, no 32-33(Août-septembre), p. 15-36.
- Vuillemin, A., Tessier, A., & Messin, L. (2002). Rôle prédictif de l'activité physique sur la force musculaire du sujet âgé. *Bulletin de l'Académie Lorraine des Sciences*, p. 41.
- Weineck, J. (1996). *Manuel d'entraînement*. collection sport et enseignement



(Vigot., Vol. 4ème édition) p. 279-286.

- Whitney, S. L., Wrisley, D. M., Marchetti, G. F., Gee, M. A., Redfern, M. S., & Furman, J. M. (2005). Clinical measurement of sit-to-stand performance in people with balance disorders: validity of data for the Five-Times-Sit-to-Stand Test. *Physical Therapy*, 85(10), 1034-1045.
- Williams, G. N., Higgins, M. J., & Lewek, M. D. (2002). Aging Skeletal Muscle: Physiologic Changes and the Effects of Training. *Physical Therapy*, 82(1), 62-68.
- Wüst, R. C. I., Morse, C. I., De Haan, A., Jones, D. A., & Degens, H. (2008). Sex Differences in Contractile Properties and Fatigue Resistance of Human Skeletal Muscle. *Experimental Physiology*, 93(7), 843-850. doi:10.1113/expphysiol.2007.041764



7. Annexes

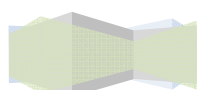
Annexe 1

Données anthropométriques

| | | |
|--|-----------------------|---------------------------------------|
| 888 participants (353 hommes / 522 Femmes / 13 données manquantes) | | |
| Taille | 168.39 (± 9.27) | |
| Poids | 71.33 (± 14.72) | |
| 596 sujets « sans douleur » (67.1 %) | | 292 sujets « avec douleurs » (32.8 %) |
| Groupe « sans douleurs » | | |
| Sexe | 282 hommes (47.3 %) | 314 femmes (52.7 %) |

Effectifs échantillon « sans douleurs » par décade

| Sexe | Décade d'âge | Effectifs |
|--------|--------------|------------|
| hommes | 17-19 | 10 |
| | 20-29 | 61 |
| | 30-39 | 61 |
| | 40-49 | 78 |
| | 50-59 | 63 |
| | 60-64 | 9 |
| | Total | 282 |
| femmes | 17-19 | 14 |
| | 20-29 | 70 |
| | 30-39 | 83 |
| | 40-49 | 78 |
| | 50-59 | 59 |
| | 60-64 | 10 |
| | Total | 314 |

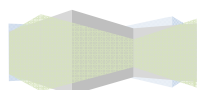


Annexe 2

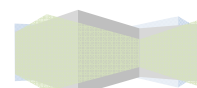
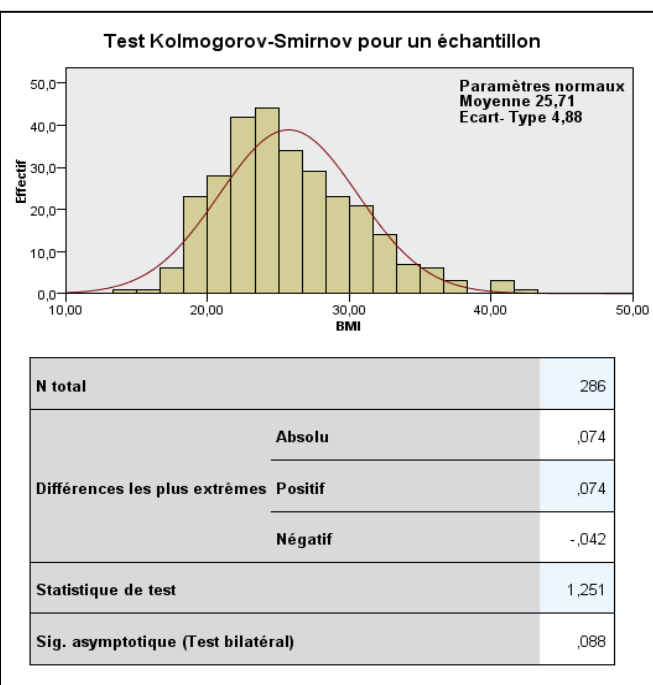
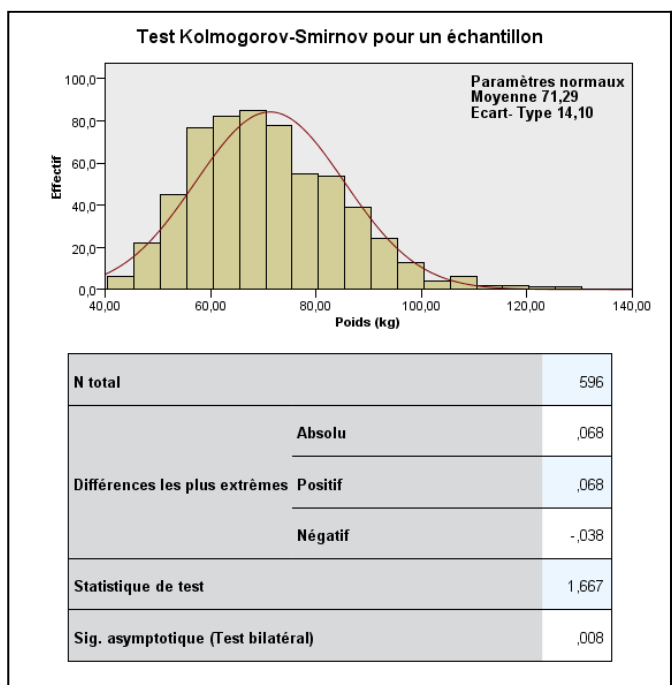
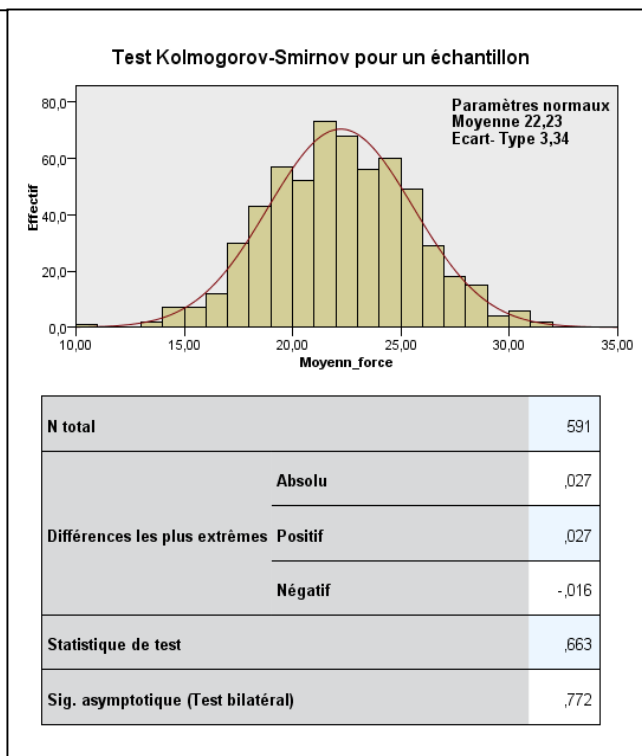
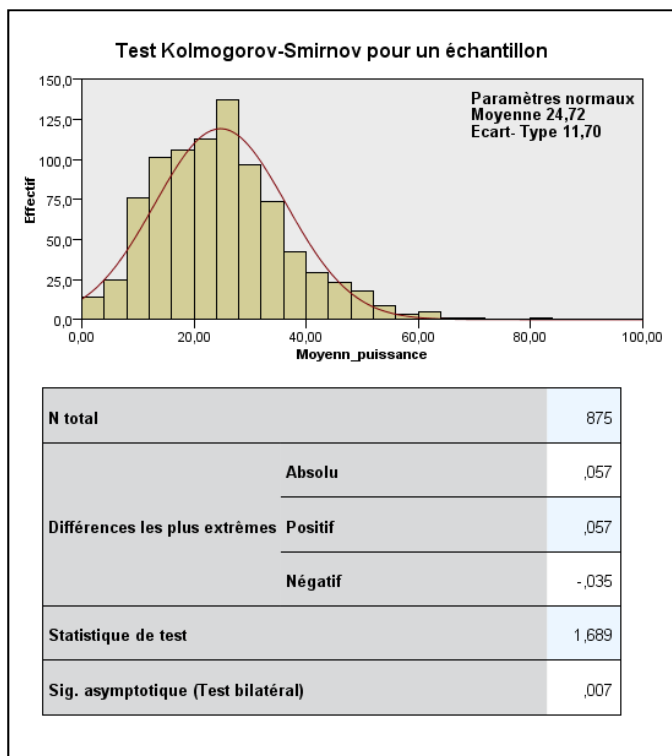
Données anthropométriques du groupe « sans douleurs » (N=596)

| | | | Moyenne | Ecart type |
|-------------------------|-------------------------------|---------------------------------------|---------|---------------|
| Groupe sans douleurs | Hommes n=282 | Poids (kg) | 77.69 | 12.415 |
| | | Taille (cm) | 175.55 | 8.091 |
| | | IMC ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}$) | 25.2464 | 3.98822 |
| | Femmes N=314 | Poids (kg) | 65.54 | 13.027 |
| | | Taille (cm) | 163.81 | 7.084 |
| | | IMC ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}$) | 24.4217 | 4.62717 |

Annexe 3

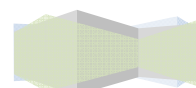
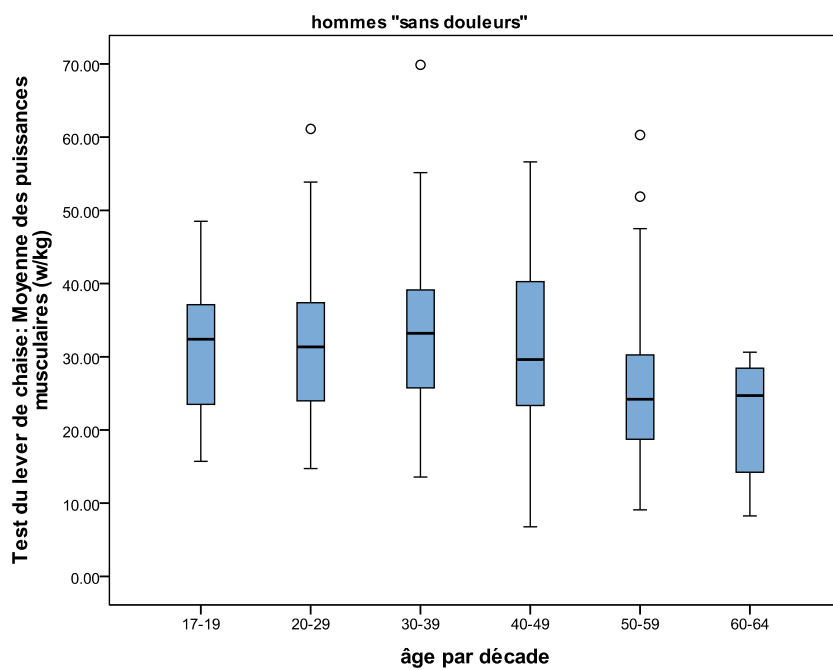
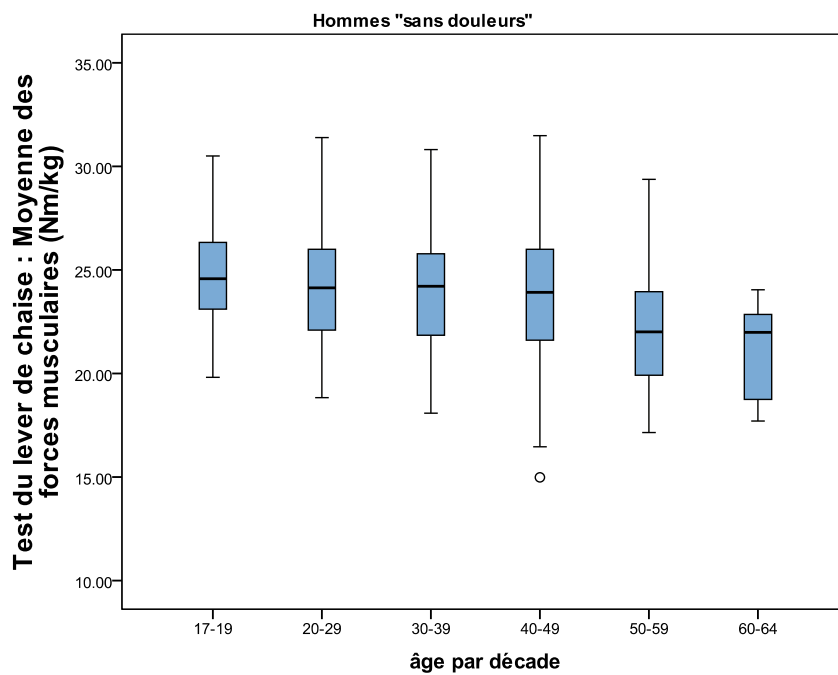


test K-S (moyenne des puissances), (moyenne des forces), (moyenne des poids),
(moyenne de l'IMC)



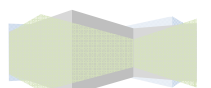
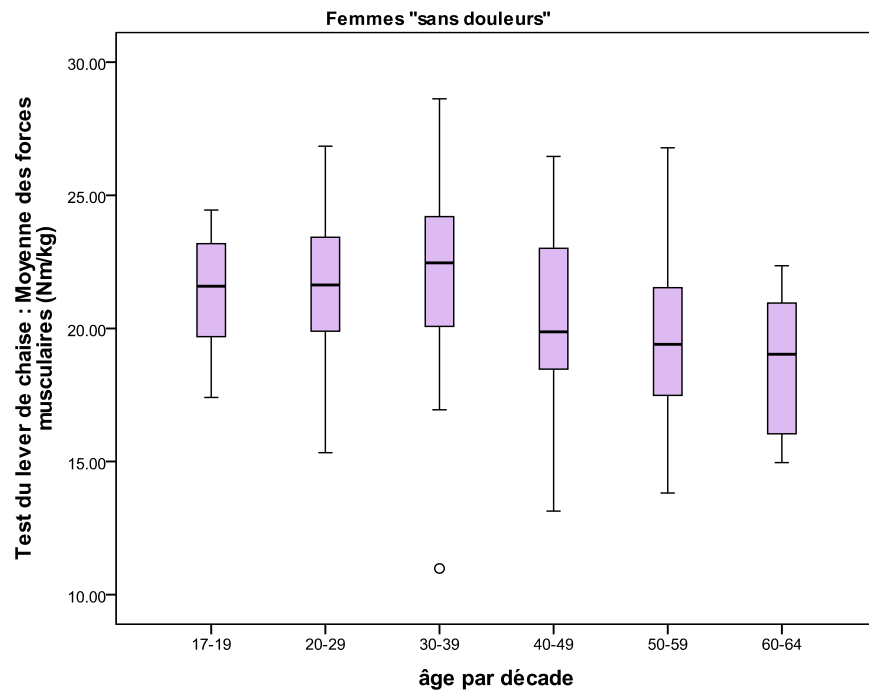
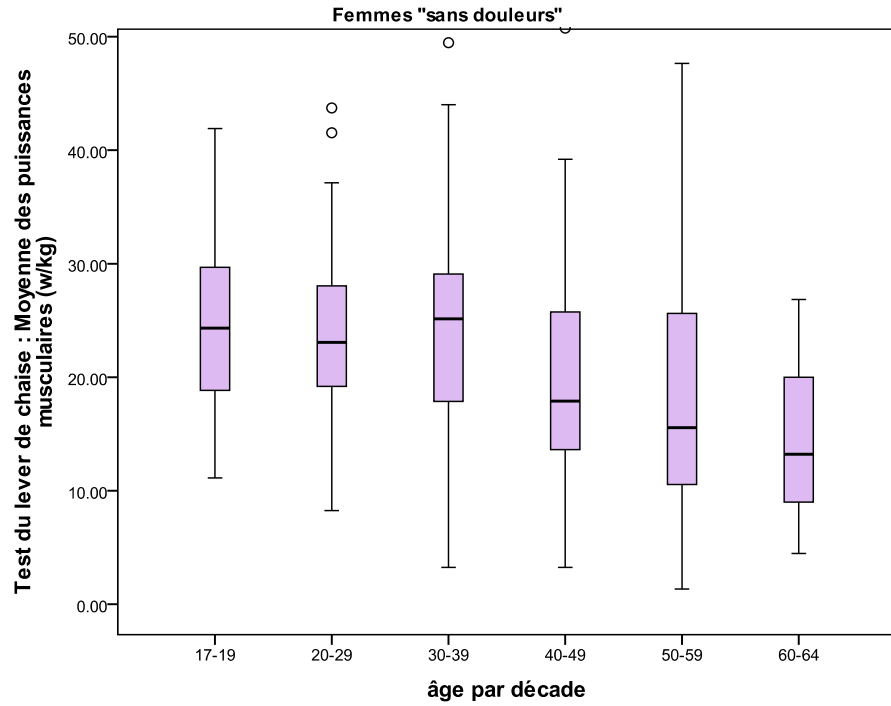
Annexe 4

Boîtes à moustaches des moyennes de puissance et forces musculaires des hommes par décennie



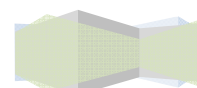
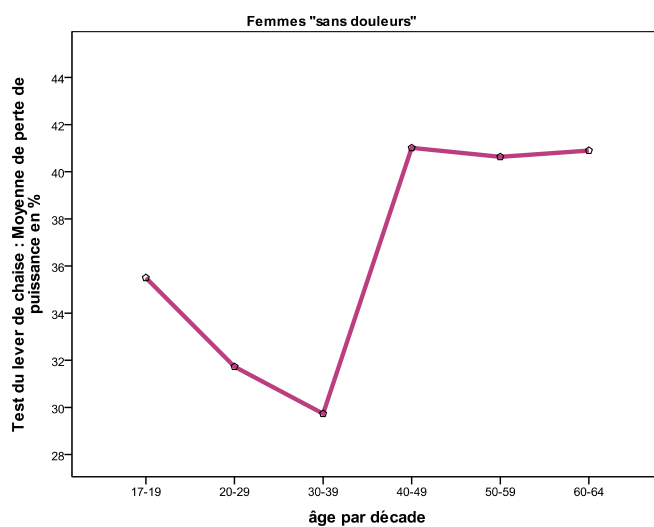
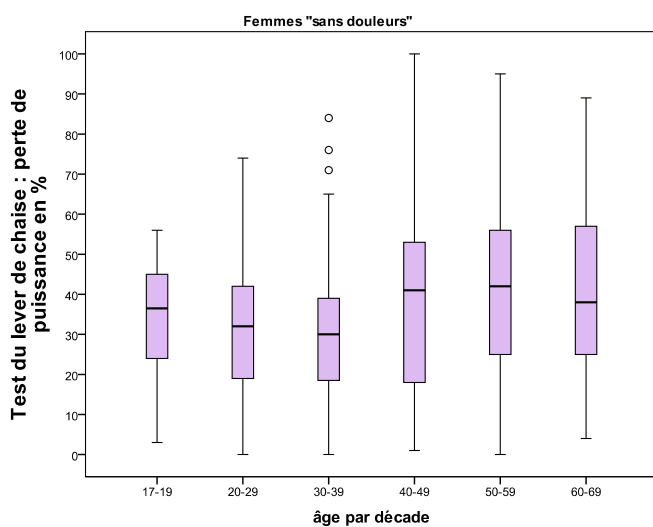
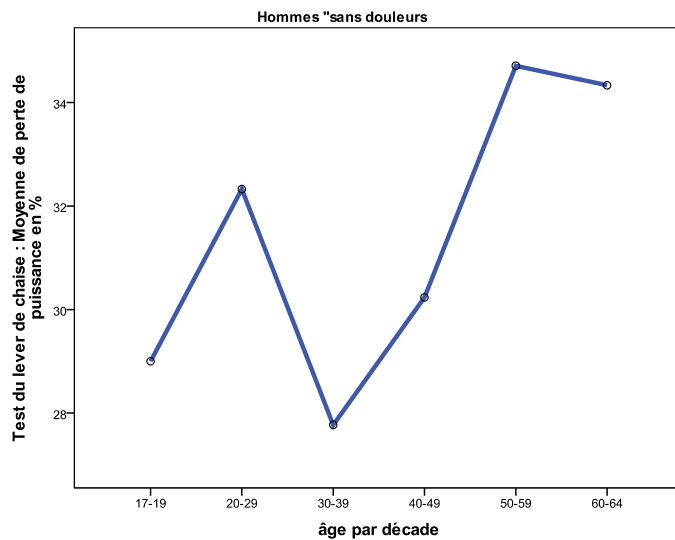
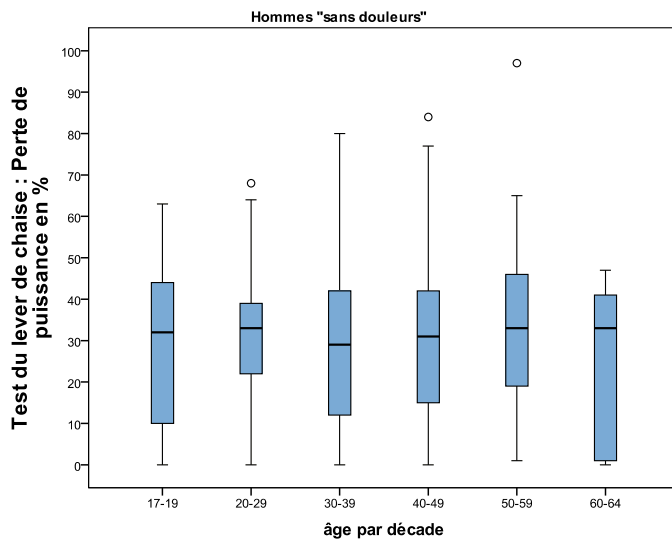
Annexe 5

Boîtes à moustaches des moyennes des puissances et des forces musculaires des femmes et par décade d'âge



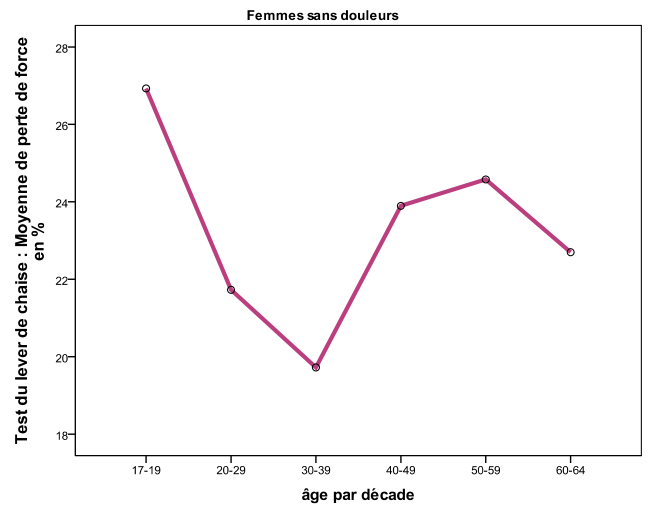
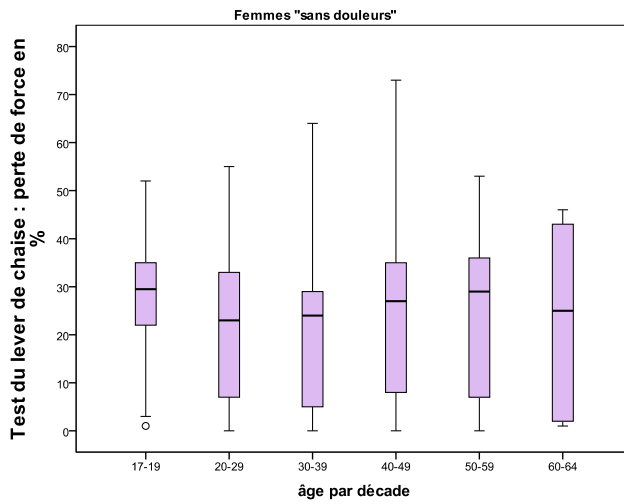
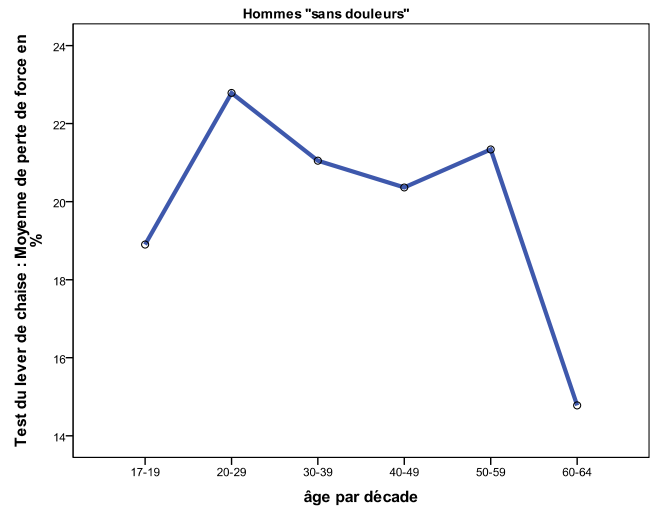
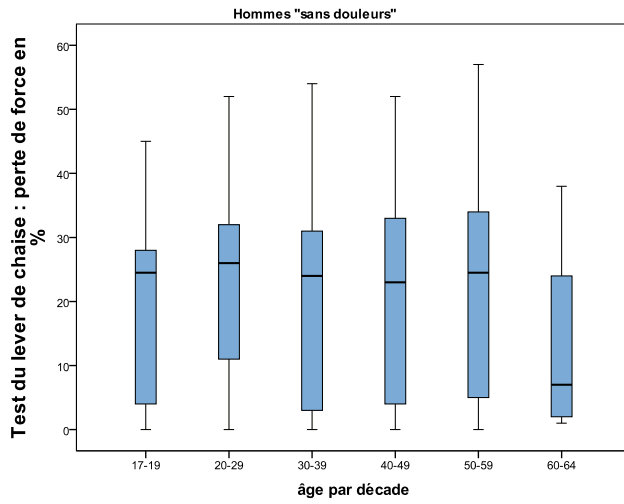
Annexe 6

Boîtes à moustaches et courbes : Moyenne des pertes de puissance musculaire par sexe et décade (hommes:bleu/femmes:violet)

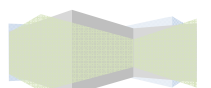


Annexe 7

Boîtes à moustaches et courbes : Moyenne des pertes de force musculaire par sexe et par décade (hommes:bleu/femmes:violet)



Annexe 8



Taille de l'effet par rapport à la puissance et force musculaire

Tests des effets Inter-sujets

Variable dépendante: Moyenne_puissance

| mal_qqpart_recode | Source | Somme des carrés de type III | ddl | Moyenne des carrés | D | Sig. | Eta au carré partiel | Non centré Paramètre | Puissance observée ^b |
|-------------------|----------------------|------------------------------|-----|--------------------|---------|------|----------------------|----------------------|---------------------------------|
| | Modèle corrigé | 13945.969 ^c | 3 | 4648.656 | 40.028 | .000 | .170 | 120.084 | 1.000 |
| | Ordonnée à l'origine | 24975.325 | 1 | 24975.325 | 215.055 | .000 | .268 | 215.055 | 1.000 |
| sans douleurs | BMI | 1019.301 | 1 | 1019.301 | 8.777 | .003 | .015 | 8.777 | .841 |
| | Age | 2289.493 | 1 | 2289.493 | 19.714 | .000 | .032 | 19.714 | .993 |
| | Sexe | 10840.405 | 1 | 10840.405 | 93.343 | .000 | .137 | 93.343 | 1.000 |
| | Erreur | 68171.060 | 587 | 116.135 | | | | | |
| | Total | 482916.117 | 591 | | | | | | |
| | Total corrigé | 82117.028 | 590 | | | | | | |

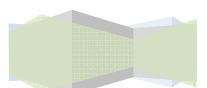
b. Calculé à partir d'alpha = .05
 c. R deux = .170 (R deux ajusté = .166)
 d. R deux = .133 (R deux ajusté = .124)

Tests des effets Inter-sujets

Variable dépendante: Moyenne_force

| mal_qqpart_recode | Source | Somme des carrés de type III | ddl | Moyenne des carrés | D | Sig. | Eta au carré partiel | Non centré Paramètre | Puissance observée ^b |
|-------------------|----------------------|------------------------------|-----|--------------------|----------|------|----------------------|----------------------|---------------------------------|
| sans douleurs | Modèle corrigé | 1547.964 ^c | 3 | 515.988 | 59.950 | .000 | .235 | 179.849 | 1.000 |
| | Ordonnée à l'origine | 12026.668 | 1 | 12026.668 | 1397.308 | .000 | .704 | 1397.308 | 1.000 |
| | BMI | 203.817 | 1 | 203.817 | 23.680 | .000 | .039 | 23.680 | .998 |
| | Age | 304.902 | 1 | 304.902 | 35.425 | .000 | .057 | 35.425 | 1.000 |
| | Sexe | 1039.347 | 1 | 1039.347 | 120.756 | .000 | .171 | 120.756 | 1.000 |
| | Erreur | 5052.325 | 587 | 8.607 | | | | | |
| | Total | 298556.446 | 591 | | | | | | |
| | Total corrigé | 6600.289 | 590 | | | | | | |

b. Calculé à partir d'alpha = .05
 c. R deux = .235 (R deux ajusté = .231)
 d. R deux = .169 (R deux ajusté = .160)



Remerciements

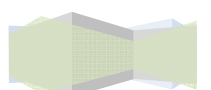
Je remercie tout d'abord **mon épouse et mes 3 enfants** à qui j'ai « volé » plusieurs week-ends de beau temps. Promis, je me rattraperai...

Ensuite, je remercie

- Mme **Anne-Gabrielle Mittaz-Hager** pour son soutien durant ce MSc et sa relecture attentive de mon travail de mémoire
- M. **Roger Hilfiker** pour ses conseils éclairés en biostatistique
- M. **Sébastien Elsig** pour la relecture finale de mon TMSc
- M. **Pierre-Henri Cortat**, responsable filière physiothérapie HES SO, site Loèche-les-Bains, pour son soutien constant
- M. **Patrick Flaction**, CEO Myotest pour ses conseils avisés

Enfin, mes remerciements vont surtout à mon directeur de travail de master, **M.**

Vincent Nougier, Professeur à l'Université J. Fourier de Grenoble et directeur du MPSI, qui m'a, à chaque fois, impressionné par ses remarques précises et ses corrections constructives.



« Les chiffres permettent la mesure de toute chose »

Pythagore

