

MINISTERE DE LA SANTE
REGION LORRAINE
INSTITUT LORRAIN DE FORMATION EN MASSO-KINESITHERAPIE
DE NANCY

EVALUATION DE LA FORCE DES ISCHIO-JAMBIERS EN CONTRACTION ISOMETRIQUE A L'AIDE D'UN PESE- PERSONNE

Mémoire présenté par Gaspard MARGIER
étudiant en 3^{ème} année de masso-kinésithérapie
en vue de l'obtention du Diplôme d'Etat
de Masseur Kinésithérapeute
2013 – 2014

SOMMAIRE

RESUME

1. INTRODUCTION.....	1
2. METHODE DE RECHERCHE BIBLIOGRAPHIQUE.....	2
3. RAPPELS ANATOMIQUES – ISCHIO-JAMBIERS	3
3.1. Le muscle semi-membraneux	4
3.2. Le muscle semi-tendineux.....	4
3.3. Le muscle biceps fémoral.....	4
3.4. Actions et innervation	5
4. RAPPELS BIOMECANIQUES.....	5
4.1. Généralités	5
4.2. Rôle des ischio-jambiers dans la marche	7
5. MATERIEL ET METHODE	8
5.1. Population	8
5.2. Matériel.....	8
5.2.1. Outils de mesures.....	8
5.2.2. Vérification du matériel	9
5.3. Méthode	10
5.3.1. Echauffement.....	10
5.3.2. Positions des tests – installation du patient	11
5.3.3. Installation de l'évaluateur au pèse-personne.....	14
5.3.4. Mesures	14
5.4. Méthode statistique	15

6. RESULTATS	17
6.1. Caractéristiques de la population	17
6.2. Présentation des résultats	17
6.2.1. Analyse par position.....	18
7. DISCUSSION.....	22
7.1. Analyse des résultats	22
7.1.1. Données générales.....	22
7.1.2. Comparaison des positions.....	22
7.2. Ressenti des patients et de l'évaluateur	23
7.2.1. Ressenti des patients.....	23
7.2.2. Ressenti de l'évaluateur.....	24
7.3. Validité interne.....	26
7.3.1. Matériel	26
7.3.2. Protocole – méthode.....	26
7.3.3. Facteurs humains	27
7.3.4. Evalueur.....	28
7.4. Validité externe.....	29
8. CONCLUSION	29

BIBLIOGRAPHIE

ANNEXES

RESUME

Parmi les techniques de bilan masso-kinésithérapique, l'évaluation de la force musculaire tient une place importante. Pour étayer cette pratique, nous avons souhaité explorer l'utilisation d'un outil classique de manière différente : le pèse-personne.

L'objectif de cette étude est d'évaluer la concordance des mesures de la force des ischio-jambiers au pèse-personne et au dynamomètre. On tient également compte des angles articulaires de hanche et de genou puisque 4 positions sont testées : à genoux dressés, en quadrupédie, assis et en procubitus strict.

L'étude porte sur 31 sujets volontaires, jeunes et sains. Une mesure de référence est réalisée au dynamomètre ainsi qu'une mesure au pèse-personne dans chacune des positions. L'ordre des mesures est randomisé et la réalisation des mesures suit un protocole précis.

L'exploitation des résultats s'est faite à l'aide de la méthode de Bland-Altman.

Les résultats nous montrent que l'angle articulaire influe sur la force développée et la concordance des outils. Les positions d'allongement musculaire intermédiaire telles que le procubitus et la quadrupédie permettent de produire d'avantage de force. Elles donnent également une concordance supérieure aux positions extrêmes : étirement en position assise et raccourcissement à genoux dressés. La concordance n'est jamais parfaite. Le résultat optimal est une concordance de 80,65% pour la position de procubitus strict. C'est donc la position la plus pertinente.

Mots clés : dynamomètre ; pèse-personne ; ischio-jambiers.

Key words : dynamometer ; bathroom scale ; hamstrings.

1. INTRODUCTION

Dans sa pratique quotidienne, le masseur-kinésithérapeute est amené à réaliser des bilans en début et fin de traitement mais aussi, selon les cas, en cours de prise en charge. L'objectif de ces bilans est de dégager des objectifs et des principes de traitement. Ils permettent également d'évaluer la qualité et l'efficacité de notre prise en charge. Régulièrement, notre examen clinique met en évidence un déficit musculaire conduisant à l'utilisation de techniques de renfort musculaire. De plus la mesure de la force peut également nous permettre d'étudier le ratio agoniste/antagoniste (quadriceps/ischio-jambiers par exemple). Un déséquilibre de cette balance musculaire peut induire des déformations morpho-statiques et/ou une perturbation du schéma moteur. L'évaluation initiale de la force musculaire permet donc de choisir la méthode la plus adaptée pour notre rééducation. Nous avons pour cela plusieurs outils.

L'EMFM [1] (Evaluation Manuelle et analytique de la Force Musculaire) est le moyen le plus communément utilisé. Le muscle est coté de 0 à 5. Cette technique est rapide et simple d'utilisation mais ne permet pas de donner une valeur chiffrée, n'est pas sensible aux faibles variations de force et se révèle imprécise et subjective pour l'attribution des cotations 4 et 5. Son manque d'objectivité et de précision pose problème au praticien en quête de valeurs précises.

L'isocinétisme est actuellement l'outil faisant référence en matière de mesure de force musculaire [2]. Cet instrument permet une mesure chiffrée, fiable, précise et reproductible. Cependant son coût élevé et son utilisation complexe nécessitant une formation particulière ne le rend pas accessible à tous les professionnels de santé, en particulier ceux exerçant en régime libéral.

Les dynamomètres (fixes ou mobiles) sont des outils intermédiaires validés permettant une mesure précise de la force musculaire [3]. De même que

l'isocinétisme, leur coût important freine leur utilisation à grande échelle chez les masseurs-kinésithérapeutes.

Dans cette étude, nous essayons d'utiliser un outil classique de l'équipement du kinésithérapeute : le pèse-personne. C'est un outil peu coûteux, simple et rapide d'utilisation. Classiquement utilisé pour peser le patient ou pour l'apprentissage de la mise en charge partielle [4], il peut également servir à la mesure de la force musculaire. Il existe cependant peu de références à cette technique dans la littérature [5,6] et celles-ci sont principalement orientées sur la mesure de la force du quadriceps [7] ou des abducteurs d'épaule [8]. Pour étayer les connaissances sur cette technique, nous cherchons donc à appliquer cette méthode à la mesure de force isométrique des ischio-jambiers. Dans le cadre de l'étude de ce muscle bi-articulaire, nous nous attacherons également à étudier le rôle de la course musculaire dans la force développée.

L'évaluation de la force des ischio-jambiers au pèse-personne est-elle concordante avec la même mesure au dynamomètre et ce, en fonction des positions articulaires de hanche et de genou ?

Nous commencerons par quelques rappels concernant le rôle des ischio-jambiers. Puis, pour tenter de répondre à notre problématique, nous réaliserons une mesure de force des ischio-jambiers au pèse-personne et au dynamomètre selon un protocole strict sur 31 patients. Suivront ensuite l'analyse des résultats ainsi qu'une discussion autour de notre thème.

2. METHODE DE RECHERCHE BIBLIOGRAPHIQUE

Pour mener à bien cette étude, nous avons précédé la réalisation de l'étude d'une recherche bibliographique. L'objectif était d'obtenir des réponses à quelques questions préliminaires : le pèse-personne a-t-il déjà été utilisé comme outil de mesure de force musculaire ? Avec quel résultat et avec quel protocole ? Sur quels

muscles ? Nous nous sommes également intéressés au dynamomètre : fiabilité ? Protocole ? Puis aux différentes caractéristiques de la force musculaire en fonction de l'allongement initial du muscle, de la vitesse, etc.

Les bases de données utilisées pour cette recherche ont été Pubmed, PEDro, Kinedoc, le site de la Haute Autorité de Santé (H.A.S.), et EM-Premium. Pour les ouvrages et la littérature grise, nous avons utilisé les ressources de Réédoc et de la bibliothèque universitaire de la faculté de médecine de Nancy. Nous avons effectué ces recherches entre septembre 2013 et mars 2014. La littérature étant assez pauvre sur le pèse-personne comme outil de mesure, nous avons conservé les références anciennes en privilégiant toutefois les publications récentes. Nous avons obtenu 4792 résultats concernant le dynamomètre et 165 pour le pèse-personne. Au final, nous avons retenu 10 articles qui nous semblaient les plus pertinents.

Les principaux mots clés utilisés ont été : «pèse-personne», «dynamomètre», «ischio-jambiers» en français et «bathroom scale», «dynamometer», «harmstrings» en anglais. Ces mots clés ont été pondérés par les opérateurs booléens «et», «ou» en français, «and», «or» en anglais. Lorsque les réponses ont été nombreuses à traiter, notamment sur Pubmed pour le terme «dynamometer», les recherches ont été affinées à l'aide de nouveaux mots clés : évaluation, reproductibilité, force musculaire (assessment, reliability, muscular strength).

Les références bibliographiques contenues dans les articles consultés ont également servi de source à notre travail.

3. RAPPELS ANATOMIQUES – ISCHIO-JAMBIERS

Les ischio-jambiers sont un ensemble de trois muscles bi-articulaires situés dans la loge postérieure de la cuisse. Ils sont constitués du muscle semi-membraneux, du semi-tendineux et du biceps fémoral [9].

3.1. Le muscle semi-membraneux

Son insertion proximale se situe au niveau de la tubérosité ischiatique de l'os coxal par l'intermédiaire du tendon commun des ischio-jambiers. Son trajet se fait vers le bas et le dedans, verticalement en avant du semi-tendineux. Il se termine par trois tendons :

- Tendon directe : face postérieure de l'épiphyse supérieure du tibia ;
- Tendon réfléchi : partie antéro-médiale de l'épiphyse supérieure du tibia (partie antérieure du sillon infra-condyloïde) ;
- Tendon récurrent : coque condylienne latérale et fabella (forme le ligament poplité oblique).

3.2. Le muscle semi-tendineux

Il s'insère au niveau de la tubérosité ischiatique de l'os coxal par le tendon commun des ischio-jambiers. Il a un trajet vers le bas et le dedans en arrière du muscle semi-membraneux. Il se termine distalement sur la patte d'oie (partie antéro-médiale du tibia, en arrière du sartorius et en dessous du gracile). Il possède également une insertion sur le fascia jambier pour lequel il joue un rôle de tenseur.

3.3. Le muscle biceps fémoral

Ce muscle est constitué de deux chefs :

- La longue portion : s'insérant sur la tubérosité ischiatique de l'os coxal avec le tendon commun des ischio-jambiers,
- La courte portion : s'insérant sur la lèvre latérale des deux tiers inférieurs de la ligne âpre (face postérieure du fémur).

Ces deux chefs musculaires fusionnent au niveau du condyle latéral du fémur. Leur trajet se fait vers le bas et le dehors. Le biceps fémoral se termine sur le versant

postéro-latéral de la tête de la fibula plus des expansions à la capsule tibio-fibulaire, au fascia jambier et au condyle latéral du tibia.

3.4. Actions et innervation

L'innervation de ces muscles est assurée par le nerf sciatique issu des racines L5, S1 et S2 (la longue portion du biceps n'est pas innervée par la racine L5). Il s'agit de muscles bi-articulaires, ils ont donc une action sur la hanche et sur le genou. En chaîne ouverte ils sont fléchisseurs de genou et participent à l'extension de hanche. Les ischio-jambiers internes (semi-membraneux et semi-tendineux) ont une composante de rotation médiale tandis que le biceps fémoral présente la composante inverse : la rotation latérale du genou.

Les ischio-jambiers ont également un rôle sur la statique : ils sont rétroverseurs du bassin et assurent le maintien lors de la flexion antérieure du tronc.

Enfin on leur décrit aussi un rôle de stabilisateur du genou. La stabilité postéro-latérale est assurée par le biceps fémoral et la stabilité postéro-médiale par les ischio-jambiers internes. A noter que le biceps fémoral par une de ses terminaisons est également un renfort de la capsule tibio-fibulaire.

4. RAPPELS BIOMECANIQUES

4.1. Généralités

Le genou est un complexe de deux articulations : l'articulation fémoro-patellaire (de type trochléenne) et l'articulation fémoro-tibiale (de type bi-condylienne avec présence de ménisque) [10]. Il dispose de deux degrés de liberté : flexion-extension dans le plan sagittal, rotation médiale et latérale dans le plan horizontal. L'articulation tibio-fibulaire supérieure est quant à elle mécaniquement liée à la cheville bien que faisant partie de la région morphologique du genou. Ce complexe constitue l'articulation intermédiaire du membre inférieur. C'est une articulation primordiale

soumise à des contraintes multiples. La portance est un premier élément : le genou doit transmettre la charge gravitaire du corps en rapport avec l'appui au sol par le pied. En d'autres termes, il doit trouver l'équilibre entre la stabilité podale sous-jacente et l'équilibre corporel sus-jacent. La situation superficielle du genou le rend aisément accessible au thérapeute mais l'expose également aux traumatismes directs. Le fait de se situer à l'intersection de deux longs bras de levier (fémoral et crural) l'expose également aux traumatismes indirects. De plus, le genou oppose des surfaces articulaires non congruentes et non concordantes (condyles fémoraux et plateaux tibiaux) dans une seule capsule articulaire. Malgré des sollicitations mécaniques importantes et des conditions mécaniques difficiles, le genou se doit de répondre à deux impératifs : permettre une grande mobilité tout en assurant une bonne stabilité. L'articulation fémoro-tibiale dispose de deux compartiments venant confirmer ces deux obligations : le compartiment médial est destiné à la stabilité tandis que le compartiment latéral est d'avantage lié à la mobilité.

La biomécanique de l'articulation fémoro-tibiale est directement liée à l'asymétrie des surfaces articulaires qui la compose. En effet, lors de la flexion-extension, on observe un mouvement de glissement et de roulement des condyles fémoraux sur les plateaux tibiaux. Physiologiquement, il existe un tiroir antéro-postérieur qui est dû à la translation du plateau tibial par rapport aux condyles fémoraux.

Les ligaments croisés assurent ensemble la stabilité passive antéro-postérieure de l'articulation fémoro-tibiale. Ils permettent ainsi les mouvements de glissement en maintenant les surfaces articulaires en contact. D'un point de vue actif, la contraction du quadriceps est responsable d'une force dans le sens du tiroir antérieur dans l'amplitude de 0 à 60°. Au-delà de 60°, le quadriceps a une action de tiroir postérieur [11]. Les ischio-jambiers sont responsables d'une force dans le sens du tiroir postérieur dans toute l'amplitude articulaire et sont donc agonistes actif au ligament croisé antéro-latéral.

Les ischio-jambiers font partie de la chaîne de flexion du membre inférieur [12]. Il s'agit d'une chaîne parallèle passant antérieurement à la hanche, à la jambe, au pied et postérieurement au niveau de la cuisse, du genou (ischio-jambiers) ainsi que les muscles plantaires. Cette chaîne a un rôle dans la statique (rétroversion, éventuel flexum de hanche et genou) ainsi qu'un rôle proprioceptif.

4.2. Rôle des ischio-jambiers dans la marche

La marche humaine est un élément indispensable à l'autonomie d'une personne. C'est une activité qui se déroule à faible coût énergétique et avec peu de sollicitations musculaires. En effet les muscles travaillent essentiellement selon un mode excentrique lors de la marche. Par exemple, un muscle fléchisseur a pour rôle de contrôler l'extension en la freinant et inversement.

Inman et al. ont établi un découpage du cycle de marche en pourcentage [13]. Ils décrivent ainsi deux phases principales : de 0 à 60% une phase d'appui incluant l'attaque du talon, le déroulement du pas jusqu'à l'attaque du talon controlatérale. De 60 à 100% une phase oscillante.

Lors de la phase d'attaque du talon (0 à 15%), les ischio-jambiers évitent l'extension complète du genou. Puis les muscles semi-tendineux et semi-membraneux pontant l'articulation en partie médiale s'opposent à l'exagération du valgus physiologique du genou lors de la mise en charge.

Pendant le début de la phase oscillante, il y a une phase de flexion de genou (60 à 70%). Celle-ci n'est pas le fruit du travail des ischio-jambiers mais est en grande partie liée à l'inertie qui découle de la marche. La courte portion du biceps a toutefois un rôle dans le contrôle de la qualité et de l'amplitude de cette flexion. Dans la phase 75 - 100%, il se produit un retour en extension du genou précédant l'attaque du talon. Les ischio-jambiers ont à ce moment-là le rôle de contrôler et freiner l'extension du genou.

5. MATERIEL ET METHODE

5.1. Population

Notre étude a porté sur 31 sujets, tous étudiants à l'ILFMK de Nancy. Ceux-ci ont participé volontairement et ont signé un formulaire de consentement. Ce document contient les détails du protocole ainsi que les mesures qui sont effectuées. Il stipule que les sujets ont le droit de se retirer de l'étude à tout moment et que les renseignements récoltés sont strictement confidentiels.

Nous avons défini des critères d'exclusion pour notre population cible :

- Présence d'un flexum ou d'un récurvatum de plus de 5 degrés. (modification des courses articulaires et bras de levier).
- Les personnes pratiquant une activité sportive intense (durée arbitrairement fixée à plus de 5 heures par semaine) : on écarte ainsi les personnes pouvant développer une force très élevée risquant d'être difficile à mesurer.
- Antécédent traumatique et/ou chirurgical de moins d'un an ou toute autre pathologie contre-indiquant la pratique sportive (cardiopathie, etc.).
- La présence de courbature(s), contracture(s), d'une fatigue musculaire ou générale avant le test.

5.2. Matériel

5.2.1. Outils de mesures

Notre premier instrument est le pèse personne électronique Tefal PP1100V0 PREMISS WHITE®. Il possède un affichage électronique des valeurs graduées par 100 grammes. Le poids maximal supporté est de 150 Kg. Cet appareil permet une lecture simple et assez précise des mesures.

Notre second instrument est un dynamomètre fixe, le Kinedyne S1 (Smith & Nephew Kinetec S.A., Tournes, France). Il permet de mesurer des valeurs allant jusqu'à 50 Kg avec une précision de 10 grammes. Pour son utilisation, il est relié à un point fixe (cage de pouliothérapie par exemple) et au membre à tester.

Nous avons également utilisé une cage de pouliothérapie, des chevillères, des sangles, des filins ainsi qu'un fil à plomb.

5.2.2. Vérification du matériel

Afin d'éviter un biais lié au matériel, nous avons précédé la réalisation du protocole d'une vérification du matériel. Le but est de montrer la justesse et la fidélité de nos outils. La justesse d'un appareil est sa capacité à donner une valeur identique à la valeur recherchée. La fidélité est le fait de retrouver cette même valeur avec la répétition du même test.

Pour ce faire, nous avons réalisé des tests sur 6 poids. Pour chaque poids, un essai a été fait au pèse-personne et au dynamomètre. Cette mesure a été répétée à cinq reprises pour chacun des poids. Ne disposant pas de poids étalons nous avons eu recours aux poids de pouliothérapie. Il suffit ensuite de comparer les mesures pour valider ou invalider notre matériel.

La vérification a été réalisée sur des poids de 5, 8, 11, 15, 20, 25 Kg. Les résultats obtenus sont disponibles en annexe (**ANNEXE I**). Nous pouvons conclure de ce test que : la justesse de nos outils est correcte (l'écart entre les valeurs théoriques et les valeurs mesurées sont au maximum de 100 grammes). Les valeurs obtenues au dynamomètre et au pèse-personne ne sont jamais différentes de plus de 100 grammes. Enfin, les mesures répétées ont toujours donné les mêmes résultats au pèse-personne tandis que l'écart constaté au dynamomètre n'excède jamais 50 grammes. La fidélité de nos instruments est donc correcte.

5.3. Méthode

A l'arrivée du sujet, celui-ci se voit distribuer une fiche de renseignement décrivant le protocole et ses modalités. Il signe dans un premier temps un formulaire de consentement éclairé. Il remplit ensuite avec l'aide de l'expérimentateur la première partie du formulaire de recueil des données permettant de définir si la personne entre effectivement dans les critères d'inclusion de notre étude. Ces documents sont disponibles en annexe (**ANNEXE II**).

Ne pouvant pas déterminer de membre inférieur dominant, nous avons arbitrairement décidé de réaliser nos mesures sur le pied d'appui. Celui-ci est déterminé à l'aide d'une frappe la plus forte possible dans un ballon. Le membre inférieur cible est celui avec lequel la personne ne frappe pas.

5.3.1. Echauffement

Pour commencer, le sujet débute par une séance d'échauffement. [14] L'objectif est d'obtenir une contraction musculaire maximale lors du test et d'éviter les blessures ou douleurs. Nous obtenons ainsi une augmentation des températures musculaire et centrale. Bishop [15] a montré qu'une augmentation de la température musculaire peut être obtenue rapidement en 3 à 5 minutes alors qu'il faut 20 minutes pour obtenir une augmentation de la température centrale (sur cycloergomètre). La cible de notre échauffement étant essentiellement le muscle, nous avons décidé d'imposer une séance d'échauffement courte de moins de 10 minutes et ciblée sur les ischio-jambiers.

Notre échauffement se compose d'une série de 20 fentes avant (10 de chaque côté). Après 1 minute de repos, le sujet réalise 10 accroupissements à rythme modéré. S'ensuit 1 minute de repos et enfin 20 répétitions de talon-fesse quadriforme (10 de chaque côté en évitant les contractions balistiques trop violentes et non indiquées pour un échauffement).

5.3.2. Positions des tests – installation du patient

Notre protocole décrit 4 positions variant par l'amplitude de hanche et de genou. En plus de la comparaison de nos outils de mesure, une attention particulière a été portée à l'étude de l'allongement initial du muscle.

5.3.2.1. Arguments anatomiques et biomécaniques

On sait que l'étirement potentialise la contraction musculaire, c'est d'ailleurs ce qui a permis le développement des méthodes pliométriques. En effet selon Randall, Burggren and French [16], il existe un lien entre la *tension musculaire et l'étirement initial*. Le plateau maximal de tension survient à un étirement qui correspond à environ 20% de l'étirement normal d'un muscle flasque. Cela correspond à un nombre maximal de ponts d'actine et de myosine. Au-delà ou en deçà de ce seuil, le muscle diminue physiologiquement son nombre de liaisons actine-myosine. Par exemple, un muscle en étirement maximal présente des sarcomères également étirés au maximum. Dans ce cas, aucune liaison ne peut s'établir ni aucun chevauchement entre les filaments, la tension est donc nulle. L'isocinétisme nous permet d'apporter une valeur chiffrée à cette notion : le moment de force optimal des ischio-jambiers se situe à 30° de flexion du genou en position neutre de hanche.

La relation couple-angle (ou moment-angle) équivalent de la relation force-longueur (ou tension-étirement) démontrée au niveau de la fibre musculaire, est décrite par Kreighbaum & Barthels [17]. Cette relation est liée à des données anatomiques (taux de chevauchement des sarcomères, distance du point d'insertion musculaire à l'axe de rotation articulaire) et biomécaniques (bras de levier du muscle par rapport à l'axe de rotation, c'est-à-dire l'angle articulaire). On comprend de cette étude que le moment de la force est maximal lorsque le bras de levier de la force est le plus grand, le bras de levier étant la plus petite distance passant par le centre articulaire et perpendiculaire à la ligne d'application de la force. Pour chaque groupe musculaire, il est donc possible de définir la force maximale qu'il est capable de

générer en fonction de l'angle articulaire. Pour ce qui nous concerne, les ischio-jambiers, le bras de levier est maximal lorsque l'angle articulaire est de 90° de flexion [18].

D'autre part, une autre composante motive le choix de nos positions : les impératifs liés à l'utilisation du pèse-personne [19]. Pour obtenir une mesure qui reflète la force musculaire du patient, la direction de la force doit être strictement verticale. Ainsi l'évaluateur, interface entre le patient et le pèse-personne, voit son poids de départ aller dans le sens de l'allègement ou de la compression. De plus l'évaluateur doit se comporter comme un solide rigide pour ne pas absorber la force développée. Si l'on sort de cet axe vertical strict, la variation de valeur n'inclut que partiellement la force développée par le sujet. Dans ce cas la mesure est fautive.

5.3.2.2. Description des positions

Position A : Le patient est en position « genoux dressés » : extension de hanche (0°) et flexion de genou à 90°. Un appui antérieur lui est proposé pour plus de stabilité. Les compensations telles que l'inclinaison antérieure du tronc, le respect des plans du mouvement, ou le fait de tirer sur les bras sont à surveiller. La jambe repose pour moitié sur la table, l'autre moitié étant dans le vide. C'est dans cette position que les ischio-jambiers sont placés en raccourcissement maximal.

Position B : le patient est en quadrupédie, à savoir flexion de hanche à 90° et flexion de genou à 90°. Les compensations sont également à surveiller. La jambe repose pour moitié sur la table, l'autre moitié étant dans le vide. Dans cette position, les ischio-jambiers sont en allongement intermédiaire : l'allongement a lieu au niveau de la hanche.

Position C : le patient est assis, flexion de hanche à 90° et extension complète de genou. Le membre inférieur controlatéral est en position de repos (jambe pendante en bord de table). Pour éviter les compensations, les 2 membres inférieurs

sont sanglés à la table au niveau des cuisses pour éviter le mouvement de triple flexion. De plus, afin de conserver les angles articulaires, la compensation par l'inclinaison antérieure ou postérieure du tronc est à surveiller. C'est la position où les ischio-jambiers présentent leur allongement maximal.

Position D : le patient est en décubitus ventral strict, à savoir en extension de hanche (0°) et extension complète de genou. Une nouvelle fois, le patient est sanglé au niveau des cuisses pour éviter la compensation en extension de hanche. Les ischio-jambiers sont placés dans une course intermédiaire. L'allongement a lieu au niveau de l'insertion distale.

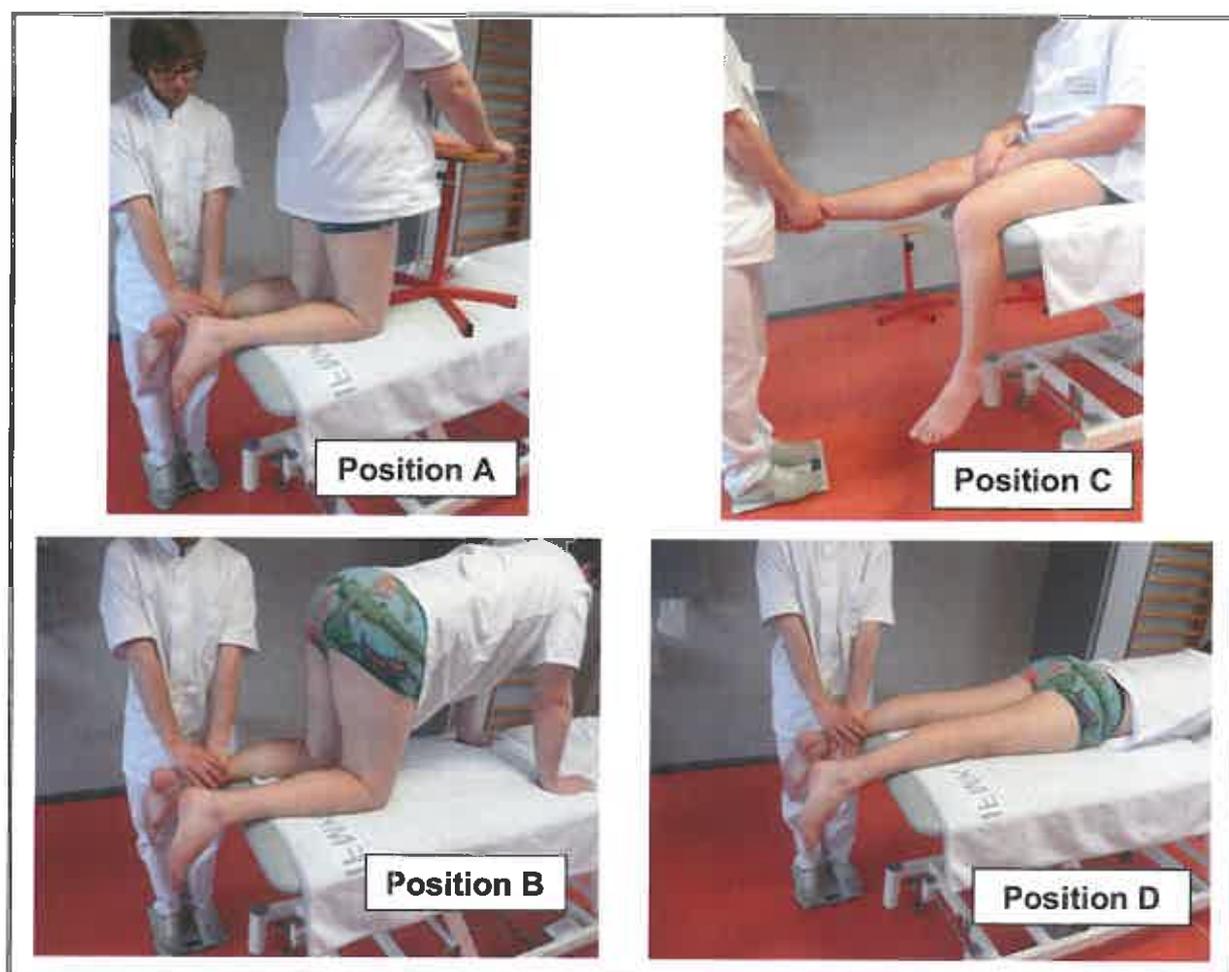


Figure 1 : positions des tests

Dans toutes les positions, le sujet porte une chevillière qui nous permet de réaliser la mesure au dynamomètre. Une consigne est également donnée pour que le patient garde une position neutre de tête et une cheville détendue tout au long du test. La position de repos entre les mesures n'est pas imposée, il s'agit de la position où le patient est le plus confortable.

5.3.3. Installation de l'évaluateur au pèse-personne

Nous avons standardisé la position de l'évaluateur afin d'éviter les biais. Pour toutes les positions, la résistance a été placée face postérieure de la cheville au niveau des malléoles, les mains superposées. La table sur laquelle est installé le sujet est réglable en hauteur, cela nous permet d'ajuster le niveau de la table afin que l'examineur ait les membres supérieurs tendus. Pour la position C, l'évaluateur se place aux pieds du patient, bras tendus et mains croisées au niveau postérieur de la cheville. Pour les positions A, B et D, l'évaluateur se place homolatéralement au membre testé pour faciliter la lecture sur le pèse-personne.

5.3.4. Mesures

Nous devons réaliser une mesure au dynamomètre et une au pèse-personne pour chaque position. Au final 8 mesures sont réalisées. Celles-ci sont randomisées. De plus chaque mesure est séparée par un temps de repos d'une minute (temps permettant également de changer de position). L'évaluateur prend le temps d'expliquer les positions afin d'éviter un maximum de compensations et particulièrement pour que les angles articulaires soient respectés.

La contraction musculaire demandée est lente et progressive jusqu'au maximum des capacités du patient. La contraction dure au total 6 secondes et atteint son maximum à 3 secondes. Pour la mesure au pèse-personne, aucun mouvement n'est toléré puisque nous voulons rester dans un cadre de contraction isométrique.

La stimulation verbale est également programmée : il s'agit d'un encouragement unique ayant lieu à la moitié de la contraction musculaire. Pour les positions A, B et D : « tirez au maximum » ; « poussez au maximum » pour la position C.

La lecture de la mesure est directe au dynamomètre. Pour la mesure au pèse personne, l'examineur relève préalablement son poids personnel. En effet pour les positions A, B et D, la lecture de la mesure nous donne le poids de l'évaluateur moins la force développée : il s'agit d'une force d'allègement. A l'inverse, pour la position C, l'évaluateur lit sur l'écran du pèse-personne son poids ajouté à la force développée : c'est une force de compression. Dans les deux cas, la direction de la force est strictement verticale et un calcul simple (soustraction ou addition) nous permet d'obtenir la valeur qui nous intéresse.

5.4. Méthode statistique

Nous souhaitons réaliser une comparaison de nos mesures avec nos deux outils. Nous voulons établir si notre mesure effectuée au pèse-personne est fidèle à la mesure au dynamomètre qui est notre outil de référence. De plus nous souhaitons vérifier si le lien entre nos instruments de mesure est valable quelle que soit la position de départ.

Nous avons commencé par répertorier de manière ordonnée nos mesures à l'aide du logiciel Microsoft Excel 2010. Les valeurs sont disponibles en annexe **(ANNEXE III)**.

Nous avons ensuite recherché quelle méthode statistique serait la plus pertinente pour analyser nos résultats. La corrélation de Pearson est un indicateur du degré de relation linéaire entre deux variables. Dans notre cas les deux variables mesurées sont deux mesures de force musculaire. Il est donc évident que nos résultats seront corrélés à l'aide de Pearson. Nous avons utilisé la **concordance de**

Bland-Altman. Il s'agit de la méthode privilégiée pour évaluer la concordance entre deux instruments [20].

Pour réaliser notre étude, nous avons divisé nos résultats en fonction des 4 positions. Pour chacune des positions, nous avons calculé la moyenne des 2 mesures ((pèse-personne + dynamomètre) / 2) par sujet. Nous avons également calculé la différence (pèse-personne – dynamomètre) pour chaque sujet. Un graphique de Bland-Altman compare ces deux paramètres. Les moyennes se trouvent en abscisse et les différences en ordonnée. De plus cette méthode nous amène à calculer des limites d'agrément. Il s'agit de l'intervalle à l'intérieur duquel on s'attend à retrouver 95% de nos mesures. Ces limites se calculent à l'aide de la moyenne des différences = d (ou erreur systématique donnant la sur-évaluation ou sous-évaluation du pèse-personne par rapport au dynamomètre) et de l'écart-type des différences (sdd). Les limites d'agrément supérieures et inférieures correspondent à $d \pm 2*sdd$.

Nous avons également décidé de fixer arbitrairement des limites d'acceptabilité. L'acceptabilité s'apparente à une marge d'erreur tolérée. C'est la valeur positive et négative pour laquelle on considère notre donnée expérimentable comme similaire ou interchangeable avec la valeur de référence. Dans notre cas cette limite d'acceptabilité a été fixée à $\pm 3\text{Kg}$. Elle inclut la variabilité liée à la fatigue, à l'évaluateur et au protocole.

Dans le cas de limites d'agrément comprises à l'intérieur des limites d'acceptabilité, nous pouvons conclure à une concordance parfaite de nos outils. L'un peut être utilisé à la place de l'autre indifféremment.

Si à l'inverse les limites d'agrément comprennent les limites d'acceptabilité, on ne peut conclure qu'à une concordance partielle ou à une absence de concordance. La concordance partielle est exprimée par un pourcentage.

6. RESULTATS

6.1. Caractéristiques de la population

Notre étude porte sur 31 sujets dont 10 femmes et 21 hommes soit 67% d'hommes et 33% de femmes. L'âge des sujets est compris entre 18 et 25 ans, avec une moyenne de 21,19 ans et un écart-type de 1,80 ans. L'IMC moyen est de 22,37 +/- 2,52. Nous recensons également 6 personnes non sportives, 15 personnes pratiquant entre 0 et 2 heures d'activités et 10 pratiquant entre 2 et 5 heures de sport par semaine. Notre population contient 2 personnes possédant un récurvatum de moins de 5°. Enfin nous comptons 26 sujets dont le pied d'appui est le gauche contre 5 à droite.

6.2. Présentation des résultats

Le détail des résultats est disponible en annexe (ANNEXE III).

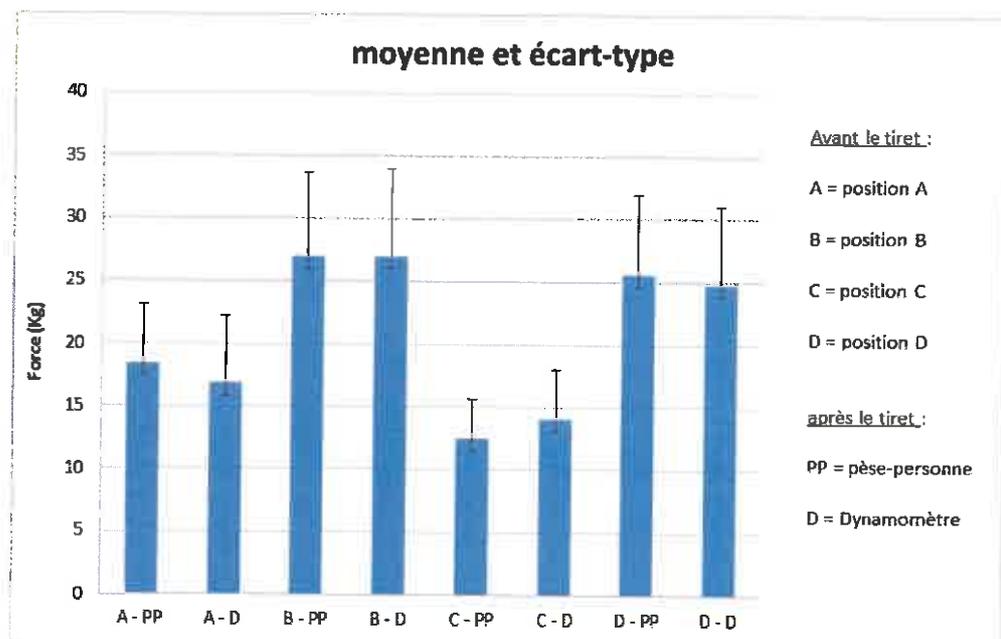


Figure 2 : représentation graphique des résultats

Tableau I : récapitulatif des résultats

	Position A	Position B	Position C	Position D
Pèse-personne	18,440 ± 4,715	26,961 ± 6,698	12,510 ± 3,158	25,629 ± 6,296
Dynamomètre	16,845 ± 5,416	27,032 ± 6,966	14,068 ± 3,936	24,858 ± 6,186

6.2.1. Analyse par position

6.2.1.1. Position A : « genoux dressés »

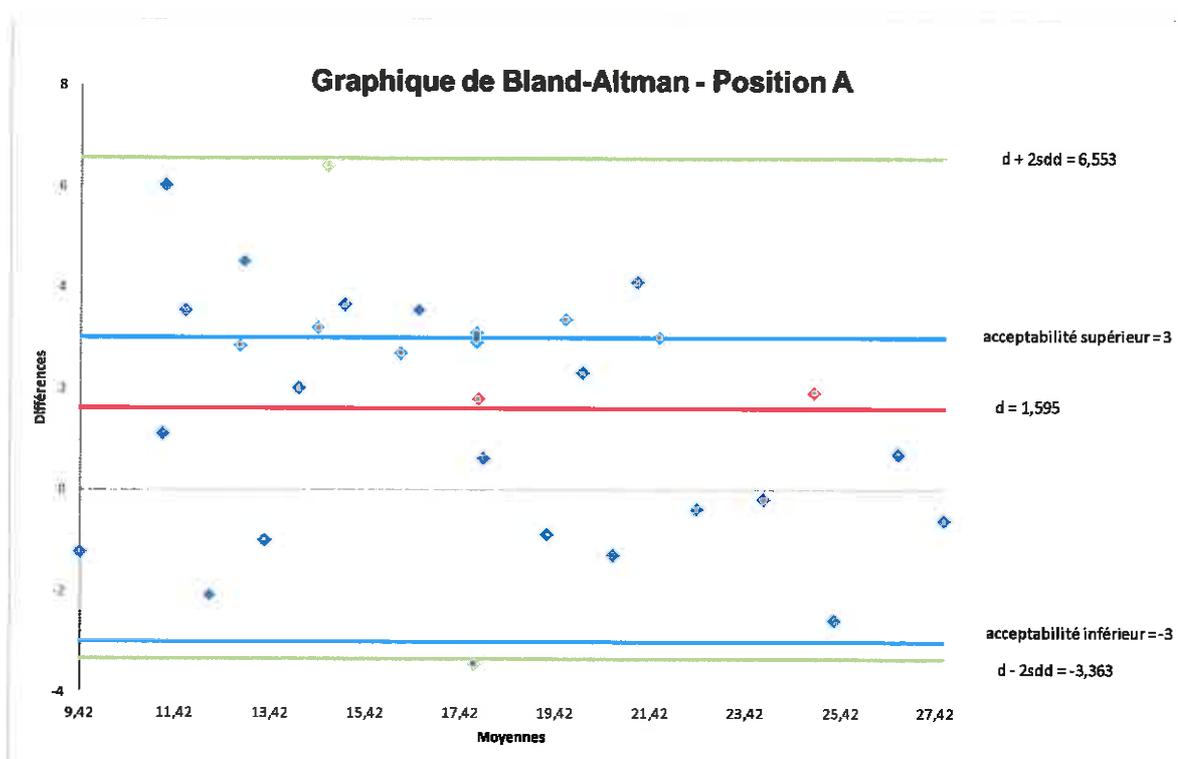


Figure 3 : graphique de Bland-Altman pour la position A

Pour rappel, la position A est à genoux dressés. On note que les moyennes s'étaient entre 9,42 et 27,42 kg. Les différences vont de -3,45 à 6,4 kg. On observe également que les mesures de faible force sont souvent surévaluées au pèse-personne par rapport au dynamomètre. En effet, graphiquement, la plupart de ces mesures se trouvent au-dessus de la valeur 0. C'est l'inverse pour les mesures de

forces importantes. On peut voir que le pèse-personne donne en moyenne une valeur supérieure au dynamomètre de 1,595kg. De plus on constate que 11 de nos mesures se trouvent hors de notre intervalle d'acceptabilité (soit 35,48% hors limites et 64,52% à l'intérieur). Etant donné que nos limites d'acceptabilité se trouvent à l'intérieur de nos limites d'agrément, on ne peut conclure qu'à une concordance partielle. Plus précisément, pour la position A, la concordance est de 64,52%.

6.2.1.2. Position B : « quadrupédie »

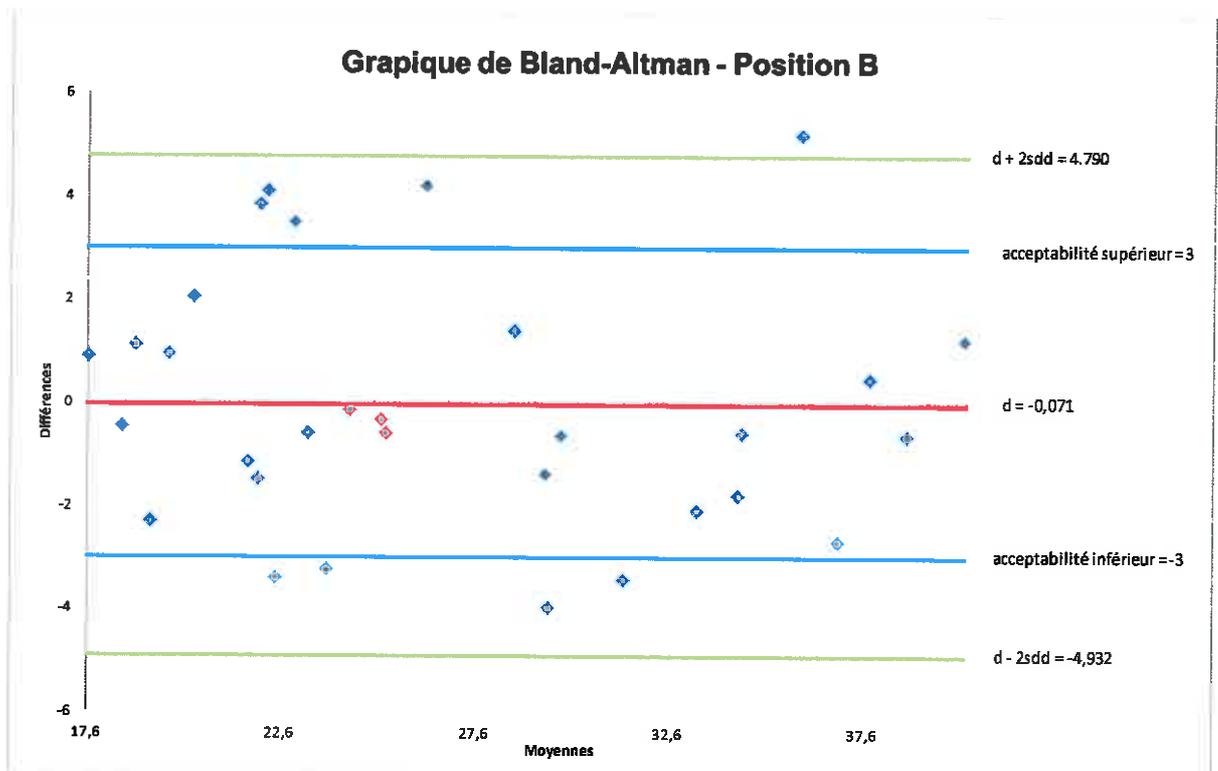


Figure 4 : graphique de Bland-Altman pour la position B

La position B consiste à une position de quadrupédie. On peut voir que la force mesurée va de 17,65 à 40,2 kg. Les différences vont de -4 à 5,2 kg. De même que pour la position A, on observe que lorsque la force développée est plus faible, la mesure au pèse-personne a tendance à être surévaluée. À l'inverse les mesures de forces importantes ont tendance à être sous-évaluées. Le biais systématique pour cette position est de -0,071 kg soit, sur l'ensemble des mesures, une concordance

très forte entre nos deux outils. Cependant, la concordance est imparfaite. En effet 9 mesures sur 31 sont hors de des limites d'acceptabilité, soit 29,03% et 70,97% à l'intérieur. On conclut à une concordance partielle à hauteur de 70,97% du pèse-personne par rapport au dynamomètre dans le cadre de la position B.

6.2.1.3. Position C : « assis genou tendu »

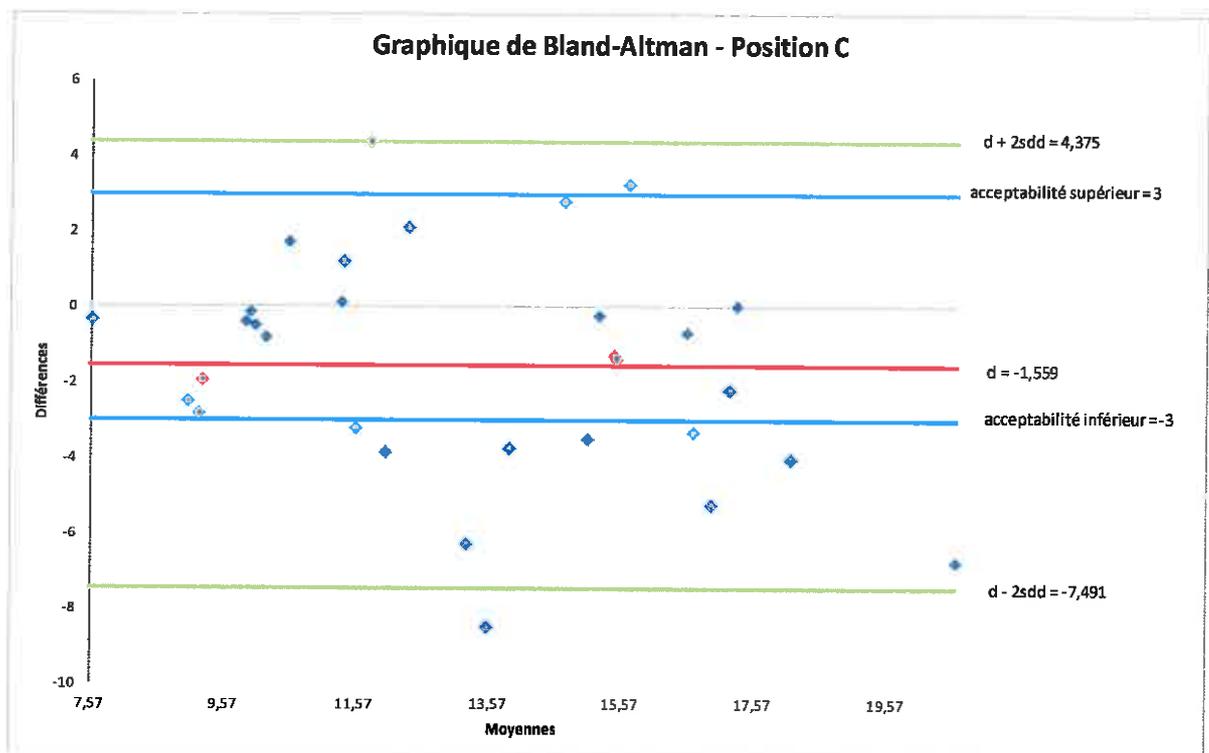


Figure 5 : graphique de Bland-Altman pour la position C

La position C se caractérise par une flexion de hanche à 90° et une extension totale de genou : position assise. Les moyennes vont de 7,57 à 20,60 kg. Les différences s'étalent de -8,5 à 4,5 kg. On ne peut pas établir de lien entre la force développée et une éventuelle sur- ou sous-estimation de la mesure au pèse-personne. On peut envisager que la moindre force développée dans cette position constitue une explication possible à cette remarque. Le pèse-personne nous donne en moyenne une mesure inférieure au dynamomètre de -1,559 kg. De plus on constate que 12 mesures se trouvent en dehors de nos limites d'acceptabilité soit

38,71% contre 61,29% à l'intérieur de ces limites. On conclut à une concordance partielle à 61,29% du pèse-personne par rapport au dynamomètre.

6.2.1.4. Position D : « procubitus »

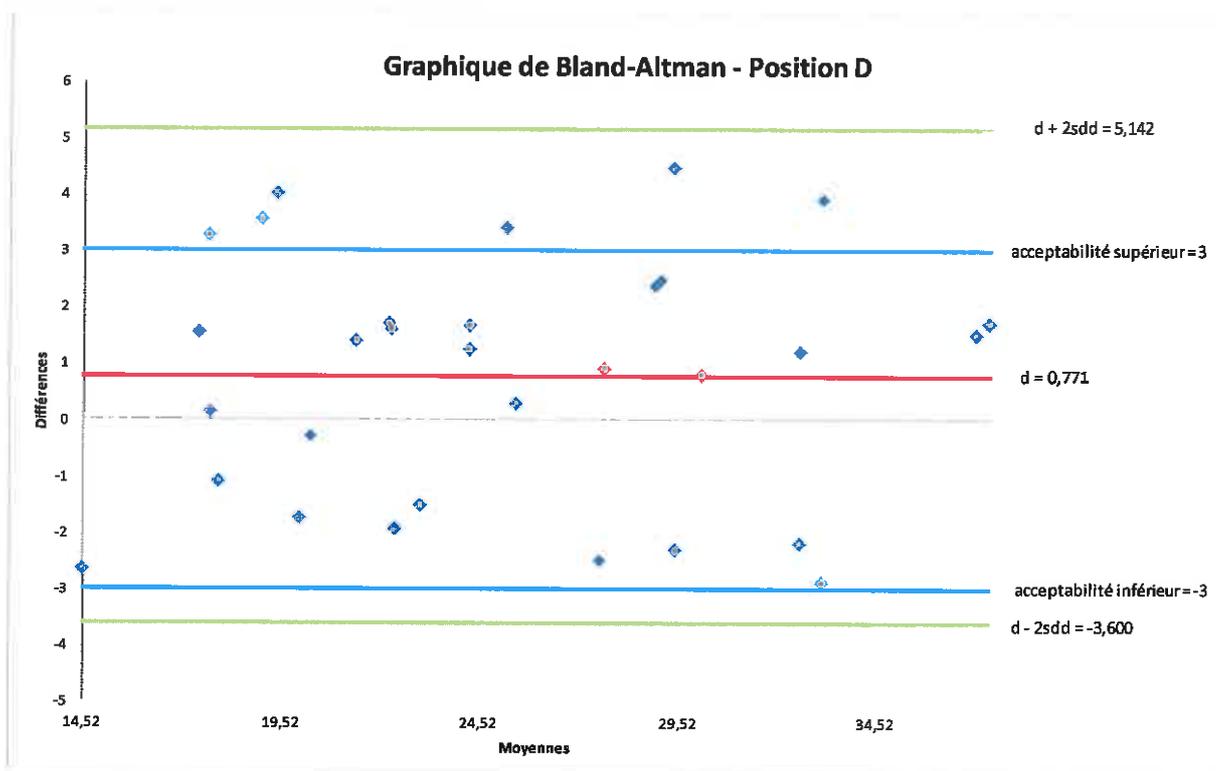


Figure 6 : graphique de Bland-Altman pour la position D

La position D est la position de procubitus strict. On relève tout d'abord que les forces moyennes vont de 14,52 à 37,35 kg. Les différences s'étalent de -2,9 à 4,45 kg. On ne peut pas lier la force développée avec une sur- ou sous-évaluation de la mesure au pèse personne. On note un biais systématique : le pèse-personne surestime la valeur théorique établie au dynamomètre de 0,771 kg en moyenne. De plus, seulement 6 mesures sont hors des limites d'acceptabilité soit 19,35%. A l'inverse 80,65% des mesures se trouvent à l'intérieur de nos limites d'acceptabilité. On conclut à une concordance partielle de 80,65%.

7. DISCUSSION

7.1. Analyse des résultats

7.1.1. Données générales

L'analyse générale des moyennes et écart-types nous donne quelques informations. Premièrement, les valeurs de force musculaire varient beaucoup d'une position à une autre quel que soit l'instrument de mesure : 13,3 kg en moyenne pour la position C à 27,0 kg pour la position B. Beaucoup plus de force est développée dans les positions B et D par rapport aux positions A et C. Les écart-types eux aussi sont source de variations (de 3,5 kg pour la position C à 6,8 kg pour la position B). On remarque que, par position, l'écart de mesure (biais systématique) varie de moins de 71 grammes à 1,6 kg selon l'outil utilisé. Pour les positions A, B et D, la mesure moyenne au pèse-personne est supérieure à la mesure au dynamomètre. C'est l'inverse pour la position C.

En d'autres termes les moyennes et écart-types des forces mesurées varient fortement d'une position à l'autre. Cependant ces mêmes mesures sont très proches au sein d'une même position lorsque l'on compare les outils.

7.1.2. Comparaison des positions

On peut s'apercevoir que les résultats varient énormément d'une position l'autre et ce avec un protocole identique pour chacune d'entre elles.

Tout d'abord, on voit que la meilleure concordance entre pèse-personne et dynamomètre est obtenue avec la position D : 80,65%. Vient ensuite la position B (70,97%), puis A (64,52%) et enfin C (61,29%). On remarque également que les biais systématiques sont inconstants selon les positions. Ce biais est quasiment nul pour la position B (-0,071 kg), faible pour la position D (< 1 kg) et plus important pour les positions A et C (> 1,5 kg). De ce point de vue, les positions B et D, en allongement intermédiaire des ischio-jambiers, semblent à privilégier.

On observe également que les positions B et D permettent au sujet de développer d'avantage de force. Ceci s'explique par le fait que le muscle est dans une course favorable à une contraction efficace. En effet, cela vient confirmer la relation tension-étirement selon laquelle un muscle possède un angle articulaire où la force potentiellement développée est maximale. La position théorique optimale donnée par l'isocinétisme est de 30° de flexion de genou (en position de flexion de hanche à 45°). Ici les positions B et D sont effectivement celles approchant le plus cet idéal. Dans le même temps on constate que la position C, où nos muscles cibles se trouvent en allongement maximal par rapport aux autres positions, est celle où les sujets produisent le moins de force. Cela semble une nouvelle fois confirmer la relation de force en fonction de l'étirement : peu de ponts d'actine-myosine peuvent s'établir lorsque l'on approche de l'étirement maximal.

7.2. Ressenti des patients et de l'évaluateur

Nous avons souhaité adjoindre aux résultats chiffrés une approche liée au ressenti des sujets et de l'évaluateur. L'objectif est de venir appuyer ou nuancer les résultats précédents.

7.2.1. Ressenti des patients

Lors de la réalisation du protocole, il a été demandé aux sujets de répondre à plusieurs questions : celles-ci portent notamment sur la douleur et le confort.

En ce qui concerne la douleur, il est demandé aux sujets d'indiquer quelles positions ont suscité une douleur lors de la réalisation de la contraction musculaire, ainsi que de quantifier cette douleur entre gêne et douleur vraie. Une gêne est désagréable mais supportable tandis que la douleur vraie est difficilement supportable (début de crampe, etc.). On précise qu'au repos, aucun sujet n'a présenté de problème pour supporter les 4 positions. Les résultats sont disponibles en annexe (**ANNEXE III**). Sur 31 sujets, 19 n'ont ressenti aucune gêne ni douleur soit

61,29%. En revanche, 12 (soit 38,71%) ont répondu l'inverse. Parmi eux, 2 ont ressenti une douleur vraie soit 6,45% de la population totale, et 10 ont évoqué une gêne : 32,26%. Les sujets ont la possibilité de décrire toutes les positions ayant été source de sensations désagréables. Ainsi 8 personnes ont cité 1 seule position, 3 en ont cité 2 et 1 sujet a décrit les 4 positions comme source de douleur. Les douleurs vraies ont été décrites lors de l'utilisation de la position A à genoux dressés : en raccourcissement maximal des ischio-jambiers. La répartition des gênes et douleur en fonction des positions est la suivante : position A : 38,89% ; position B : 16,67% ; position C : 11,11% ; position D : 33,33%.

Le confort, quant à lui, est évalué subjectivement. Le patient décrit la ou les position(s) dans lesquelles il s'est senti dans de bonnes conditions, à l'aise ; et inversement pour les installations qu'il n'a pas appréciées. Les résultats sont unanimes. Avec 16 avis négatifs, la position C est la moins appréciée. En effet, les sujets ne se sentent pas en mesure de développer leur force comme ils le souhaitent et ne parviennent pas à contrôler toutes les compensations. La position A présente 8 avis négatifs et 1 avis positif : le manque de stabilité est le principal motif ainsi que la douleur. La position B recueille 9 avis positifs. Enfin la position D regroupe 22 avis positifs et 1 avis négatif. C'est de loin la position la plus plébiscitée bien que parfois source d'une certaine gêne musculaire.

7.2.2. Ressenti de l'évaluateur

Les mesures au dynamomètre n'ont posé aucun problème du point de vue de l'installation comme de la réalisation et la lecture de la mesure.

Les mesures au pèse-personne sont aisées pour les positions où le sujet produit sa force vers le plafond et où l'évaluateur oppose la résistance vers le bas, à savoir les positions A, B et D. Pour la position C, le confort du thérapeute est également bon mais la lecture directe se révèle parfois délicate car l'interposition de la jambe du sujet est gênante.

En revanche, les positions de quadrupédie (B) et de procubitus (D) permettant de développer d'avantage de force sont parfois délicates à évaluer. En effet lorsque la force atteint les 30 kg, la résistance devient délicate à appliquer. L'évaluateur se doit de rester droit et rigide pour ne pas fausser la mesure et absorber une partie de la force développée. On note ainsi, pour la position de quadrupédie (position B), une sous-évaluation des mesures au pèse-personne dépassant 28 kg. On retrouve cette sous-évaluation dans la position « genoux dressés » (position A) alors que les forces sont moindres. La difficulté de la mesure n'est donc probablement pas le seul facteur expliquant la tendance à la sous-évaluation. De même les mesures de faible force dans les positions A et C amènent une tendance à la sur-évaluation. Ces 2 positions sont celles où les forces sont les plus faibles (<15 kg). Il y a donc un impact de l'évaluateur sur la mesure.

La position assise est la position la plus délicate. En effet beaucoup de sujets demandent d'avantages d'explications, ne comprenant pas comment ils doivent contracter leur muscle. La population la plus en difficulté est celle constituée de personnes présentant des ischio-jambiers hypoextensibles. La mise en allongement est déjà trop importante et on est amené à penser que les ponts d'actine-myosine sont quasiment inexistantes pour eux. Pour tous les sujets, le départ en triple flexion du membre inférieur est inévitable, cherchant un appui sur la sangle limitant cette compensation. On peut même se poser la question de savoir si la mesure obtenue dénote uniquement de la contraction des ischio-jambiers. Il faut donc passer du temps à expliquer cette position sans pour autant avoir la garantie d'un résultat correct.

Parfois, les sujets ne respectent pas la consigne de contraction lente jusqu'à son maximum. Ils réalisent une contraction brutale maximale et ne la tiennent pas 6 secondes. Dans ce cas la lecture de la mesure est impossible car trop rapide et ne répond pas à la mesure souhaitée. La mesure est alors recommencée.

7.3. Validité interne

7.3.1. Matériel

Le matériel n'est pas retenu comme source de biais. En effet, le matériel utilisé n'est pas étalonné. En revanche, nous avons mis en place une méthode de vérification du matériel. La technique utilisée est discutable car elle n'emploie pas de poids étalons. Cependant, elle a permis de montrer qu'il n'existait pas de défaut important de justesse et de fidélité sur notre matériel (pèse-personne et dynamomètre).

Nous pouvons reconnaître un biais éventuel sur la lecture de la mesure. Le pèse-personne utilisé nous donne un poids à 100 grammes près, en temps réel mais il est parfois délicat de relever cette mesure. En effet un système de double aiguillage permettant de conserver la valeur maximale comme le fait un dynamomètre serait probablement pertinent. Une autre possibilité aurait été d'utiliser un pèse-personne sonore ou à affichage projeté. La lecture au dynamomètre est facile. La mesure de force maximale est enregistrée et peut être notée une fois le test fini. Ce biais peut expliquer en partie l'écart de mesure entre nos deux outils.

7.3.2. Protocole – méthode

Le protocole est expliqué et les sujets peuvent poser autant de question qu'ils le souhaitent avant de commencer l'échauffement et les mesures. De ce fait nous écartons le biais lié à la mauvaise compréhension du protocole par les sujets.

La réalisation du protocole nous amène à réaliser 8 mesures potentiellement source de fatigue [21]. Pour y palier nous avons eu recours à la randomisation de l'ordre des mesures. Aucun sujet n'a réalisé la série de mesures dans le même ordre, dynamomètre et pèse-personne mélangés. De plus nous avons utilisé des temps de repos de 30 secondes entre chaque mesure. C'est le temps de repos

classiquement utilisé pour les études et notamment lors d'une succession de mesures au dynamomètre [22].

La douleur est potentiellement source de biais. Si une position est douloureuse, la force est directement impactée et diminuée. Nous avons effectivement recensé les douleurs mais nous n'avons pas différencié les douleurs au pèse-personne et au dynamomètre. Il en découle que nous n'avons pas pu mettre en évidence des différences par outil. Notre évaluation est donc incomplète sur ce point.

La mesure peut être faussée par le confort du patient en fonction des positions. Nous avons recensé les positions jugées inconfortables par les patients. La position assise apparaît comme la plus délicate et peut présenter des erreurs de mesure. En effet, on retrouve un biais systématique important (-1,59 kg) et des écarts importants entre les mesures. De plus le départ inévitable en triple flexion ne permet pas d'affirmer que la valeur obtenue ne révèle que la force des ischio-jambiers. Cette position ne peut donc pas être retenue dans le cas de notre étude. La position à genoux dressés présente un problème d'équilibre et de douleur. Ces deux paramètres amènent également à nuancer les résultats obtenus pour cette position. On remarque que ce sont les deux positions extrêmes de mise en allongement (raccourcissement maximal ou allongement maximal) qui posent le plus de problème.

7.3.3. Facteurs humains

Afin de limiter le biais lié à la fatigue, nous avons éliminé de notre population tous les sujets présentant des courbatures, une fatigue musculaire ou générale avant le test. Nous avons également écarté les personnes présentant une pathologie traumatique de moins d'un an sur les membres inférieurs ou toute autre pathologie (cardiaque, pulmonaire, etc.). S'il est aisé d'écarter les problèmes pathologiques, la fatigue reste une notion subjective qui a malgré tout pu influencer certains résultats.

La stimulation verbale permet au sujet de développer d'avantage de force [23]. Ainsi, pour éviter les efforts sous-maximaux, nous avons décidé d'utiliser une stimulation unique en milieu de contraction. De plus, pour éviter les disparités entre sujets, nous avons standardisé cet encouragement.

L'esprit de compétition qui réside en chacun a pu être à l'origine de biais dans nos mesures. En effet nous avons donné les résultats au fur et à mesure de l'avancée du protocole. Le sujet a potentiellement pu être influencé par la volonté de dépasser son propre score et effectuer un effort plus important lors des mesures suivantes. La salle où les mesures ont eu lieu accueillait uniquement le sujet et l'évaluateur au moment des prises de mesures. Nous avons donc limité un biais lié à l'émulation collective.

7.3.4. Evalueur

Enfin, il existe un biais lié à l'évaluateur. Tout d'abord, il est à noter que la mesure de la force au pèse-personne nécessite un apprentissage. Malgré quelques séries d'essais avant la mise en place du protocole, l'apprentissage s'est poursuivi tout au long de notre étude. Ainsi les premières mesures effectuées peuvent être de moins bonne qualité que les suivantes.

La force développée est parfois importante (jusqu'à 40 kg), l'évaluateur a présenté des difficultés à rester parfaitement rigide comme l'exige une mesure au pèse-personne. Il est possible que la force engendrée par la contraction musculaire ait été partiellement absorbée par l'évaluateur. Il aurait été pertinent de réaliser un test permettant de savoir quel poids l'évaluateur était capable de supporter sans fausser la mesure [7].

La lecture de la valeur lors de la mesure au pèse-personne est parfois délicate. En effet, il s'agit de maintenir la résistance, lire la mesure parfois masquée par le sujet sans pour autant influencer la mesure par des mouvements trop importants.

Pour d'avantage de précision et de confort, la lecture aurait pu être confiée à une tierce personne. L'idéal est tout de même d'utiliser un pèse-personne à affichage projeté dans le champ de vision de l'évaluateur ne nécessitant aucun mouvement.

7.4. Validité externe

Notre étude a porté sur 31 sujets volontaires, étudiants à l'ILFMK Nancy. Ceux-ci sont jeunes et en bonne santé physique et mentale. De plus nos critères d'inclusion et d'exclusion homogénéisent encore d'avantage cette population. En aucun cas cet échantillon n'est représentatif de la population cible de notre étude. En effet la mesure de force musculaire au pèse-personne est une technique de bilan qui doit être adapté à tous les patients. Il serait donc intéressant de mener une étude similaire sur une population présentant des genoux pathologiques (traumatiques, rhumatismaux, etc.) et d'inclure un nombre plus important de sujets de différents âges notamment. Enfin, une vérification intra- et inter-évaluateur serait intéressante dans une démarche de reproductibilité.

8. CONCLUSION

Cette étude permet d'élargir le champ des possibilités du masseur-kinésithérapeute. En effet, elle permet d'entrevoir une utilisation encore peu commune du pèse-personne : un outil de mesure de la force musculaire.

La mesure de la force des ischio-jambiers présente des résultats variables en fonction des positions : d'une concordance de 61,29% en position assise à 80,65% en procubitus strict. On peut affirmer que la concordance entre pèse-personne et dynamomètre est influée par l'angle articulaire dans le cadre d'un muscle bi-articulaire. Les positions d'allongement et de raccourcissement ne permettent pas une mesure précise pour des raisons de confort et de douleur notamment. On privilégiera donc les positions intermédiaires et plus particulièrement la position de procubitus.

Dans notre étude la concordance optimale est de 80,65% en procubitus. Nous n'avons jamais été en mesure de conclure à une concordance parfaite entre nos deux outils. A l'issue de notre travail, nous sommes amenés à penser que l'utilisation de l'outil pèse-personne dans de bonnes conditions est pertinente. De plus la mise en parallèle de la mesure de force des ischio-jambiers et du quadriceps par cet instrument pourrait permettre d'établir un ratio agoniste/antagoniste au niveau du genou.

Toutefois, les conclusions présentées sont à nuancer car elles ne représentent pas seulement les résultats de l'outil pèse-personne mais aussi des biais liés au matériel, à la méthodologie et des facteurs humains.

Le pèse-personne est donc un outil accessible, peu coûteux et simple d'utilisation. En revanche, les modalités de son utilisation demeurent à approfondir. L'étude de l'évaluation de la force de différents groupes musculaires serait intéressante ainsi que d'élargir à une population plus large et pathologique. Dans le cadre d'un bilan, l'étude de la reproductibilité de cette méthode est également importante.

BIBLIOGRAPHIE

1. **HISLOP H., MONTGOMERY J.** - Le bilan musculaire de Daniels et Worthingham : Techniques de testing manuel. 8ème édition. Issy-les-Moulineaux : Elsevier-Masson, juin 2009. 467 p. ISBN 9782294707391.

2. **GAUTHIER P.** - Intérêt de l'isocinétisme dans le bilan et la rééducation d'un genou opéré. Novembre 2011. www.irbms.com/rubriques/DIAPORAMAS/interet-isocinetisme-bilan-reeducation-genou-opere-gauthier-irbms-2011.pdf (consulté le 21/01/2014).

3. **HAUTE AUTORITE DE SANTE** - Mesure de la force du travail et de la puissance musculaire par dynamomètre informatisé et motorisé. Haute Autorité de Santé, 2006.

4. **HUSTEDT J. et al.** - Current advances in training orthopaedic patients to comply with partial weight-bearing instructions. In: The Yale journal of biology and medicine. mars 2012, vol. 85, n° 1, p. 119-125.

5. **KERN P.** - Le pèse-personne à l'essai-...erreur. 17p. 2008-2009. Travail réalisé en vue de l'obtention du diplôme d'état de masseur-kinésithérapeute : IFMK Nancy.

6. **OGE J.** – Evaluation de la force isométrique des ischio-jambiers à l'aide du pèse-personne. Reproductibilité intra et inter-évaluateur. 26p. 2012-2013. Travail réalisé en vue de l'obtention du diplôme d'état de masseur-kinésithérapeute : IFMK Nancy.

7. **BRUYNEEL A-V., DEAT P., BOUSSION L.** - Évaluation de la reproductibilité du test de force isométrique sur balance et par dynamomètre à pression pour les muscles extenseurs de genou. Kinésithérapie la Revue, juin 2012, vol. 12, n° 126, p. 33-40.

- 8. COLLIN P. et al.** - Étude comparative de l'utilisation d'un pèse personne, d'un dynamomètre électronique et d'un peson pour mesurer la force d'une épaule. Revue Chir. Ortho. et Trauma, novembre 2011, vol. 97, n°7, p. 260.
- 9. DUFOUR M.** - Anatomie de l'appareil locomoteur : Tome 1 Membres inférieurs. 2^{ème} édition. Issy-les-Moulineaux : Elsevier-Masson, 2007. 480 p. ISBN 2294080556.
- 10. DUFOUR M., PILLU M.** - Biomécanique fonctionnelle : Membres – Tête – Tronc. Issy-les-Moulineaux : Elsevier-Masson, 2006. 568 p. ISBN 2294088778.
- 11. ESCAMILLA R. et al.** - Anterior cruciate ligament strain and tensile forces for weight-bearing and non-weight-bearing exercises: a guide to exercise selection. J Orthop Sports Phys Ther, mars 2012, vol. 42, n° 3, p. 208-220.
- 12. BUSQUET L.** - Les chaînes musculaires : Tome IV Membres inférieurs. 3^{ème} édition revue et actualisée. Paris. Frison-Roche, 2003. 241p. ISBN 2876714191.
- 13. INMAN VT., RALSTON HJ. TODD F.** - Human Walking. Baltimore. 1981. Williams & Wilkins.
- 14. COMETTI G.** - L'échauffement. <http://expertise-performance.u-bourgogne.fr/pdf/Echauffement.pdf> (consulté le 23/11/2013).
- 15. BISHOP D.** - Warm up I: Potential Mechanisms and the Effects of Passive Warm Up on Exercise Performance. Sports Medicine, 2003, vol. 33, p. 439-454.
- 16. RANDALL D., BURGREN W., FRENCH K.** - Eckert animal physiology, 5th edition. New York. W.H. Freeman and company. 2002. 736p.

- 17. KREIGHBAUM E, BARTHELS K.M.** - Biomechanics: A qualitative approach for studying human movement. 3rd edition. New York: Macmillan. 1990.
- 18. PREVOST P.** - Sciensport : Les bonnes pratiques dans le sport et l'exercice physique au service de la santé, de la performance et de la préparation physique. <https://prevost.pascal.free.fr/theorie/muscle/reIFA.htm> (consulté le 15/10/2013).
- 19. PETREL K.** - Evaluation de la force musculaire utilisant un pèse-personne. Validation de la méthode. 17p. 2003-2004. Travail réalisé en vue de l'obtention du diplôme d'état de masseur-kinésithérapeute : IFMK Rennes
- 20. SYLVESTRE M.P.** - Faire et analyser un graphique de Bland-Altman pour évaluer la concordance entre deux instruments ou plus. Centre de recherche du centre hospitalier de l'université de Montréal. http://crchum.com/userfiles/Image/CENTRE_RECHERCHE/CRCHUM/Documentaions/Services/Janv%202011_Bland-Altman_f.pdf (consulté le 10/03/14).
- 21. SESBOÛE B., GUINCESTRE J-Y.** - La fatigue musculaire. Annales de Réadaptation et de Médecine Physique, juillet 2006, vol 49, n° 6, p. 257-264.
- 22. CAVAREC F.** - Evaluation de la force musculaire : fiabilité de trois appareils portatifs. Kinésithérapie Scientifique, septembre 2010, n°513, p. 5-13.
- 23. HOGREL J-Y., OLLIVIER G., DESNUELLES C.** - Testing musculaire manuel et quantifié dans les maladies neuromusculaires. Comment assurer la qualité des mesures de force dans les protocoles cliniques? Revue Neurologique, avril 2006, vol. 162, n°4 p. 427-436.

ANNEXES

ANNEXE I : vérification du matériel

ANNEXE II : formulaires

ANNEXE III : tableau des résultats

ANNEXE I : résultats de la vérification du matériel

Valeur théorique (kg)	Moyennes des mesures au pèse-personne (kg)	Moyennes des mesures au dynamomètre (kg)
5	4,90 ± 0	5 ± 0
8	7,90 ± 0	7,94 ± 0,02
11	10,90 ± 0	10,93 ± 0,02
15	15,00 ± 0	14,92 ± 0,02
20	20,00 ± 0	19,90 ± 0
25	24,90 ± 0	24,88 ± 0

ANNEXE II : formulaires

FORMULAIRE D'INFORMATION :

Madame, Mademoiselle, Monsieur,

Le Masseur-Kinésithérapeute est amené au quotidien à évaluer la force d'un ou plusieurs muscles ou groupes musculaires. Pour cela, il dispose de plusieurs outils parmi lesquels l'EMFM (Evaluation Manuelle et analytique de la Force musculaire) demeure le plus communément utilisé. Cette technique permet une évaluation rapide mais cependant subjective de la force.

D'autres techniques comme la machine d'isocinétisme ou les dynamomètres sont également utilisables et permettent une appréciation objective. Cependant leur coût important ne permet pas leur utilisation à grande échelle parmi la population de professionnels.

Le but de cette étude est de **comparer différentes positions pour l'évaluation de la force des ischio-jambiers à l'aide d'un pèse-personne**. Il s'agit en quelque sorte d'une étude préliminaire à la validation de l'outil pèse-personne par rapport au dynamomètre pour l'évaluation de la force des ischio-jambiers. Il est à noter que cet instrument de mesure est déjà validé pour l'évaluation de la force du quadriceps.

Déroulement du protocole : nous allons commencer par déterminer votre pied d'appui par un shoot dans un ballon. Puis vous commencerez une séance d'échauffement de 7 minutes environ dont le détail vous sera présenté oralement.

Nous vous installerons ensuite dans les 4 positions du test dans un ordre déterminé au hasard. Selon les positions, vous serez sanglé à la table afin d'éviter les compensations. Nous réaliserons ensuite nos mesures de force des ischio-jambiers, à savoir une mesure au dynamomètre et une mesure au pèse dans chaque position ; soit 8 contractions musculaires au total entrecoupées de temps de pause.

FORMULAIRE DE CONSENTEMENT ECLAIRE :

Je soussigné(e), M, Mlle, Mme né(e) le / /

Certifie avoir reçu les informations écrites et orales nécessaires concernant les modalités et le déroulement de l'étude. Je reconnais avoir eu la possibilité de poser toutes les questions qui me paraissent utiles et importantes pour la bonne compréhension du formulaire d'information. J'ai obtenu des réponses claires et précises à mes questions. J'ai profité d'un délai suffisant avant de prendre ma décision et n'ai subi aucune influence lors de celle-ci.

J'accepte volontairement et librement de participer à cette étude selon les conditions ci-dessous, sachant que je suis libre de refuser sans qu'il n'y ait une quelconque influence sur la poursuite de ma scolarité et sur la qualité de mes soins. Je suis conscient que je peux quitter cette étude à tout moment sans avoir à ne supporter aucune responsabilité.

- Je donne mon accord pour participer à cette étude aux conditions ci-dessous :
- Cet accord ne décharge pas l'organisateur de leur responsabilité ;
- Je peux quitter cette étude à tout moment sans conséquence ;
- Je peux solliciter l'organisateur pour toute information complémentaire dès que je le souhaite ;
- Toutes les informations me concernant sont strictement confidentielles.

Fait à, le / /

Signature de l'investigateur

Signature du volontaire
précédé de la mention « lu et approuvé »

FORMULAIRE DE RECUEIL DES DONNEES

N° :

Nom et prénom :

Téléphone :

Age :

Sexe : Homme Femme

Taille : cm

Poids : kg

Pied d'appui : Gauche Droite

Présence d'un flexum ou d'un récurvatum de genou : Oui Non

Antécédents médicaux et chirurgicaux aux membres inférieurs, ou autre (problème cardiaque, etc.)

Sport :

Pratiquez-vous une activité sportive ? Oui Non

Si oui, quel(s) sport(s) et combien d'heure(s) par semaine ?

MESURES : le .../.../....

Fatigue ? Oui Non

Courbature(s), contracture(s) Oui Non

Douleur(s) ? (Où, quand, type, intensité, position du test ?)

Poids de l'évaluateur : kg

Outil	POSITION A		POSITION B		POSITION C		POSITION D	
	P-P	D	P-P	D	P-P	D	P-P	D
Mesures (kg)								
Ordre des mesures								

Remarque(s) :

ANNEXE III : tableau de résultats

SUJET	SEXE	AGE	TAILLE	POIDS	PIED D'APPUI	FLEXUM RECURVATUM	ATCD	SPORT	A-PP	A-D	B-PP	B-D	C-PP	C-D	D-PP	D-D	FATIGUE	COURBATURES	DOULEUR
1	2	22	165	52	1	0	0	0	8,8	10,05	19,4	18,	1,4	11,	21,4	17,4	0	0	0
2	1	21	176	72	2	0	2	2	24	26,6	27,5	1,5	9,9	10,05	0,5	29,7	0	0	0
3	2	22	172	68	1	0	0	1	11,7	10,6	22,2	25,45	9,8	10,	19,1	20,85	0	0	0
4	1	2	18	90	2	0	0	0	18,2	17,6	25	25,6	9,8	10,62	2,1	21,5	0	0	0
5	2	21	155	58	1	0	0	1	1,4	9,85	21,4	19,5	9,7	10,1	20,1	20,4	0	0	0
6	2	22	160	52	1	0	1	1	16	12,8	28,	24,45	8,	10,25	22,1	20,7	0	0	0
7	1	2	188	78	1	0	0	0	18,8	19,7	28,7	0,1	14,8	16,2	24,9	2,65	0	0	0
8	1	18	175	60	1	0	0	1	19,2	16,	28,4	24,2	10,1	16,4	28,1	37,2	0	0	0
9	2	22	16	60	1	2	0	1	15,1	10,61	20,2	19,25	10,1	1,95	21,4	2,5	0	0	0
10	1	19	175	58	1	0	2	1	16,8	1,15	30,8	24,2	12	15,75	20,8	17,25	0	0	0
11	1	20	186	77	1	0	0	1	2,7	2,9	,5	5,	14,8	16,1	0,1	27,75	0	0	0
12	2	19	160	51	1	0	0	0	11,1	1,2	21,2	22,5	7,8	10,	17,8	17,85	0	0	0
13	1	2	175	86	1	0	0	1	27	26,	8,4	9,05	17,2	24	1,5	,7	0	0	0
14	1	25	182	90	1	0	0	2	27,	27,9	8	7,95	16,1	20,15	1,7	4,6	0	0	0
15	1	25	188	76	2	0	0	2	25,8	2,9	8,6	,4	14,	19,55	7,8	6,	0	0	0
16	2	18	161	52	2	0	0	0	15	1	24,7	21,2	9,	17,8	22,	2,8	0	0	0
17	1	21	180	7	1	0	0	2	16	19,45	5,6	8,	17,	17,	28,	0,6	0	0	0
18	1	18	179	72	1	0	0	1	21,	17,95	29,7	,15	15	18,	0,	27,85	0	0	0
19	2	19	175	10	1	0	0	0	14,2	11,5	18,	18,75	10	1,2	18,2	16,65	0	0	0
20	1	20	178	66	1	0	0	1	19,	16,2	21,	22,8	16,1	18,	25,6	25,	0	0	0
21	1	21	169	66	1	0	0	2	2,2	19,1	2,	4,4	16,2	16,9	5,1	1,2	0	0	0
22	1	21	192	71	1	0	0	1	21,15	18,85	28,	27,9	17,	14,05	1,6	27,15	0	0	0
23	1	21	190	84	1	0	0	2	2,1	20,1	40,8	9,6	15,1	15,5	8,2	6,5	0	0	0
24	1	21	178	69	1	0	0	2	22,2	22,6	29,5	0,15	12	10,8	25,1	2,45	0	0	0
25	1	22	178	82	1	0	0	1	18,	14,75	2	2,6	16,1	1,	2,1	21,4	0	0	0
26	1	22	178	67	1	0	0	1	18,7	16,9	25	25,5	14	9,6	26,	28,8	0	0	0
27	1	20	174	60	1	0	0	1	17,5	14,8	24	20,15	11,4	11,	26,9	2,5	0	0	0
28	1	2	182	78	1	2	0	2	17,8	11,4	24,	20,2	7,8	10,6	19,	16,05	0	0	0
29	2	22	150	5	1	0	0	1	14,2	8,2	18,1	17,2	7,4	7,75	1,2	15,85	0	0	0
30	1	21	172	66	1	0	0	1	20	21,	4,2	4,8	1,	16,8	,2	2	0	0	0
31	2	21	16	50	1	0	0	1	12,8	1,8	18,1	20,4	11,4	9,7	17,4	18,5	0	0	0

Légende :

- Sexe : 1 = garçon ; 2 = fille
- Pied d'appui : 1 = gauche ; 2 = droite
- Flexum – récurvatum : 0 = non ; 1 = flexum ; 2 = récurvatum
- Antécédents : 0 = non ; 1 = chirurgie ; 2 = traumatisme musculaire ; 3 = traumatisme ligamentaire ; 4 = autre
- Sport : 0 = non ; 1 = de 0 à 2h ; 2 = de 2 à 5h
- A, B, C, D = position du test
- PP = pèse-personne ; D = Dynamomètre
- Fatigue : 0 = non ; 1 = fatigue musculaire pré-test
- Courbatures : 0 = non ; 1 = courbature pré-test
- Douleur : 0 = non ; 1 = douleur légère ; 2 = douleur importante (A, B, C, D : position ayant provoqué la douleur).