

Abréviations

ASEP	American Society of Exercise Physiologists
HES-SO	Haute école spécialisée de la Suisse occidentale
IC	Intervalle de confiance
ICC	Interclass Coefficient Correlation
IMC	Indice de masse corporelle
Kg	Kilogramme
Lbs	Pounds
MicroFET	Force Evaluation and Testing
N	Newton
SDD	Smallest Detectable Difference
SEM	Standard Error of the Measurement

Avertissement

Les prises de position, la rédaction et les conclusions de ce travail n'engagent que la responsabilité de ses auteurs et en aucun cas celle de la Haute Ecole de Santé Valais, du Jury ou du Directeur du Travail de Bachelor.

Nous attestons avoir réalisé seules le présent travail, sans avoir utilisé d'autres sources que celles indiquées dans la liste de références bibliographiques.

Loèche-les-Bains, le 10 juin 2016

Dunja Henguely

Caroline Indermühle

Remerciements

Nous tenons tout d'abord à remercier vivement notre directrice de travail de Bachelor **Mme Anne-Gabrielle Mittaz Hager** pour son soutien tout au long de la réalisation de ce travail. Grâce à son aide et à ses conseils avisés, nous avons pu mener à bien notre étude.

Nous remercions également **M. Roger Hilfiker** pour son aide précieuse lors des ateliers statistiques.

Nous voulons aussi remercier **Mme Manon Tschopp et Mme Virginie Ulrich** pour leur protocole qu'elles ont effectué l'année passée, sur lequel se base notre étude, ainsi que pour leur disponibilité à répondre à nos questions.

Un grand merci à **Mme Auriane Solier et Mme Valérie Boichat** pour la collaboration dans ce projet. Ensemble nous avons pu mener ce travail à bien.

Nous remercions **tous les participants** de notre étude, grâce à eux nous avons pu réaliser ce projet.

Nous souhaitons remercier **l'HES-SO Valais** pour la mise à disposition des locaux, des appareils MicroFET2, ainsi que pour la prise en charge de nos frais.

Merci à **nos parents et proches** pour leurs relectures, corrections et soutien inconditionnel dont ils ont fait preuve durant cette longue période de stress.

Enfin, nous adressons nos remerciements à toutes les personnes qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de notre travail de Bachelor.

Table des matières

RÉSUMÉ DE L'ÉTUDE EN FRANÇAIS	1
ZUSAMMENFASSUNG DER STUDIE	2
ABRÉVIATIONS	3
AVERTISSEMENT	4
REMERCIEMENTS	5
1. INTRODUCTION	3
1.1. CONTEXTE ET MOTIFS	3
1.2. CONCEPTUALISATION	4
1.2.1. Force musculaire.....	4
1.2.2. Différents types de force.....	4
1.2.3. Force isométrique.....	4
1.2.4. Evaluation de la force	4
1.2.5. Dynamométrie manuelle.....	5
1.2.6. Facteurs d'influence.....	5
1.3. PREUVES CLINIQUES À CE JOUR	6
1.4. OBJECTIF DE L'ÉTUDE	7
1.5. ISSUE DE L'ÉTUDE	7
2. MÉTHODE	9
2.1. DESIGN DE L'ÉTUDE	9
2.2. POPULATION.....	9
2.3. PROCÉDURE GÉNÉRALE.....	9
2.4. PROCÉDURE À CHAQUE VISITE	10
2.5. MODALITÉS DE LA PROCÉDURE D'ÉVALUATION.....	12
2.5.1. Utilisation du microFET2	12
2.5.2. Évaluateurs.....	13
2.5.3. Type de test.....	13
2.5.4. Échauffement	14
2.5.5. Nombre de répétitions.....	14
2.5.6. Temps de contraction	14
2.5.7. Temps de pauses	15
2.5.8. Intervalle test-retest.....	15
2.5.9. Instructions et encouragements.....	16
2.5.10. Tableau récapitulatif	16
2.5.11. Mouvements demandés pour l'évaluation de la force isométrique.....	16
2.5.12. Matériel et procédure du test.....	17
2.6. MÉTHODE STATISTIQUE	18
2.6.1. Détermination de l'échantillon.....	18
2.6.2. Analyses planifiées	18

3. RÉSULTATS	20
3.1. STATISTIQUE DESCRIPTIVE.....	20
3.1.1. Description de l'échantillon.....	20
3.1.2. Description des caractéristiques des évaluateurs	21
3.1.3. Comparaison des IMC entre les sujets et les examinateurs	21
3.2. FIABILITÉ INTRA- ET INTER-EXAMINATEUR ICC2K	21
3.3. FIABILITÉ DES VALEURS INDIVIDUELLES	23
3.4. L'ERREUR STANDARD DE MESURE ET LE CHANGEMENT DÉTECTABLE MINIMAL	24
4. DISCUSSION	26
4.1. STATISTIQUE DESCRIPTIVE.....	26
4.2. FIABILITÉ INTRA-EXAMINATEUR	26
4.3. FIABILITÉ INTER-EXAMINATEUR.....	26
4.4. FIABILITÉ DES VALEURS INDIVIDUELLES	27
4.5. L'ERREUR STANDARD DE MESURE ET LE CHANGEMENT DÉTECTABLE MINIMAL	27
4.6. FORCE ET FAIBLESSE.....	27
4.7. UTILITÉ POUR LA PRATIQUE.....	28
4.8. PISTE POUR RECHERCHE FUTURE	28
5. CONCLUSION	30
RÉFÉRENCES	31
LISTE DES ILLUSTRATIONS	37
LISTE DES TABLEAUX	37
ANNEXES	I
ANNEXE I : DÉCLARATION DE CONSENTEMENT ÉCLAIRÉ.....	II
ANNEXE II : LETTRE D'INFORMATIONS AUX PARTICIPANTS.....	IV
ANNEXE III : RECUEIL DES DONNÉES DE BASE	VI
ANNEXE IV : RECUEIL DE DONNÉES 1	VIII
ANNEXE V : RECUEIL DE DONNÉES 2.....	IX
ANNEXE VI : GUIDE D'UTILISATION DU MICROFET2.....	X
ANNEXE VII : DESCRIPTION DES POSITIONS DES TESTS.....	XVII

1. Introduction

1.1. Contexte et motifs

L'évaluation de la force musculaire est un élément essentiel de la prise en charge physiothérapeutique (Richard W. Bohannon, 2012b). Il est primordial et pertinent d'évaluer cette force avec précision pour objectiver la présence d'un déficit, effectuer des comparaisons ou encore pour suivre la progression d'un traitement (Saulnier et al., 2013). Le testing manuel est la méthode la plus communément utilisée (Quinn & Gordon, 2013). Il se révèle toutefois subjectif et peu précis pour quantifier la force lorsqu'elle est égale ou supérieure à M3 (Hilfiker & Oesch, 2006). L'objectivité est pourtant nécessaire lors de l'évaluation musculaire et dépend de la qualité des mesures. L'isocinétisme est un instrument de mesure objectif de la force, fiable et valide, deux exigences de mesure (de Vet, Terwee, Knol, & Bouter, 2006). Il est souvent utilisé comme « gold standard » auquel sont comparés d'autres instruments de mesure de la force (Martin et al., 2006). Cependant, son coût est élevé et son mode d'utilisation ne permet pas de réaliser des tests au quotidien (Stark, Walker, Phillips, Fejer, & Beck, 2011). Les dynamomètres manuels, tels que le microFET2, ont été développés afin de démontrer l'efficacité des traitements de manière objective (Kendall, McCreary, Provance, Rodgers, & Romani, 2007). Ils offrent une alternative simple à utiliser et peu coûteuse pour évaluer la force musculaire.

Cependant, Schrama et al. (2014) relève des fondements scientifiques parfois non concordants de la fiabilité de cet instrument. Un manque de fiabilité du dynamomètre a également été observé lors de son utilisation dans une étude pilote (Chassot, 2014). Suite à ces résultats, un projet d'étude a été proposé par notre responsable Anne-Gabrielle Mittaz Hager. Ce travail fait suite au travail de Bachelor élaboré par V. Ulrich et M. Tschopp « protocole standardisé pour une étude destinée à évaluer la fiabilité du dynamomètre microFET2 pour les mesures de la force des membres inférieurs » dans le cadre de leur travail de Bachelor en 2015 (Tschopp & Ulrich, 2015).

Afin de bien comprendre la teneur de notre travail, il est nécessaire d'apporter des précisions sur quelques concepts théoriques.

1.2. Conceptualisation

1.2.1. Force musculaire

La force musculaire est une composante fondamentale du mouvement et de la performance (Hislop & Montgomery, 2000). Elle est primordiale dans les activités de la vie quotidienne, au travail ou lors d'une performance sportive (Morris, Dawes, Howells, Scott, & Cramp, 2008). Elle est donc une composante essentielle de l'examen et du traitement physiothérapeutique d'un patient, en particulier dans les pathologies musculo-squelettiques ou neuro-musculaires (Reese, 2013).

1.2.2. Différents types de force

Il existe différents types de régimes de contraction (Jones, Round, & de Haan, 2005) : l'isométrique, l'isocinétique et l'anisométrique composée du régime concentrique, excentrique et pliométrique.

Dans ce travail, nous nous concentrons plus particulièrement sur la force isométrique maximale statique.

1.2.3. Force isométrique

Lors d'une contraction isométrique, le muscle travaille contre une résistance fixe : les leviers et donc les insertions musculaires ne se déplacent pas (Cometti, 2005).

Le principal avantage de cette force est qu'elle est rapide et facile à mettre en œuvre. Elle permet ainsi de tester un large échantillon de personnes (Brown & Weir, 2001). De plus, l'évaluation de la force isométrique semble être très fiable (Brown & Weir, 2001).

L'inconvénient est que les données de cette force ne sont mesurées qu'à un point précis et non sur l'ensemble du mouvement articulaire (Brown & Weir, 2001).

1.2.4. Evaluation de la force

Lors d'une prise en charge physiothérapeutique, il est primordial et pertinent d'évaluer la force musculaire avec précision pour objectiver la présence d'un déficit, effectuer des comparaisons (au côté controlatéral ou à un autre individu pour une activité similaire), ou encore pour suivre la progression d'un traitement (Saulnier et al., 2013).

La demande d'objectivité est de plus en plus forte. Il faut pouvoir prouver l'efficacité des traitements avec des chiffres qui permettent également de documenter des changements de force mineurs (Kendall et al., 2007).

Différents appareils nous permettent de préciser ces valeurs et d'évaluer la force maximale (Kendall et al., 2007). Notre intérêt se porte sur les dynamomètres manuels.

1.2.5. Dynamométrie manuelle

Le dynamomètre manuel est un outil de mesure portable, de petite taille, peu coûteux et simple à utiliser (Brown & Weir, 2001; Kamiya et al., 2014; Stark et al., 2011). Il est utile dans la pratique clinique car il permet d'obtenir une mesure objective en moins de quatre minutes (Whiteley et al., 2012) et se révèle très pratique, surtout lorsque la mobilité du patient est réduite (Saey & Troosters, 2008).

Le dynamomètre manuel est utile dans le milieu clinique et dans la recherche lorsque l'isocinétisme est impraticable ou trop coûteux (Hayes & Falconer, 1992).

Il est également moins subjectif que le testing manuel, spécialement lorsque la force est élevée (Hayes & Falconer, 1992). Les cotations de 0 à 3 de la méthode manuelle de Daniels et Worthingham contiennent suffisamment de preuves objectives visuelles (Kendall et al., 2007). Par contre, les cotations 4 et 5 sont de loin pas assez précises. Il existe un large éventail de forces supérieures à 5. Baldwin et al. (2013) observent également qu'il n'est pas possible de corrélérer les valeurs 4 et 5 avec des valeurs en newtons et par conséquent d'établir une limite objective entre les deux grades. Ils concluent que les dernières valeurs de l'échelle manuelle ne sont pas adéquates pour détecter les changements de force et qu'un moyen de mesure plus sensible est nécessaire (Baldwin et al., 2013). Le dynamomètre permettrait donc d'être plus précis lors de la documentation de l'évolution du patient (Hansen, McCartney, Sweeney, Palimenio, & Grindstaff, 2015).

1.2.6. Facteurs d'influence

Trois principaux facteurs influencent la mesure de la force avec un dynamomètre: la force de l'examineur, la stabilisation du dynamomètre et du sujet ainsi que l'expérience de l'examineur.

La force de l'examineur va fortement influencer le test (Marmon, Pozzi, Alnahdi, & Zeni, 2013). Lorsque la force du sujet approche ou dépasse celle de l'évaluateur, la force mesurée peut être alors sous-estimée car la stabilisation de l'appareil tout comme celle du sujet sera insuffisante (Saey & Troosters, 2008). La capacité de l'évaluateur à résister contre le sujet est donc une source de variabilité inter-examineur.

Plusieurs études montrent que la stabilisation du dynamomètre et du sujet sont des problèmes importants (Crompton, Galea, & Phillips, 2007; Kolber, Beekhuizen, Cheng, & Fiebert, 2007). Le sexe et le poids de l'évaluateur ainsi que le type de prise vont influencer l'habileté de l'évaluateur à stabiliser le dynamomètre et donc influencer la fiabilité du test, particulièrement lors du testing des muscles forts (Thorborg, Bandholm, & Hölmich, 2013). Plus le muscle est fort, moins les mesures seront précises. La fiabilité est donc plus basse pour le membre inférieur du côté sain et dominant d'un jeune homme (Richard W. Bohannon, 2012a). Chez les sujets forts, l'utilisation d'une ceinture de fixation est nécessaire (Richard W. Bohannon, 2012a). Elle permet une meilleure stabilisation et standardisation des positions, ce qui augmente la fiabilité du dynamomètre (Thorborg et al., 2013).

L'expérience de l'examineur est prise en compte car c'est également une source de variabilité (Cynthia Dawson, 2010). Beck et al. (1999) ont démontré que les mesures deviennent plus précises après plusieurs répétitions du test en raison des effets de la pratique sur les évaluateurs et les sujets.

Les auteurs relèvent encore divers facteurs pouvant influencer la force du sujet comme l'inconfort pendant le test (Hansen et al., 2015; Leggin, Neuman, Iannotti, Williams, & Thompson, 1996; Vermeulen et al., 2005), la motivation (Baldwin et al., 2013), l'effet d'apprentissage et la fatigue (Schrama et al., 2014). En ce qui concerne les caractéristiques de l'évaluateur, elles peuvent être influencées par son niveau de concentration, son niveau d'entraînement et sa manière d'appliquer correctement les procédures du test (Schrama et al., 2014).

1.3. Preuves cliniques à ce jour

Le guide d'utilisation de Hoggan Health Industries (2012), créateur du dynamomètre microFET2, n'est pas assez précis dans la description de l'utilisation de l'appareil et nous n'avons aucune information quant à sa fiabilité.

Rapport-gratuit.com



Dans la littérature, trois revues systématiques concernant la dynamométrie manuelle relèvent que les études ne détaillent pas suffisamment leurs procédures d'utilisation pour qu'elles soient reproductibles, ce qui compromet la validité externe des études et les rend difficilement comparables (Dekkers, Rameekers, Smeets, & Janssen-Potten, 2014; Schrama et al., 2014; Stark et al., 2011). Stark et al. (2011) relèvent également un manque de standardisation au sein des procédures concernant, entre autres, la position du sujet, la position de l'évaluateur et le degré auquel la résistance est exercée. En plus du manque de procédures standardisées et détaillées, Stark et al. (2011) et Schrama et al. (2014) constatent qu'il existe un manque important de qualité méthodologique des études, notamment par rapport à la mise en aveugle des évaluateurs et des participants, ainsi qu'à l'ordre non randomisé des tests.

Finalement, plusieurs études ont conclu que le haut degré de fiabilité obtenu dans leurs résultats est dû à leur protocole précis avec une standardisation maximale et l'exécution des tests par des évaluateurs entraînés (Hébert et al., 2011; Kimura, Jefferson, Gulick, & Coll, 1996).

1.4. Objectif de l'étude

Notre objectif est de conduire une étude diagnostique transversale, avec répétitions des mesures, sur la base d'un protocole standardisé et détaillé, pour évaluer la fiabilité intra- et inter-examineur du dynamomètre microFET2 pour les mesures de la force isométrique maximale de la flexion et l'extension du genou.

1.5. Issue de l'étude

Lors de cette étude, nous avons mesuré la force isométrique maximale à l'aide du microFET2 qui nous donne les résultats en newtons. L'issue de ce projet est la fiabilité intra- et inter-examineur de ces mesures, évaluée à l'aide du coefficient de corrélation intra-classe (ICC). La littérature décrit qu'un ICC supérieur à 0,75 a une excellente fiabilité, un ICC entre 0,40 à 0,74 une fiabilité adéquate et un ICC plus petit que 0,4 a une faible fiabilité. Il est recommandé d'utiliser un instrument qui a un ICC plus de 0.9 pour des mesures individuelles et non en groupe (Terwee et al., 2007).

Nous nous sommes donc posé la question : « Quelle est la fiabilité intra- et inter-examineur du dynamomètre MicroFET2 pour mesurer la force isométrique maximale de la flexion et extension du genou ? » Notre hypothèse est que la standardisation de la

procédure d'utilisation du dynamomètre microFET2 diminue l'erreur de mesure et influence favorablement la fiabilité de l'appareil.

2. Méthode

2.1. Design de l'étude

Cette étude est une étude diagnostique de type transversal, avec répétition des mesures pour évaluer la fiabilité intra- et inter-examineur. L'étude consiste à mesurer la force isométrique des membres inférieurs à quatre reprises. Les examinateurs et les sujets étaient en aveugle par rapport aux résultats et l'ordre des tests était randomisé.

2.2. Population

Notre étude s'est adressée à une population d'adultes entre 18 et 65 ans, hommes ou femmes. Pour participer à l'étude, les participants devaient avoir une amplitude d'articulation du genou de 90° de flexion, qui permette de réaliser les tests et être capables d'effectuer des tests de force sur une durée de deux heures.

Nous avons exclu les participants qui présentaient des douleurs aiguës qui les empêchaient de réaliser les tests de manière convenable sur une durée de deux heures.

Pour recruter les participants, nous avons organisé une séance d'information à l'école de physiothérapie de Loèche-les-Bains afin d'expliquer notre projet. Nous avons recruté des étudiants et professeurs volontaires à l'aide d'un formulaire d'intérêt de participation. En signant la déclaration de consentement éclairé (annexe [I]), les participants déclarent accepter l'intégralité du document.

Chaque participant a été suivi tout au long de l'évaluation pour garantir sa sécurité et ainsi éviter un événement indésirable. Les sujets avaient le droit d'interrompre leur participation à l'étude à n'importe quel moment et pour n'importe quelle raison. En cas de danger, l'évaluation pouvait également être annulée par l'investigateur. Les risques de participer à cette étude sont très faibles. Afin de prévenir les courbatures, nous avons proposé aux participants des exercices d'étirement. Nous sommes restés en tout temps attentifs à leur sécurité lors de l'exécution des tests dans cette étude.

2.3. Procédure générale

Afin d'optimiser la réalisation de cette étude, la phase de préparation a débuté en septembre 2015. Dès cette période, nous avons finalisé le dossier pour la soumission à

la Commission cantonale valaisanne d'éthique médicale (CCVEM), avons recruté les participants (annexe [II]) et nous nous sommes entraînées à utiliser le MicroFET2. Tous les participants ont rempli un document de recueil des données de base (annexe [III]). A partir du 4 janvier, les premiers tests ont eu lieu. Ils se sont déroulés sur une période de cinq semaines. Nous avons réunis les données dans un tableau Excel pour effectuer les statistiques. Durant cette même période, nous avons retravaillé la rédaction de l'introduction et de la méthode pour notre travail. Nous avons rendu notre Travail de Bachelor le 10 juin 2016.

L'illustration ci-dessous présente l'organisation temporelle de l'étude (Illustration 1).

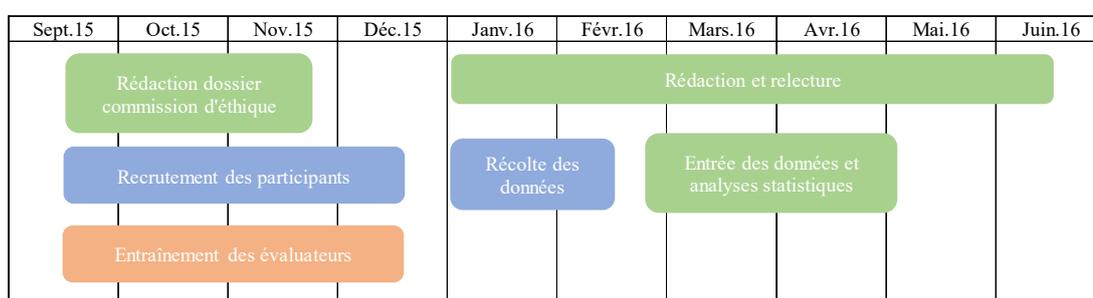


Illustration 1: Planification de l'étude

2.4. Procédure à chaque visite

Pour des raisons pratiques, nous avons coopéré avec les investigatrices de l'étude portant sur la fiabilité du MicroFET2 pour les membres supérieurs (Boichat & Solier, 2016). Cette procédure nous a permis d'évaluer deux participants à la fois, et d'évaluer la fiabilité inter-examineur.

Chaque participant a été invité par courrier électronique précisant la date et l'heure de la rencontre. Pour la récolte des données, les participants ont été soumis à deux sessions d'évaluation. Le schéma (Illustration 2) montre la procédure que les participants ont suivie à chaque visite.

Les participants ont réalisé quatre séries de tests réparties sur deux sessions. Lors de la première session, les sujets ont fait l'ensemble des tests deux fois de suite avec deux évaluateurs différents. Cette même procédure a été réalisée lors de la deuxième session qui se déroulait entre trois et dix jours plus tard. Nous allons préciser ces étapes.

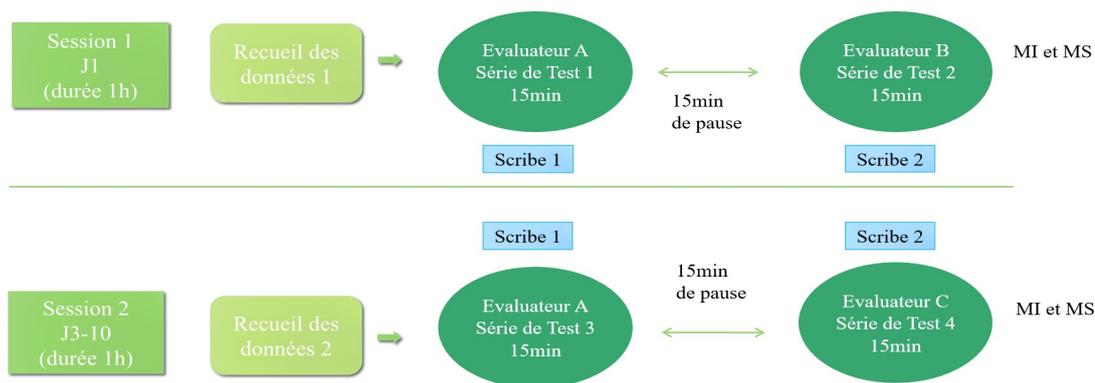


Illustration 2: Procédure à chaque visite

Lors de la première rencontre (J1), avant l'évaluation, les participants ont commencé par remplir un document de recueil des données (annexe [IV]). Nous avons prévu 10 minutes pour remplir ce formulaire.

Ensuite, le sujet 1 commençait la première série de tests sur une durée de 15 minutes avec l'évaluateur A du membre inférieur pour la flexion et l'extension du genou. Le sujet 2 commençait avec l'évaluateur A du membre supérieur pour la flexion et l'abduction de l'épaule. Puis, ils échangeaient pour la deuxième série de tests. En procédant à cet échange, nous avons considéré que le sujet avait une pause active de 15 minutes : le membre testé (m. inf.) bénéficiait d'une pause de 15 minutes pendant que le participant réalisait un test avec un autre membre (m. sup.). Une fois ces deux séries terminées, le sujet 1 retournait tester le membre inférieur, cette fois avec l'évaluateur B et le sujet 2 pour le membre supérieur avec l'évaluateur B. L'ordre des tests était aléatoire et chaque évaluateur était assisté par un scribe. Celui-ci a relevé les résultats obtenus par les participants de manière à ce que l'évaluateur et les sujets soient en aveugle. Pour la seconde partie du test, le scribe est devenu évaluateur et l'évaluateur est devenu scribe.

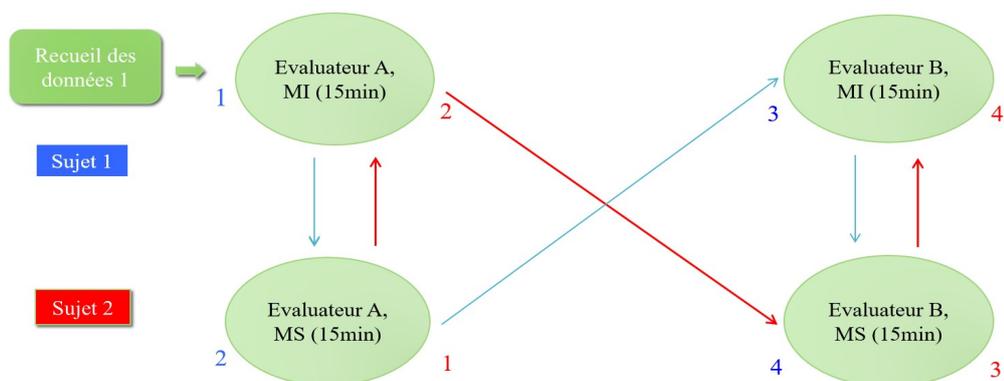


Illustration 3: Déroulement d'une session de test

La deuxième session de tests s'est déroulée entre trois et dix jours plus tard. Les participants se sont directement rendus chez l'évaluateur A pour remplir un questionnaire sur d'éventuels effets indésirables (douleur, ou autre), suite à la première session (annexe [V]). L'évaluateur A a effectué les différents tests sur les participants. Une pause active de 15 minutes a suivi, avant la dernière série de tests chez l'évaluateur C. La durée d'une série de tests était d'environ 15 minutes avec chaque évaluateur, suivie d'une pause active de 15 minutes entre deux. La durée totale de la visite se situait autour d'une heure et demie par participant. Toute la procédure a duré cinq semaines.

2.5. Modalités de la procédure d'évaluation

Cette procédure a été élaborée sur la base d'articles, de recommandations de l'American Society of Exercise Physiologists (ASEP) et du guide « Measurement in medicine » (de Vet, Terwee, Mokkink, & Knol, 2011). Elle répond aux différents besoins identifiés dans la littérature concernant la fiabilité de la dynamométrie manuelle à ce jour. Ainsi, chaque élément de la procédure des tests est expliqué et chaque position est illustrée et commentée afin que la procédure soit reproductible avec le plus de précision possible. Le point clé d'une étude de fiabilité est que la situation de l'étude ressemble autant que possible à la situation dans laquelle l'instrument de mesure sera utilisé (de Vet et al., 2011). C'est pourquoi chaque élément de la procédure répond à la fois aux exigences des études de fiabilité mais reste applicable dans un contexte quotidien.

2.5.1. Utilisation du microFET2

D'après une étude de Bohannon (2012), 13 différents dynamomètres ont été utilisés entre 2010 et 2011. Le microFET est le deuxième appareil le plus utilisé après Lafayette/Nicholas (Richard W. Bohannon, 2012a).

Nous avons utilisé le dynamomètre microFET2 (Illustration 4). Il s'agit d'un appareil électronique manuel portable de la marque « Hoggan Health ». Cet appareil a une précision de 1% pour l'échelle de mesure totale (Hoggan Health Industries, 2012). Trois unités de mesure sont à choix : les pounds (lbs), les kilogrammes (kg) ou les newtons (N). Nous avons décidé d'utiliser les newtons, l'unité de mesure des forces dans le système international d'unités (Measures, Taylor, & Thompson, 2008).

Les dynamomètres doivent être précis. C'est pourquoi ils ont besoin d'être régulièrement testés avec des poids certifiés. Les deux dynamomètres que nous avons utilisés ont été calibrés avant la réalisation des tests.



Illustration 4: microFET2 (Hoggan Health Industries, 2012)

Les examinateurs ont toujours utilisé le même dynamomètre pour chaque session, comme certains auteurs le recommandent (Kimura et al., 1996).

L'utilisation détaillée du microFET2 se trouve en annexe [VI].

2.5.2. Évaluateurs

Afin que les résultats de l'étude soient généralisables à d'autres physiothérapeutes, une évaluation par plus de deux évaluateurs est appropriée (de Vet et al., 2011). En effet, l'enrôlement de seulement deux examinateurs peut être une limite pour la fiabilité de l'étude (Merolla, Santis, Campi, Paladini, & Porcellini, 2010) et pour sa validité externe (de Vet et al., 2011).

Les investigateurs qui ont effectué les tests, sont trois étudiantes de troisième année de Bachelor en physiothérapie. Le sexe, la taille, le poids, l'âge, le niveau d'expérience et la familiarisation avec la procédure seront documentés. Les examinateurs se sont entraînés entre eux au moins une fois par semaine durant les mois de septembre à décembre afin de se familiariser avec la procédure.

2.5.3. Type de test

Il existe deux techniques pour mesurer la force isométrique avec un dynamomètre : le « break test » et le « make test » (Hilfiker & Oesch, 2006).

Dans cette procédure, nous avons utilisé la technique du « make test » car elle comporte moins de risque de lésion (Seagraves & Horvat, 1995) et a été démontrée plus fiable que la technique du « break test » (R. W. Bohannon, 1999; Stratford & Balsor, 1994). En effet, la force de beaucoup d'individus ne peut pas être "brisée" par l'évaluateur, particulièrement pour les muscles forts chez des sujets sains ou avec une force préservée. Durant le « make test », le sujet doit prendre une ou deux secondes pour atteindre la force maximale, ce qui donne à l'évaluateur une meilleure opportunité de répondre proportionnellement à la force générée par le sujet (Richard W. Bohannon, 2012a). Le « make test » peut ainsi être mieux contrôlé et est donc plus fiable que le « break test » (Verschuren et al., 2008).

2.5.4. Echauffement

L'échauffement permet de réduire les risques éventuels de blessures (Brown & Weir, 2001). Une contraction modérée (50%) et une contraction maximale (100%) ont été effectuées comme échauffement avant les trois contractions maximales (100%) utilisées pour le recueil des données. Ceci a permis au sujet de se familiariser avec la procédure et à réduire l'effet de l'apprentissage qui peut influencer la fiabilité (Brown & Weir, 2001). L'évaluateur a ainsi pu s'adapter à la force du sujet et assurer une stabilisation adéquate.

2.5.5. Nombre de répétitions

Il n'existe pas de consensus précis dans la littérature à ce sujet. Néanmoins, trois répétitions de test semblent être suffisantes pour permettre la mesure d'une valeur maximale (Brown & Weir, 2001). Plus de trois essais pourraient augmenter la fiabilité, mais cela ne nous a pas semblé cliniquement pertinent si l'on considère l'emploi du temps d'un physiothérapeute. De plus, des effets de fatigue pourraient entrer en jeu (Brown & Weir, 2001). Nous avons calculé la moyenne de ces trois essais, car la moyenne de plusieurs essais est plus fiable que de considérer une seule valeur (de Vet et al., 2011). Cela nous a permis également de compenser et de réduire les erreurs de mesure (Douma, Soer, Krijnen, Reneman, & Schans, 2014).

2.5.6. Temps de contraction

Afin d'enregistrer le pic de force, l'ASEP recommande de faire des contractions de quatre à cinq secondes avec une période de transition d'une seconde pour atteindre la

force maximale (Brown & Weir, 2001). Stockton, quant à lui, a calculé le temps moyen pour atteindre le pic de force chez des sujets sains et des patients de soins intensifs. Le temps moyen pour atteindre le pic était respectivement de 3.75 (0.77) et 4.35 (1.05) secondes (Stockton et al., 2011).

Dans notre procédure d'évaluation, nous avons décidé de prendre un temps de cinq secondes pour chaque contraction. Une à deux secondes ont été utilisé au départ pour permettre au sujet d'augmenter progressivement sa force. Il atteint ainsi sa force maximale qu'il maintient trois à quatre secondes. Cette méthode permet à l'examineur de mieux contrôler la stabilisation du dynamomètre contre le sujet (Richard W. Bohannon, 2012a).

2.5.7. Temps de pauses

La littérature actuelle suggère qu'au moins une minute de pause devrait être donnée pour permettre une récupération adéquate entre chaque contraction maximale (Brown & Weir, 2001). Les participants avaient donc une minute de repos entre chaque contraction maximale du même groupe musculaire.

Afin que les temps de pauses et de contractions de chaque groupe musculaire soient respectés, le scribe a enclenché un minuteur avec l'application « Tabata Pro ». Le scribe a donné un signal 10 secondes avant le début de la contraction afin que l'examineur et le participant se mettent en place. Le scribe a également donné un décompte de trois secondes avant le début de la contraction en disant « 3 – 2 – 1 – Go ! ». Dès que la minute de pause suivant la troisième contraction maximale était écoulée, le patient pouvait effectuer la première contraction d'échauffement (50%) pour le mouvement suivant.

2.5.8. Intervalle test-retest

L'intervalle de temps entre le test et le retest doit permettre à la fois la stabilité des caractéristiques des sujets et l'absence d'interférences entre les deux sessions de tests (de Vet et al., 2011). Nous avons donc choisi un intervalle de trois à dix jours. Cette durée a permis d'éliminer les éventuelles interférences comme les courbatures, la fatigue ou la douleur dues à la première session. Nous avons demandé aux participants de ne pas changer leurs habitudes et de ne pas commencer une nouvelle activité physique durant cette période.

2.5.9. Instructions et encouragements

Les instructions ont été standardisées comme suit :

« L'ensemble des tests va durer environ 15 minutes. Afin de vous préparer aux tests, vous allez commencer par échauffer votre musculature en effectuant une contraction modérée (environ 50% de la force maximale) puis une contraction maximale (100%). Ensuite, l'ensemble des évaluations va commencer. Vous effectuerez trois contractions maximales pour chaque mouvement durant lesquelles vous allez augmenter progressivement votre force jusqu'à un effort maximal et cela pendant cinq secondes. Vous devrez maintenir la pression jusqu'à ce que l'alarme sonne. Entre chacune des trois contractions, vous aurez une pause d'une minute.

Vous suivrez mes instructions au fur et à mesure pour chaque étape demandée.

Prêt ? Nous allons commencer. »

Aucune motivation externe ne sera donnée durant le test (Mital, Kilbom, & Kumar, 2000).

2.5.10. Tableau récapitulatif

Voici un tableau récapitulatif des données chiffrées pertinentes qui permettent de réaliser les tests selon la procédure choisie et explicitée ci-dessus.

Modalités	Contractions d'échauffement	Nombre de répétitions	Temps de contraction	Temps de pause
	1 x 50%	3	5 secondes	1 minute
	1 x 100%			

Tableau 1 : Tableau récapitulatif de la modalité des procédures

2.5.11. Mouvements demandés pour l'évaluation de la force isométrique

Le dynamomètre microFET2 a été utilisé pour évaluer la force isométrique de la flexion et de l'extension du genou.

Ces deux mouvements font partie des mouvements fonctionnels les plus testés dans la littérature (Tourville et al., 2013; Van Vulpen, De Groot, Becher, De Wolf, & Dallmeijer, 2013; Willemse et al., 2013). Nous nous sommes limitées à ces deux

mouvements pour les raisons suivantes : la flexion et l'extension du genou sont des mouvements fonctionnels et souvent testés en pratique.

La littérature propose un grand nombre de méthodologies différentes pour évaluer la force musculaire isométrique des membres inférieurs. Les éléments que nous avons retenus pour conduire notre étude sont :

- Appliquer la résistance perpendiculairement au membre testé (O'Shea, Taylor, & Paratz, 2007; Siatras, Douka, & Milosis, 2010).
- Spécifier et contrôler la position du corps afin que les valeurs obtenues soient comparables (Mital et al., 2000). Il est important que la position reste constante (Richard W. Bohannon, 2012a).
- Stabiliser le patient afin de prévenir les compensations musculaires (Stark et al., 2011).
- Adapter l'embout du dynamomètre (plat ou incurvé) à la surface testée pour éviter un inconfort (O'Shea et al., 2007) et ne pas restreindre l'effort maximal (Richard W. Bohannon, 2012a).

La description des positions est à consulter à l'annexe [VII]. Deux vidéos ont également été réalisées en complément au rapport, afin de mieux expliciter le déroulement¹.

2.5.12. Matériel et procédure du test

Le matériel requis pour l'ensemble des tests est le suivant :

Une table de massage avec hauteur réglable, une chaise, un minuteur (application Tabata Pro), deux sangles, une planche de bois, un protège-tibia pour le confort du sujet et le microFET2 avec embout incurvé.

Pour les séances d'évaluations, nous avons suivi les conseils suivants :

- Dévêtir l'articulation testée pour que le dynamomètre ne glisse pas sur les vêtements.

¹ Vidéo pour la flexion: https://www.youtube.com/watch?v=Yw_UhbA6NDY
Vidéo pour l'extension: https://www.youtube.com/watch?v=Yw_UhbA6NDY

- Utiliser des sangles pour augmenter la stabilisation lorsque les groupes musculaires testés induisent des mouvements de compensation trop importants.
- Tendre les sangles de manière à ce qu'il n'y ait plus de mouvement possible, tout en respectant le confort et la non-douleur du sujet.
- Assurer une prise ferme du dynamomètre afin de ne pas autoriser de glissement.
- Eviter de se positionner face au mouvement testé pour éviter un accident si une sangle lâche.
- Veiller à ne pas appliquer de force durant la phase de préparation et décoller complètement le dynamomètre du membre testé à la fin de la contraction afin d'obtenir une mesure correcte de la force.

2.6. Méthode statistique

2.6.1. Détermination de l'échantillon

Selon Vet et al. (2011), un échantillon de 50 personnes est recommandé si l'on veut atteindre un IC 95% de +/- 0.1 pour un ICC de 0.8. Selon la formule de Walter et al. (1998), pour un ICC entre 0.8 et 0.9, un échantillon de 45.8 personnes est recommandé. Malgré le nombre recommandé, nous avons pris la décision de recruter 30 personnes pour notre étude, en raison du nombre d'heures insuffisant dont nous disposions.

2.6.2. Analyses planifiées

Afin que nos résultats puissent être applicables à d'autres physiothérapeutes, nous avons analysé la fiabilité intra- et inter-examineur sur la base de newton. Nous avons comparé les valeurs obtenues pour chaque mesure individuelle (calculées à l'aide de l'ICC 2,1) à celles obtenues en utilisant la moyenne des trois mesures, déterminées à l'aide de l'ICC2.k (2-way-random-model). Les ICC2,1 et 2.k sont les seules valeurs à prendre en compte, à la fois l'erreur aléatoire et l'erreur systématique (Weir, 2005). De plus, certains auteurs considèrent le facteur observateur comme étant aléatoire, c'est-à-dire que le résultat serait valable pour n'importe quel autre observateur similaire à ceux de l'étude (de Vet et al., 2011).

La fiabilité intra-examineur a été calculée à partir de la moyenne des trois essais de la première et de la deuxième session de l'évaluateur A. La fiabilité inter-examineur a été calculée à partir de la moyenne des trois essais des trois évaluateurs.

Afin de savoir si la valeur réelle du coefficient de fiabilité est proche de notre estimation, nous avons également calculé l'intervalle de confiance (IC, 95%) de l'ICC. Plus l'intervalle de confiance est petit, plus la valeur du coefficient de fiabilité obtenue sera précise (Streiner, Norman, & Cairney, 2014).

Pour la fiabilité absolue, nous avons calculé l'erreur standard de mesure (SEM : Standard Error of Measurement) et le changement détectable minimal (SDD : smallest detectable difference) afin de savoir à partir de quelle différence de valeur, le changement observé est dû à l'amélioration du sujet et non à l'erreur de mesure (Weir, 2005). Le SDD a été calculé à l'aide de la formule suivante : $2,77 * SEM$.

Au niveau du calendrier, nous avons prévu cinq semaines pour entrer les données statistiques et les analyser à l'aide du logiciel R Studio.

Ce projet a été accepté par la Commission cantonale valaisanne d'éthique médicale le 24.11.2015 (CCVEM 047/15).

3. Résultats

3.1. Statistique descriptive

3.1.1. Description de l'échantillon

		Nombre	%
Échantillon		30	-
Problème articulaire	Oui	5	16,67%
	Non	25	83,34%
Activité sportive	Oui	29	96,70%
	Non	1	3,30%

Tableau 2 : Problème articulaire et activité sportive de notre échantillon

Notre échantillon se composait de 30 personnes. Aucune personne n'a présenté de douleur aiguë, ni de problème articulaire, sur le membre testé. Nous avons testé 22 femmes (73,3% de l'échantillon) et huit hommes (26,7%). Parmi les participants à l'étude, 29 pratiquaient une activité sportive régulière et un n'avait pas d'activité sportive. Leur taille moyenne étant de 1,69m (SD=0,09) et leur poids de 63kg (SD=10,88), nous obtenons une moyenne IMC égale à 22,65 (SD=2,23).

Échantillon	Etudiant/e et professeur de l'école de physiothérapie
Sexe	Femme 22 (73,3%) Homme 8 (26,6%)
Age (moyenne; SD)	24,4 (7,69)
Taille (moyenne; SD)	1,70 m (0,09)
Poids (moyenne; SD)	66,06 kg (10,88)
IMC (moyenne; SD)	22,65 kg/m ² (2,23)

Tableau 3 : Détails de l'échantillon
SD=écart type (standard deviation) ; IMC=indice de masse corporelle

3.1.2. Description des caractéristiques des évaluateurs

Les trois examinateurs A, B et C sont tous de sexe féminin. Leur IMC moyen vaut 22,13 kg/m² (SD=3,9), avec une taille moyenne de 1,66m (SD=0,05) et un poids moyen de 60,33kg (SD=7,51). Ces données sont résumées dans le tableau ci-dessous (Tableau 4).

Examineur	A	B	C	Moyenne	SD
Sexe	Femme	Femme	Femme	-	-
Taille (m)	1,70	1,67	1,60	1,66	0,05
Poids (kg)	60,00	53,00	68,00	60,33	7,51
IMC (kg/m ²)	20,80	19,00	26,60	22,13	3,97

Tableau 4: Détails des examinateurs
SD=écart type (standard deviation) ; IMC=indice de masse corporelle

3.1.3. Comparaison des IMC entre les sujets et les examinateurs

Nous avons aussi évalué l'association entre le poids des examinateurs et la force de l'échantillon, avec l'hypothèse que plus l'examineur est lourd, plus le participant peut développer de la force. Nous avons obtenu une valeur p supérieure à 0,05, donc il n'y a pas de corrélation statistiquement significative.

Pour l'extension, la valeur p est de 0,135 et pour la flexion, elle est de 0,070.

3.2. Fiabilité intra- et inter-examineur ICC2k

Pour la fiabilité intra-examineur, calculée en considérant les deux sessions de test de l'examineur A, nous avons obtenu un ICC de 0,92 [IC 95% 0,82-0,96] pour la flexion et un ICC de 0,99 [IC 95% 0,98-0,99] pour l'extension, en prenant en compte la moyenne des trois mesures.

			95% IC		
		ICC _{2k} *	borne inférieure	borne supérieure	
intra-examineur	A	Flexion	0,92*	0,82	0,96
		Extension	0,99*	0,98	0,99

Tableau 5: Fiabilité intra-examineur (A) pour la flexion et extension du genou
ICC = Coefficient de corrélation intra classe ; IC = Intervalle de confiance
* p < 0,05<

Pour calculer la fiabilité inter-examineur, nous avons différencié les deux sessions de test de l'examineur A. Ainsi, l'appellation A₁-B-C représente les valeurs calculées à partir des résultats des examinateurs B, C, et de la première session de test de l'évaluateur A ; l'appellation A₂-B-C correspond aux résultats obtenus à partir des mesures des examinateurs B, C, et de la deuxième session de test de l'évaluateur A.

Pour la fiabilité inter-examineur en flexion calculée à partir de la moyenne des trois mesures, nous obtenons pour A-B et A-C un ICC de respectivement 0,95 [IC 95% 0,89-0,98] et 0,95 [IC 95% 0,89-0,97]. Pour les mesures A₁-B-C nous obtenons un ICC de 0,96 [IC 95% 0,93-0,98], et pour les mesures A₂-B-C nous avons un ICC de 0,95 [IC 95% 0,90-0,97].

Toutes les valeurs d'ICC calculées présentent une valeur $p < 0.05$.

				95% IC	
			ICC _{2k} *	borne inférieure	borne supérieure
inter-examineur	Flexion	A-B	0,95 *	0,89	0,98
		A-C	0,95 *	0,89	0,97
		A ₁ ,B,C	0,96 *	0,93	0,98
		A ₂ ,B,C	0,95 *	0,90	0,97

Tableau 6 : Fiabilité inter-examineur (A, B, C) pour la flexion du genou
 ICC = Coefficient de corrélation intra classe ; IC = Intervalle de confiance
 * $p < 0,05$

Pour la fiabilité inter-examineur en extension calculée à partir de la moyenne des trois mesures, nous obtenons pour A-B et A-C un ICC de respectivement 0,96 [IC 95% 0,90-0,98] et 0,96 [IC 95% 0,93-0,98]. Pour les mesures A₁-B-C et A₂-B-C nous obtenons un ICC de 0,96 [IC 95% 0,94-0,98] et 0,96 [IC 95% 0,94-0,98]. A nouveau, tous ces résultats présentent une valeur $p < 0.05$.

				95% IC	
			ICC _{2k} *	borne inférieure	borne supérieure
inter-examineur	Extension	A-B	0,96 *	0,90	0,98
		A-C	0,96 *	0,93	0,98
		A ₁ ,B,C	0,96 *	0,94	0,98
		A ₂ ,B,C	0,96 *	0,94	0,98

Tableau 7: Fiabilité inter-examineur (A, B, C) pour l'extension du genou
 ICC = Coefficient de corrélation intra classe ; IC = Intervalle de confiance
 * $p < 0,05$

3.3. Fiabilité des valeurs individuelles

Afin de déterminer la pertinence de l'utilisation de la moyenne de trois mesures dans la pratique clinique, nous avons aussi calculé la fiabilité intra- et inter-examineur en considérant chaque mesure prise.

Lorsque le calcul est effectué à partir des mesures individuelles pour la flexion, les résultats obtenus pour l'ICC de l'examineur A sont respectivement de 0,95-0,96 [IC 95% 0,91-0,98]. L'ICC de l'examineur B est de 0,89 [IC 95% 0,8-0,94], l'examineur C à un ICC de 0,95 [IC 95% 0,91-0,97].

		ICC _{2,1} *	95% IC	
			borne inférieure	borne supérieure
A	Flexion test	0,96 *	0,92	0,98
	Flexion retest	0,95 *	0,91	0,98
B	Flexion	0,89 *	0,8	0,94
C	Flexion	0,95 *	0,91	0,97

Tableau 8: Fiabilité de valeurs individuelles (A, B, C) pour la flexion du genou
 ICC = Coefficient de corrélation intra classe ; IC = Intervalle de confiance
 * p < 0,05

Pour l'extension, les résultats obtenus pour l'ICC de l'examineur A sont respectivement de 0,92-0,96 [IC 95% 0,85-0,98]. L'ICC de l'examineur B est de 0,94 [IC 95% 0,89-0,97], l'examineur C a un ICC de 0,89 [IC 95% 0,81-0,94].

		ICC _{2,1} *	95% IC	
			borne inférieure	borne supérieure
A	Extension test	0,96 *	0,92	0,98
	Extension retest	0,92 *	0,85	0,96
B	Extension	0,94 *	0,89	0,97
C	Extension	0,89 *	0,81	0,94

Tableau 9 : Fiabilité des valeurs individuelles (A, B, C) pour la flexion du genou
 ICC = Coefficient de corrélation intra classe ; IC = Intervalle de confiance
 * p < 0,05

3.4. L'erreur standard de mesure et le changement détectable minimal

Pour calculer l'erreur standard de mesure (SEM) et le changement détectable minimal (SDD) nous avons utilisé l'écart type qui correspond à 75,05 pour la flexion et 216,98 pour l'extension.

La valeur intra-examineur A du SEM pour la flexion est de 21,23 et pour l'extension 21,70, pour le SDD la flexion correspond à 58,80 et l'extension à 60,10. Pour l'examineur A nous obtenons pour la flexion un pourcentage de 25,54% de la moyenne 230,25 et pour l'extension un pourcentage de 14,09% de la moyenne 426,69 (Tableau 10).

		SEM	SDD ₉₅	Moyenne	%	
intra-examineur	A	Flexion	21,23	58,80	230,25	25,54
		Extension	21,70	60,10	426,69	14,09

Tableau 10: Résultats intra-examineur sur l'erreur standard (SEM) et le changement détectable minimal (SDD) Pourcentage (%) : correspond au rapport entre le SDD et la moyenne de la force en newton de la flexion et l'extension

Pour la flexion, la valeur inter-examineur des mesures de A-B, A-C et A₂-B-C nous obtenons un SEM de 16,78 et un SDD de 46,49, ce qui correspond à environ 20% de la moyenne. Pour les mesures A₁-B-C nous avons un SEM de 15,01 et un SDD de 41,58, cependant le pourcentage est de 18,36% de la moyenne (Tableau 11).

		SEM	SDD ₉₅	Moyenne	%	
inter-examineur	Flexion	A-B	16,78	46,49	222,53	20,89
		A-C	16,78	46,49	235,64	19,73
		A ₁ ,B,C	15,01	41,58	226,42	18,36
		A ₂ ,B,C	16,78	46,49	230,97	20,13

Tableau 11: Résultats inter-examineurs sur l'erreur standard (SEM) et le changement détectable minimal (SDD) pour la flexion Pourcentage (%) : correspond au rapport entre le SDD et la moyenne de la force en newton de la flexion et l'extension

Pour les valeurs individuelles de la flexion, le SEM pour l'examineur A est de 15,01 et 16,78. Pour le SDD nous obtenons une valeur de 41,58 et 46,49 ; le SDD correspond à 18,61% et 19,61% des moyennes. Pour l'examineur B nous obtenons un SEM de 24,89, un SDD de 68,95, cependant le SDD correspond à 31.11% de la moyenne de 221,62. Pour l'examineur C nous obtenons un SEM de 16,78, un SDD de 46,49 qui correspond à 19,85% de la moyenne de 234,21.

		SEM	SDD ₉₅	M	%
A	Flexion test	15,01	41,58	223,43	18,61
	Flexion retest	16,78	46,49	237,07	19,61
B	Flexion	24,89	68,95	221,62	31,11
C	Flexion	16,78	46,49	234,21	19,85

Tableau 12: Résultats individuels sur l'erreur standard (SEM) et le changement détectable minimal (SDD) pour la flexion
 Pourcentage (%) : correspond au rapport entre le SDD et la moyenne de la force en newton de la flexion

Pour l'extension, la valeur inter-examineur des mesures de A-B, A-C, A₁-B-C et A₂-B-C nous obtenons un SEM de 43,40 et un SDD de 120,21 (Tableau 13).

			SEM	SDD ₉₅	Moyenne	%
inter-examineur	Extension	A-B	43,40	120,21	410,14	29,31
		A-C	43,40	120,21	426,31	28,20
		A ₁ ,B,C	43,40	120,21	415,69	28,92
		A ₂ ,B,C	43,40	120,21	415,11	28,96

Tableau 13 : Résultats inter-examineurs sur l'erreur standard (SEM) et le changement détectable minimal (SDD) pour l'extension
 Pourcentage (%) : correspond au rapport entre le SDD et la moyenne de la force en newton de la flexion

Pour les valeurs individuelles de l'extension, le SEM pour l'examineur A est de 43,40 et 61,37. Pour le SDD nous obtenons une valeur de 120,21 et 170 ; le SDD correspond à 28,11 % et 39,92% des moyennes. Pour l'examineur B nous obtenons un SEM de 53,15, un SDD de 147,22, cependant le SDD correspond à 37,49% de la moyenne de 392,72. Pour l'examineur C nous obtenons un SEM de 71,96, un SDD de 199,34 qui correspond à 46,71 de la moyenne de 426,78.

		SEM	SDD ₉₅	M	%
A	Extension test	43,40	120,21	427,56	28,11
	Extension retest	61,37	170,00	425,83	39,92
B	Extension	53,15	147,22	392,72	37,49
C	Extension	71,96	199,34	426,78	46,71

Tableau 14 : Résultats individuels sur l'erreur standard (SEM) et le changement détectable minimal (SDD) pour l'extension
 Pourcentage (%) : correspond au rapport entre le SDD et la moyenne de la force en newton de l'extension

4. Discussion

4.1. Statistique descriptive

Comme on peut le voir dans notre tableau 2, nous avons examiné un échantillon jeune et en bonne santé. Ceci peut être un biais pour notre étude, car comme nous l'avons déjà mentionné dans notre introduction, plus le muscle est fort, moins les mesures seront précises. Tous nos participants ont réalisé l'étude entière sans interruption. Cinq de nos participants ont mentionné un problème articulaire sur un de leur membre inférieur, donc nous avons testé le membre inférieur sain.

4.2. Fiabilité intra-examineur

Pour la fiabilité intra-examineur nous pouvons voir une différence entre l'ICC de la flexion qui est de 0,92 et l'extension de 0.99 (Tableau 5). Les IC sont légèrement inférieurs pour la flexion. Nous n'avons pas d'explication précise pour cela mais deux hypothèses pourraient expliquer cette différence :

1. Pour les participants, la contraction isométrique soudaine en flexion du genou n'est pas un mouvement habituel. Il peut donc y avoir plus de mouvement compensatoire qu'en extension.
2. Lors de la première session de tests, la fiabilité pourrait être un peu moins bonne, en raison d'un temps d'adaptation aux activités demandées.

4.3. Fiabilité inter-examineur

Si nous comparons les valeurs du tableau 6 entre les examinateurs A, B et C il n'y a pas de différences importantes. L'ICC de la flexion se situe entre 0,95-0,96. Ces écarts de valeur peuvent provenir de la différence avec laquelle les examinateurs positionnent la sangle et la force avec laquelle ils la serrent. Une autre hypothèse pourrait être les différences d'attitudes entre les examinateurs face aux participants, malgré le fait que les examinateurs n'encourageaient pas les participants durant les séries de tests. On a pu observer durant les mesures que les participants avaient plus de force chez un examinateur de nature plus extraverti et énergique que chez l'examineur de nature plus introverti et calme.

Les valeurs de l'extension de l'ICC sont de 0.96 (Tableau 7) pour toutes les mesures entre les trois examinateurs.



4.4. Fiabilité des valeurs individuelles

La fiabilité des valeurs individuelles est élevée ; les résultats démontrent cependant qu'il y a une meilleure fiabilité en utilisant la moyenne des trois mesures, comme l'ont mentionné Vet et al., (2011).

4.5. L'erreur standard de mesure et le changement détectable minimal

Afin de pouvoir évaluer l'importance du SDD, nous avons calculé son pourcentage par rapport à la moyenne des mesures de la force en newton. A nouveau, les résultats démontrent qu'il est plus judicieux d'utiliser la moyenne des mesures. En effet, ceci permet une diminution du SEM et du SDD ; une différence de mesure plus faible suffirait donc à affirmer que c'est le patient qui influence le résultat et non l'examineur ou l'appareil. De même, les valeurs obtenues pour le SDD et le SEM sont moins élevées pour la flexion que pour l'extension.

4.6. Force et Faiblesse

Au cours de cette étude, nous avons pu identifier certaines forces et faiblesses de notre travail. Pour commencer, nous étions dès le départ motivées à travailler sur ce projet et nous nous sommes beaucoup impliquées dans notre travail. En effet, le sujet et le côté pratique de cette étude nous ont rapidement intéressés. De ce fait, nous nous sommes entraînées afin d'être performantes lors des sessions de tests. De plus, grâce à un protocole précis et détaillé, nous avons pu conduire notre étude de manière efficace, ce qui nous a permis d'obtenir de bons résultats.

L'erreur humaine ne pouvant pas être exclue, des erreurs auraient pu survenir lors de la prise de note des résultats ou lors de la retranscription des valeurs dans les tableaux. Nous ne pouvons pas non plus exclure des erreurs du MicroFET2. Nous avons cependant limité ces erreurs en les faisant calibrer par la firme et en utilisant toujours le même MicroFET2, comme certains auteurs le recommandent pour minimiser les biais (Kimura et al., 1996). Nous avons dû répéter certaines mesures car le MicroFET2 n'enregistre pas les valeurs ; cela a pu entraîner une fatigue plus importante des sujets, donc une diminution de la standardisation. Comme mentionné auparavant, la façon dont les sangles sont fixées par les examinateurs peut aussi avoir une influence sur nos résultats. La stabilisation externe est un apport important pour la fiabilité de nos

mesures. Grâce aux sangles et la planche en bois, le dynamomètre MicroFET2 était stabilisé sans aucune influence externe (force et poids de l'examineur).

Nous avons demandé aux participants de ne pas modifier leurs activités physiques pendant la semaine d'intervalle, ce qui a été respecté. Par contre, il a pu y avoir des différences d'état de forme d'un jour à l'autre. Certains participants ont mentionné une douleur dans le creux poplité lors de l'extension. Ceci peut aussi avoir une influence sur les résultats.

En raison du temps que nous avons à disposition, nous avons choisis d'inclure 30 personnes dans notre étude au lieu des 50 indiquées dans le protocole. Cependant, selon les statistiques effectuées, nous obtenons tout de même une valeur d'ICC > 0.7 , ce qui est une valeur suffisante pour un groupe.

4.7. Utilité pour la pratique

Les résultats de cette étude démontrent que le dynamomètre MicroFET2 est un appareil fiable lorsqu'il s'agit de mesurer objectivement une force supérieure à 3 sur la cotation manuelle de la flexion et extension du genou. En effet, ceci est un avantage car les chiffres sont plus précis et permettent de quantifier objectivement la progression de la force d'un patient, ce qui peut être un complément important lors de la remise de patient à un collègue, lors des colloques interdisciplinaires ou comme argument auprès des assurances.

De plus, cette procédure requiert peu de matériel et peu de temps. Ainsi, la mesure de trois contractions maximale en flexion, avec le positionnement, nécessite environ six minutes. Pour faire les deux mouvements (flexion et extension du genou) il faut compter environ quinze minutes.

4.8. Piste pour recherche future

Lors de notre travail, nous avons testé deux mouvements d'une articulation des membres inférieurs, à savoir, la flexion et l'extension du genou. Il serait intéressant de tester le MicroFET2 sur d'autres articulations pour voir s'il est aussi fiable. Un protocole a déjà été fait pour la flexion, l'extension, l'abduction et l'adduction de la hanche et pour la flexion et extension de la cheville (Tschopp & Ulrich, 2015). D'autres études traitent également de la rotation de hanche (Krause et al., 2014).

Une piste supplémentaire de recherche serait de diversifier l'échantillon, par exemple avec différentes catégories d'âge ou sur un échantillon présentant des problèmes physiques.

Afin de rendre le travail encore plus fiable, il serait intéressant de réaliser la même étude avec 50 participants.

5. Conclusion

En physiothérapie, l'évaluation de la force musculaire est un élément essentiel du bilan et permet de suivre la progression du patient et l'efficacité du traitement. Il est primordial d'évaluer objectivement et précisément cette force afin de détecter la présence d'un déficit et son importance. Le testing manuel de Daniels et Worthingham (Kendall et al., 2007) est la méthode la plus communément utilisée. Cependant, elle se révèle subjective et peu précise pour évaluer une force supérieure à 3. De nos jours, les dynamomètres manuels, tels que le microFET2, sont petits, portables et peu coûteux. Cela offre aux physiothérapeutes une meilleure alternative à la cotation manuelle de Daniels et Worthingham.

Notre but était de répondre à la question de recherche : « Quelle est la fiabilité intra- et inter-examineur du dynamomètre MicroFET2 pour mesurer la force isométrique maximale de la flexion et extension du genou ? »

Nous avons testé le MicroFET2 pour la force isométrique de l'extension et de la flexion du genou sur un échantillon de 30 personnes. L'échantillon était composé de personnes jeunes et saines, avec une force supérieure à 3 sur la cotation manuelle de la flexion et extension du genou.

Nous avons constaté qu'avec des positions standardisées et à l'aide des fixations externes ; tel que des sangles, une table et une planche en bois ; nous obtenons une bonne fiabilité du MicroFET2 pour les mouvements testés. Les valeurs intra-examineur de l'ICC2k sont toutes supérieures à 0.9 et présentent une excellente fiabilité, tant pour des mesures en groupe que pour des mesures individuelles.

Références

- Baldwin, C. E., Paratz, J. D., & Bersten, A. D. (2013). Muscle strength assessment in critically ill patients with handheld dynamometry: an investigation of reliability, minimal detectable change, and time to peak force generation. *Journal of Critical Care, 28*(1), 77-86. <http://doi.org/10.1016/j.jcrc.2012.03.001>
- Beck, M., Giess, R., Würffel, W., Magnus, T., Ochs, G., & Toyka, K. V. (1999). Comparison of maximal voluntary isometric contraction and Drachman's handheld dynamometry in evaluating patients with amyotrophic lateral sclerosis. *Muscle & Nerve, 22*(9), 1265-1270.
- Bohannon, R. W. (1999). Intertester reliability of hand-held dynamometry: a concise summary of published research. *Perceptual and Motor Skills, 88*(3 Pt 1), 899-902. <http://doi.org/10.2466/pms.1999.88.3.899>
- Bohannon, R. W. (2012a). Hand-held dynamometry: A practicable alternative for obtaining objective measures of muscle strength. *Isokinetics and Exercise Science, 20*(4), 301–315.
- Bohannon, R. W. (2012b). Minimal detectable change of knee extension force measurements obtained by handheld dynamometry from older patients in 2 settings. *Journal of Geriatric Physical Therapy (2001), 35*(2), 79-81. <http://doi.org/10.1519/JPT.0b013e3182239f64>
- Boichat, V., & Solier, A. (2016). Fiabilité intra- et inter-examineurs du dynamomètre MicroFET2 pour la flexion et l'abduction de l'épaule : une étude transversale avec répétition des mesures
- Brown, L. E., & Weir, J. P. (2001). ASEP procedures recommendation I: accurate assessment of muscular strength and power, *4*(3), 21.
- Chassot, J. (2014). *La pratique du curling adapté et l'équilibre assis: une étude pilote*. Loèche-les-Bains: HES-SO Valais Wallis - Haute Ecole de Santé.
- Cometti, G. (2005). Les méthodes de développement de la force. Consulté 14 octobre 2014, à l'adresse <http://expertise-performance.u-bourgogne.fr/pdf/methodes2005.pdf>
- Crompton, J., Galea, M. P., & Phillips, B. (2007). Hand-held dynamometry for muscle strength measurement in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology, 49*(2), 106-111. <http://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.00106.x>

- Cynthia Dawson, R. V. C. (2010, avril 21). Reliability of the Nicholas Manual Muscle Tester on Upper Body Strength in Children Ages 8-10. Consulté 14 février 2015, à l'adresse <http://journals.humankinetics.com/pes-back-issues/pesvolume4issue4november/reliabilityofthenicholasmanualmuscletesteronupperbodystrengthinchildrenages810>
- de Vet, H. C. W., Terwee, C. B., Knol, D. L., & Bouter, L. M. (2006). When to use agreement versus reliability measures. *Journal of Clinical Epidemiology*, *59*(10), 1033-1039. <http://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2005.10.015>
- de Vet, H. C. W., Terwee, C. B., Mokkink, L. B., & Knol, D. L. (2011). *Measurement in Medicine: A Practical Guide*. Cambridge: Cambridge University Press. Consulté à l'adresse <http://ebooks.cambridge.org/ref/id/CBO9780511996214>
- Dekkers, K. J. F. M., Rameckers, E. A. A., Smeets, R. J. E. M., & Janssen-Potten, Y. J. M. (2014). Upper Extremity Strength Measurement for Children With Cerebral Palsy: A Systematic Review of Available Instruments. *Physical Therapy*, *94*(5), 609-622. <http://doi.org/10.2522/ptj.20130166>
- Douma, R. K., Soer, R., Krijnen, W. P., Reneman, M., & Schans, C. P. van der. (2014). Reference values for isometric muscle force among workers for the Netherlands: a comparison of reference values. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, *6*(1), 10. <http://doi.org/10.1186/2052-1847-6-10>
- Hansen, E. M., McCartney, C. N., Sweeney, R. S., Palimenio, M. R., & Grindstaff, T. L. (2015). Hand-held Dynamometer Positioning Impacts Discomfort During Quadriceps Strength Testing: A Validity and Reliability Study. *International Journal of Sports Physical Therapy*, *10*(1), 62-68.
- Hayes, K. W., & Falconer, J. (1992). Reliability of hand-held dynamometry and its relationship with manual muscle testing in patients with osteoarthritis in the knee. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, *16*(3), 145-149. <http://doi.org/10.2519/jospt.1992.16.3.145>
- Hébert, L. J., Maltais, D. B., Lepage, C., Saulnier, J., Crête, M., & Perron, M. (2011). Isometric muscle strength in youth assessed by hand-held dynamometry: a feasibility, reliability, and validity study. *Pediatric Physical Therapy: The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, *23*(3), 289-299. <http://doi.org/10.1097/PEP.0b013e318227ccff>
- Hilfiker, R., & Oesch, P. (2006). *Muskelkraft : Quantitative Muskelfunktionsprüfung mit einem Kraftmessgerät (Hand-Held-Dynamometer)*.
- Hislop, H., & Montgomery, J. (2000). *Le bilan musculaire de Daniels et Worthingham* (Édition : 6e éd.). Paris: Editions Masson.

- Hoggan Health Industries. (2012). Hoggan scientific, LCC. Consulté à l'adresse <http://www.hogganhealth.net/microfet2.php>
- Jones, D., Round, J., & de Haan, A. (2005). *Physiologie du muscle squelettique de la structure au mouvement* (Elsevier).
- Kamiya, K., Mezzani, A., Hotta, K., Shimizu, R., Kamekawa, D., Noda, C., ... Masuda, T. (2014). Quadriceps isometric strength as a predictor of exercise capacity in coronary artery disease patients. *European Journal of Preventive Cardiology*, 21(10), 1285-1291. <http://doi.org/10.1177/2047487313492252>
- Kendall, F. P., McCreary, E. K., Provance, P.-G., Rodgers, M., & Romani, W.-A. (2007). *Les muscles, Bilan et étude fonctionnels : Anomalies et douleurs posturales* (Édition : 5e édition). Rueil-Malmaison (Hauts-de-Seine): Pradel Editions.
- Kimura, I. F., Jefferson, L. M., Gulick, D. T., & Coll, R. D. (1996). Intra- and intertester reliability of Chatillon and Microfet hand-held dynamometers in measuring force production. *Journal of Sport Rehabilitation*, 5, 197-205.
- Kolber, M. J., Beekhuizen, K., Cheng, M.-S. S., & Fiebert, I. M. (2007). The reliability of hand-held dynamometry in measuring isometric strength of the shoulder internal and external rotator musculature using a stabilization device. *Physiotherapy Theory and Practice*, 23(2), 119-124. <http://doi.org/10.1080/09593980701213032>
- Krause, D. A., Neuger, M. D., Lambert, K. A., Johnson, A. E., DeViny, H. A., & Hollman, J. H. (2014). Effects of examiner strength on reliability of hip-strength testing using a handheld dynamometer. *Journal of sport rehabilitation*, 23(1).
- Leggin, B. G., Neuman, R. M., Iannotti, J. P., Williams, G. R., & Thompson, E. C. (1996). Intrarater and interrater reliability of three isometric dynamometers in assessing shoulder strength. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 5(1), 18-24.
- Marmon, A. R., Pozzi, F., Alnahdi, A. H., & Zeni, J. A. (2013). The validity of plantarflexor strength measures obtained through hand-held dynamometry measurements of force. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 8(6), 820-827.
- Martin, H. J., Yule, V., Syddall, H. E., Dennison, E. M., Cooper, C., & Aihie Sayer, A. (2006). Is hand-held dynamometry useful for the measurement of quadriceps strength in older people? A comparison with the gold standard Bodex dynamometry. *Gerontology*, 52(3), 154-159. <http://doi.org/10.1159/000091824>

- Measures, I. B. of W. and, Taylor, B. N., & Thompson, A. (2008). The international system of units (SI).
- Merolla, G., Santis, E. D., Campi, F., Paladini, P., & Porcellini, G. (2010). Infraspinus scapular retraction test: a reliable and practical method to assess infraspinus strength in overhead athletes with scapular dyskinesis. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*, *11*(2), 105-110. <http://doi.org/10.1007/s10195-010-0095-x>
- Mital, A., Kilbom, Å., & Kumar, S. (2000). *Ergonomics Guidelines and Problem Solving*. Elsevier.
- Morris, M. G., Dawes, H., Howells, K., Scott, O. M., & Cramp, M. (2008). Relationships Between Muscle Fatigue Characteristics and Markers of Endurance Performance. *Journal of Sports Science & Medicine*, *7*(4), 431-436.
- O'Shea, S. D., Taylor, N. F., & Paratz, J. D. (2007). Measuring muscle strength for people with chronic obstructive pulmonary disease: retest reliability of hand-held dynamometry. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *88*(1), 32-36. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.10.002>
- Quinn, L., & Gordon, J. (2013). *Documentation for Rehabilitation: A Guide to Clinical Decision Making*. Elsevier Health Sciences.
- Reese, N. B. (2013). *Muscle and Sensory Testing*. Elsevier Health Sciences.
- Saey, D., & Troosters, T. (2008). Measuring skeletal muscle strength and endurance, from bench to bedside. *Clinical and Investigative Medicine. Médecine Clinique Et Experimentale*, *31*(5), E307-311.
- Saulnier, J., Hébert, L. J., Lepage, C., Crête, M., Perron, M., & Maltais, D. B. (2013, mars 6). Protocole d'évaluation de la force musculaire à l'aide du dynamomètre manuel chez les enfants et les adolescents [Text]. Consulté 29 octobre 2014, à l'adresse <http://www.irdpq.qc.ca/expertise-et-formation/centre-integre-de-gestion-de-linformation-cigi/publications-de-lirdpq-22>
- Schrama, P. P. M., Stenneberg, M. S., Lucas, C., & van Trijffel, E. (2014). Intraexaminer Reliability of Hand-Held Dynamometry in the Upper Extremity: A Systematic Review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *95*(12), 2444-2469. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.05.019>
- Seagraves, F. E., & Horvat, M. (1995). Comparison of isometric test procedures to assess muscular strength in elementary school girls. *Pediatric Exercise Science*, *7*, 61-61.
- Siatras, T. A., Douka, I. D., & Milosis, D. C. (2010). Feasibility and reproducibility of muscular strength measures in gymnastics-specific body positions using hand-

held dynamometry. *Isokinetics and Exercise Science*, 18(4), 223-234.
<http://doi.org/10.3233/IES-2010-0388>

Stark, T., Walker, B., Phillips, J. K., Fejer, R., & Beck, R. (2011). Hand-held Dynamometry Correlation With the Gold Standard Isokinetic Dynamometry: A Systematic Review. *PM&R*, 3(5), 472-479.
<http://doi.org/10.1016/j.pmrj.2010.10.025>

Stockton, K. A., Wrigley, T. V., Mengersen, K. A., Kandiah, D. A., Paratz, J. D., & Bennell, K. L. (2011). Test-retest reliability of hand-held dynamometry and functional tests in systemic lupus erythematosus. *Lupus*, 20(2), 144-150.
<http://doi.org/10.1177/0961203310388448>

Stratford, P. W., & Balsor, B. E. (1994). A comparison of make and break tests using a hand-held dynamometer and the Kin-Com. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 19(1), 28-32.
<http://doi.org/10.2519/jospt.1994.19.1.28>

Streiner, D. L., Norman, G. R., & Cairney, J. (2014). *Health Measurement Scales: A Practical Guide to Their Development and Use*. Oxford University Press.

Thorborg, K., Bandholm, T., & Hölmich, P. (2013). Hip- and knee-strength assessments using a hand-held dynamometer with external belt-fixation are inter-tester reliable. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 21(3), 550-555. <http://doi.org/10.1007/s00167-012-2115-2>

Tourville, T. W., Smith, H. C., Shultz, S. J., Vacek, P. M., Slauterbeck, J. R., Johnson, R. J., & Beynon, B. D. (2013). Reliability of a new stabilized dynamometer system for the evaluation of hip strength. *Sports Health*, 5(2), 129-136.
<http://doi.org/10.1177/1941738112459486>

Tschopp, M., & Ulrich, V. (2015). *Fiabilité intra-et inter-examineur du dynamomètre microFET2 pour mesurer la force isométrique maximale du membre inférieur*. HES-SO Valais.

Van Vulpen, L. F., De Groot, S., Becher, J. G., De Wolf, G. S., & Dallmeijer, A. J. (2013). Feasibility and test-retest reliability of measuring lower-limb strength in young children with cerebral palsy. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 49(6), 803-813.

Vermeulen, H. M., de Bock, G. H., van Houwelingen, H. C., van der Meer, R. L., Mol, M. C., Plus, B. T., ... Vliet Vlieland, T. P. M. (2005). A comparison of two portable dynamometers in the assessment of shoulder and elbow strength. *Physiotherapy*, 91(2), 101-112. <http://doi.org/10.1016/j.physio.2004.08.005>

Verschuren, O., Ketelaar, M., Takken, T., Van Brussel, M., Helders, P. J. M., & Gorter, J. W. (2008). Reliability of hand-held dynamometry and functional strength

tests for the lower extremity in children with Cerebral Palsy. *Disability and Rehabilitation*, 30(18), 1358-1366. <http://doi.org/10.1080/09638280701639873>

Walter, S. D., Eliasziw, M., & Donner, A. (1998). Sample size and optimal designs for reliability studies. *Statistics in Medicine*, 17(1), 101-110.

[http://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-0258\(19980115\)17:1<101::AID-SIM727>3.0.CO;2-E](http://doi.org/10.1002/(SICI)1097-0258(19980115)17:1<101::AID-SIM727>3.0.CO;2-E)

Weir, J. P. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(1), 231–240.

Whiteley, R., Jacobsen, P., Prior, S., Skazalski, C., Otten, R., & Johnson, A. (2012). Correlation of isokinetic and novel hand-held dynamometry measures of knee flexion and extension strength testing. *Journal of Science and Medicine in Sport / Sports Medicine Australia*, 15(5), 444-450.

<http://doi.org/10.1016/j.jsams.2012.01.003>

Willemse, L., Brehm, M. A., Scholtes, V. A., Jansen, L., Woudenberg-Vos, H., & Dallmeijer, A. J. (2013). Reliability of isometric lower-extremity muscle strength measurements in children with cerebral palsy: implications for measurement design. *Physical Therapy*, 93(7), 935-941.

<http://doi.org/10.2522/ptj.20120079>

Rapport-gratuit.com



Liste des illustrations

Illustration 1: Planification de l'étude.....	10
Illustration 2: Procédure à chaque visite	11
Illustration 3: Déroulement d'une session de test.....	11
Illustration 4: microFET2 (Hoggan Health Industries, 2012).....	13

Liste des tableaux

Tableau 1 : Tableau récapitulatif de la modalité des procédures	16
Tableau 2 : Problème articulaire et activité sportive de notre échantillon	20
Tableau 3 : Détails de l'échantillon	20
Tableau 4: Détails des examinateurs.....	21
Tableau 5: Fiabilité intra-examineur (A) pour la flexion et extension du genou	21
Tableau 6 : Fiabilité inter-examineur (A, B, C) pour la flexion du genou	22
Tableau 7: Fiabilité inter-examineur (A, B, C) pour l'extension du genou.....	22
Tableau 8: Fiabilité de valeurs individuelles (A, B, C) pour la flexion du genou	23
Tableau 9 : Fiabilité des valeurs individuelles (A, B, C) pour la flexion du genou.....	23
Tableau 10: Résultats intra-examineur sur l'erreur standard (SEM) et le changement détectable minimal (SDD).....	24
Tableau 11: Résultats inter-examineurs sur l'erreur standard (SEM) et le changement détectable minimal (SDD) pour la flexion.....	24
Tableau 12: Résultats individuels sur l'erreur standard (SEM) et le changement détectable minimal (SDD) pour la flexion.....	25
Tableau 13 : Résultats inter-examineurs sur l'erreur standard (SEM) et le changement détectable minimal (SDD) pour l'extension	25
Tableau 14 : Résultats individuels sur l'erreur standard (SEM) et le changement détectable minimal (SDD) pour l'extension	25

Annexes

- I. Déclaration de consentement éclairé
- II. Lettre d'informations aux participants
- III. Recueil des données de base
- IV. Recueil de données 1
- V. Recueil de données 2
- VI. Guide d'utilisation du microFET2
- VII. Description des positions des tests

Annexe I : Déclaration de consentement éclairé

Déclaration de consentement écrite pour la participation à une étude

- Veuillez lire attentivement ce formulaire.
- N'hésitez pas à poser des questions lorsque vous ne comprenez pas quelque chose ou que vous souhaitez avoir des précisions.

Numéro de l'étude:	CCVEM 4615 / CCVEM 4715
Titre de l'étude :	Fiabilité intra- et inter-examineur du dynamomètre microFET2 pour mesurer la force isométrique maximale du membre supérieur et du membre inférieur
Institution responsable (promoteur)	HES-SO Valais Wallis, domaine santé, filière physiothérapie / Pierre-Henri Cortat, Rathausstrasse 8, 3954 Loèche-les-Bains
Lieu de réalisation de l'étude :	HES-SO Valais Wallis à Loèche-les-Bains
Directeur / directrice de l'étude :	Prof. Anne-Gabrielle Mittaz Hager
Participant / participante (nom et prénom en caractères d'imprimerie) :	
Date de naissance :	<input type="checkbox"/> femme <input type="checkbox"/> homme

- Je déclare avoir été informé(e), par le responsable soussigné, oralement et par écrit, des objectifs et du déroulement de l'étude concernant que les avantages, les inconvénients possibles et les risques éventuels.
- J'ai reçu des réponses satisfaisantes aux questions que j'ai posées en relation avec ma participation à l'étude. Je conserve la feuille d'information datée du jj/mm/aaaa en (deux parties) et reçois une copie de ma déclaration de consentement écrite. J'accepte le contenu de la feuille d'information qui m'a été remise sur l'étude précitée.
- Je prends part à cette étude de façon volontaire. Je peux, à tout moment et sans avoir à me justifier, révoquer mon consentement à participer à l'étude, sans que cela n'ait de répercussion défavorable sur la suite de ma prise en charge médicale.
- J'ai eu suffisamment de temps pour prendre ma décision.

- Je suis informé(e) qu'aucune assurance a été souscrite pour couvrir les dommages que je pourrais subir et dont je pourrais prouver qu'ils sont imputables à l'étude.
- Je sais que mes données personnelles peuvent être transmises à des fins de recherche uniquement sous une forme codée. J'accepte que les spécialistes compétents du mandataire de l'étude, des autorités et de la Commission d'éthique cantonale puissent consulter mes données brutes afin de procéder à des contrôles, à condition toutefois que la confidentialité de ces données soit strictement assurée.
- Je suis conscient(e) que les obligations mentionnées dans la feuille d'information destinée aux participants doivent être respectées pendant la durée de l'étude. La directrice de l'étude peut m'en exclure à tout moment dans l'intérêt de ma santé.

Lieu, date	Signature du participant / de la participante
------------	---

Attestation du Physiothérapeute-Investigateur : Par la présente, j'atteste avoir expliqué au participant / à la participante la nature, l'importance et la portée de l'étude. Je déclare satisfaire à toutes les obligations en relation avec cette étude conformément au droit en vigueur. Si je devais prendre connaissance, à quelque moment que ce soit durant la réalisation de l'étude, d'éléments susceptibles d'influer sur le consentement du participant / de la participante à prendre part à l'étude, je m'engage en l'en informer immédiatement.

Lieu, date	Signature du Physiothérapeute-Investigateur
------------	---

Annexe II : Lettre d'informations aux participants

Titre de l'étude :

Fiabilité intra- et interexamineur du dynamomètre MicroFET2 pour la flexion et l'extension du genou : une étude transversale avec répétition des mesures

Les raisons pour lesquelles nous nous adressons à vous :

Nous travaillons actuellement sur la fiabilité du dynamomètre MicroFET2 pour mesurer la force isométrique maximale d'un muscle ou d'un groupe musculaire. Nous recherchons des sujets adultes (18-65 ans) qui n'ont pas de limitation articulaire ou de douleur aiguë qui les empêcheraient de réaliser des tests de force avec le membre supérieur sur une durée de deux heures. Si vous réunissez ces critères, nous vous proposons de participer à notre projet de recherche. C'est la raison pour laquelle nous vous faisons parvenir cette feuille d'information.

Les objectifs que nous voulons atteindre avec notre étude :

Notre objectif est d'évaluer la procédure standardisée que nous avons élaborée pour utiliser le dynamomètre manuel MicroFET2. Si cette procédure permet d'optimiser la fiabilité des résultats mesurés, le dynamomètre pourrait être utilisé quotidiennement par les physiothérapeutes et suppléer la technique manuelle qui reste peu précise à ce jour.

Ce que votre participation à l'étude signifie pour vous :

Participer à cette étude signifie que vous acceptez de nous consacrer quatre heures de votre temps, réparties sur deux jours. Le premier jour, vous effectuerez une série de tests de force avec deux évaluateurs, A et B. Vous disposerez d'une pause de 30 minutes entre les deux évaluations. Par la suite, vous reviendrez la semaine suivante, le même jour à la même heure. Vous serez cette fois-ci évalué par l'évaluateur A puis par l'évaluateur C. Ceci nous permettra de mesurer la fiabilité intra- et inter-examineur (voir glossaire).

La durée de la session de tests sera d'environ deux heures. Vous ne serez pas informé des résultats des tests avant la fin de l'étude.

Les bénéfices et les risques que l'étude représente pour vous :

En tant qu'étudiant² ou enseignant en physiothérapie, la participation à cette étude vous permettra de découvrir et/ou d'expérimenter une nouvelle technique de mesure de la force musculaire.

Le risque de blessure durant cet examen est très faible. Cependant, le risque de courbatures musculaires existe après une séance d'activation musculaire intense. Afin de palier à ces désagréments, nous vous proposerons des exercices d'étirement musculaire à réaliser après les séances d'évaluation. Les examinateurs et leurs scribes veilleront durant toute la période d'évaluation à votre sécurité.

² Pour faciliter la lecture du texte, à partir de ce point les termes masculins comprennent également les termes féminins

Vos droits si vous participez à l'étude :

Vous êtes libre d'accepter ou de refuser de participer à l'étude. Si vous décidez de participer, vous pourrez à tout moment revenir sur votre décision et vous retirer de l'étude. Vous n'aurez pas à justifier votre décision.

Pendant l'étude, nous serons amenées à recueillir des données personnelles vous concernant. Les données en question seront codifiées afin d'assurer votre anonymat.

Vos obligations si vous participez à l'étude :

Si vous décidez de participer à l'étude, nous vous demanderons de venir à l'heure les deux jours de tests et d'être attentif aux consignes des physiothérapeutes, ceci pour la qualité de l'étude et pour votre propre sécurité.

Ce qu'il advient de vos données :

Nous respectons toutes les dispositions légales relatives à la protection des données. Nous utiliserons vos données uniquement dans le cadre de l'étude. Toutes les personnes impliquées seront soumises au secret professionnel.

Ce que votre consentement signifie :

Cette information courte est suivie d'informations complémentaires détaillées. Celles-ci font partie intégrante de la feuille d'information destinée aux participants de l'étude. En signant la déclaration de consentement, vous déclarez accepter l'intégralité du document.

La personne à qui vous pouvez vous adresser :

Vous pouvez à tout moment poser des questions et demander toutes les précisions nécessaires à la directrice de l'étude :

Prof. Anne-Gabrielle Mittaz Hager

HES-SO Valais-Wallis

Rathausstrasse 8

3954 Loèche-les-Bains (VS)

+41 79 609 90 63

Annexe III : Recueil des données de base

CI Physiothérapeute :

CI Participant :

Date :

Recueil des données de base des participants

Sexe : féminin masculin

Age :

Poids :

Taille :

IMC : (*calculé par les investigateurs de l'étude*)

De quel côté voulez-vous réaliser les tests de force :

droit gauche

Pratiquez-vous une activité sportive ?

oui non

Si oui, veuillez spécifier quelle activité, à quelle fréquence (nombre de jours par semaine) et combien de temps.

.....

Actuellement, souffrez-vous d'un problème articulaire ?

oui non

Si oui, veuillez spécifier pour quelle articulation et quel genre de problème ?

.....

Si ce problème est douloureux, à quel niveau se situe votre douleur sur une échelle de 0 à 10 ? 0 étant pas de douleur du tout, 10 étant la douleur maximale imaginable. (Utilisation de l'EVA)

Score :

CI Physiothérapeute :

CI Participant :

Date :

Critères d'inclusion	OUI	NON
Âge : 18-65 ans		
Amplitude articulaire permettant de réaliser les tests		
Capacité à réaliser des tests de force sur une durée de deux heures		
Critère d'exclusion	OUI	NON
Douleur aiguë qui empêcherait de réaliser des tests de manière convenable		
Résultat	OUI	NON
Le patient est inclu		

Merci pour votre intérêt et pour votre investissement !!!

Fiabilité-microFET2/RecueilDonnéesBase/IR,AT,MT&VU/05.06.2015

[2]

Annexe IV : Recueil de données 1

CI Physiothérapeute :

CI Participant :

Date :

Membre testé :

Recueil de données 1

Actuellement, souffrez-vous d'un problème articulaire ?

oui

non

Si oui, veuillez spécifier pour quelle articulation et quel genre de problème :

.....

Si ce problème est douloureux, à quel niveau se situe votre douleur sur une échelle de 0 à 10 ? 0 étant pas de douleur du tout, 10 étant la douleur maximale imaginable. (Utilisation de l'EVA)

Score :

Instructions :

« L'ensemble des tests va durer environ 45 minutes. Afin de vous préparer aux tests, vous allez commencer par échauffer votre musculature en mobilisant vos différentes articulations. Vous continuerez par effectuer une contraction modérée (environ 50% de la force maximale) puis une contraction maximale (100%). Ensuite, l'ensemble des évaluations va commencer. Vous effectuerez trois contractions maximales pour chaque mouvement durant lesquelles vous allez augmenter progressivement votre force jusqu'à un effort maximal et cela pendant cinq secondes. Vous devrez maintenir la pression jusqu'à ce que l'alarme sonne. Entre chacune des trois contractions, vous aurez une pause d'une minute.

Vous suivrez mes instructions au fur et à mesure pour chaque étape demandée.

Prêt ? Nous allons commencer. »

Annexe V : Recueil de données 2

CI Physiothérapeute :

CI Participant :

Date :

Membre testé :

Recueil de données 2

Avez-vous eu des effets indésirables suite à / lors de la première visite ? (courbatures, douleur, fatigue ou autre)

oui

non

Si oui, veuillez spécifier lesquels et combien de temps ils ont duré.

.....

Actuellement, souffrez-vous d'un problème articulaire ?

oui

non

Si oui, veuillez spécifier pour quelle articulation et quel genre de problème :

.....

Si ce problème est douloureux, à quel niveau se situe votre douleur sur une échelle de 0 à 10 ? 0 étant pas de douleur du tout, 10 étant la douleur maximale imaginable. (Utilisation de l'EVA)

Score :

Avez-vous d'autres remarques concernant les tests que vous avez effectués? (durée des tests, testeurs, confort etc...)

.....

Instructions :

« L'ensemble des tests va durer environ 45 minutes. Afin de vous préparer aux tests, vous allez commencer par échauffer votre musculature en mobilisant vos différentes articulations. Vous continuerez par effectuer une contraction modérée (environ 50% de la force maximale) puis une contraction maximale (100%). Ensuite, l'ensemble des évaluations va commencer. Vous effectuerez trois contractions maximales pour chaque mouvement durant lesquelles vous allez augmenter progressivement votre force jusqu'à un effort maximal et cela pendant cinq secondes. Vous devrez maintenir la pression jusqu'à ce que l'alarme sonne. Entre chacune des trois contractions, vous aurez une pause d'une minute.

Vous suivrez mes instructions au fur et à mesure pour chaque étape demandée.

Prêt ? Nous allons commencer. »

Fiabilité-microFET2/RecueilDonnées2/MT&VU/05.06.2015

[1]

Rapport-gratuit.com 
LE NUMERO 1 MONDIAL DU MÉMOIRES

Annexe VI : Guide d'utilisation du microFET2

1) Régler le bouton marche-arrêt sur « ON »



2) Si l'appareil était en veille, appuyer sur le bouton « RESET »



3) Enclencher le mode « High Threshold » en pressant sur le bouton « THRESHOLD » 1 ou 2 fois jusqu'à ce que « H » s'affiche.



4) Appuyer sur le bouton « THRESHOLD » durant 5 secondes, l'écran de gauche affiche une marque en face des unités de mesures.



5) Appuyer sur le bouton « THRESHOLD » pour sélectionner l'unité de mesure newton.

6) Presser sur le bouton « RESET » pour revenir sur le mode test.

7) L'appareil est prêt à enregistrer les données.

8) Pour réinitialiser l'appareil, presser sur le bouton « RESET ».

¹ Les photos ont été réalisées par I. Racine, A. Thirion, M. Tschopp & V. Ulrich

Annexe VII : Description des positions des tests

Description des positions :

Pour chaque mouvement, nous proposons une standardisation détaillée de la position du sujet et de celle du physiothérapeute. L'exemple ci-dessous montre les photographies (Illustration 4 et Illustration 5) que nous avons réalisées ainsi que le descriptif narratif pour la position d'extension de genou.



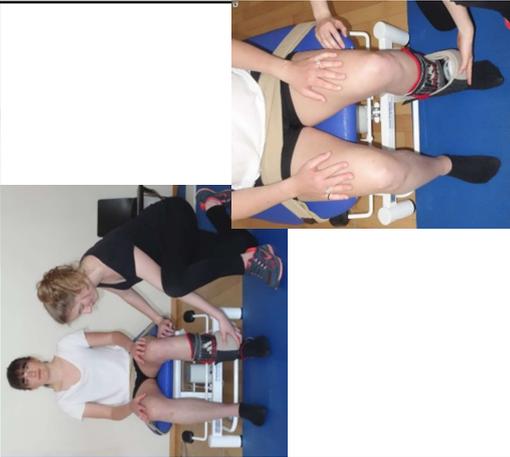
Illustration 5 : Position du sujet et du thérapeute
(vue de face)
(Henguely & Indermühle, 2016)



Illustration 6 : Détail de la position du dynamomètre
(vue plongeante)
(Henguely & Indermühle, 2016)

Le sujet est assis sur une table de traitement. Ses hanches et ses genoux sont à 90° de flexion. Son tronc est vertical et ses mains sont posées sur les cuisses. Les pieds du participant se trouvent au sol. Une sangle stabilise le sujet au niveau des cuisses proximales. Une deuxième sangle est fixée à la table et maintient le dynamomètre. Ce dernier est placé sur un protège-tibia à la face antérieure du tibia, à 5cm proximal de la malléole médiale.

Le physiothérapeute installe le participant puis maintient le dynamomètre lors de la mesure sans fournir de force. Il demande au participant : « Poussez contre la résistance comme pour tendre la jambe ».

Mouvements testés	Photos	Position du sujet	Position de l'évaluateur	Emplacement de la résistance / du dynamomètre	Stabilisation	Instructions supplémentaires
Flexion de genou		Assis sur une chaise. Hanches et genoux à 90°, tronc vertical, mains sur les cuisses, pieds au sol.	À côté du sujet lors de la mesure et maintient le dynamomètre sans fournir de force.	Sur le protégé-tibia à la face postérieure de la jambe, à 5cm proximal des malléoles.	Une sangle stabilise au niveau des cuisses distales. Dynamomètre est stabilisé contre une planche en bois entre les pieds du patient et la chaise.	"Poussez contre la résistance comme pour plier la jambe"
Extension de genou		Assis sur une table de traitement. Hanches et genoux à 90°, tronc vertical, mains sur les cuisses, pieds au sol.	À côté du sujet lors de la mesure et maintient le dynamomètre sans fournir de force.	Sur le protégé-tibia à la face antérieure de la jambe, à 5cm proximal des malléoles.	Une sangle stabilise au niveau des cuisses proximales. Dynamomètre placé sur une deuxième sangle attachée autour de la table.	"Poussez contre la résistance comme pour tendre la jambe"