

# La force isométrique maximale de la flexion et de l'extension du genou à l'aide d'un dynamomètre manuel: une étude de reproductibilité

## Maximal knee isometric strength in flexion and extension using a manual dynamometer: a reproducibility study

CAROLINE INDERMÜHLE<sup>1</sup> (BSc PT), DUNJA HENGUELY<sup>2</sup> (BSc PT), ANNE-GABRIELLE MITTAZ HAGER<sup>3</sup> (PT, MSc)

1 Espace Interdisciplinaire de Thérapies de la Riviera (EITR), Montreux, Suisse

2 Physiothérapie Cuennet JMC Sàrl, Marly, Suisse

3 Haute École Spécialisée de Suisse Occidentales (HES-SO), Valais / Wallis, Loèche-les-Bains, Suisse

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

L'étude a été financée par l'HES-SO Valais-Wallis

Les auteurs attestent ne pas avoir de conflit d'intérêts dans la réalisation de ce travail

Nous souhaitons remercier *Roger Hilfiger* pour sa contribution aux analyses statistiques

### Keywords

MicroFET2 hand-dynamometer, maximum isometric strength, reliability, knee

### Mots clés

Dynamomètre manuel microFET2, force isométrique maximale, fiabilité, genou

### Abstract

**Introduction:** the assessment of muscle strength is an essential part of physiotherapeutic management. Manual testing is subjective and not very accurate to quantify the force when it is high. Objectivity is nevertheless necessary and depends on the quality of the measures. Manual dynamometers, such as microFET2 have been developed to evaluate objectively the effectiveness of treatments. The aim of this study is to assess the intra- and inter-examiner reliability of the microFET2 dynamometer for measurements of the maximum isometric force of the knee flexors and extensors.

**Method:** the study took place at the physiotherapy school of Leukerbad. The isometric force in flexion and extension of the knee were evaluated on a sample of 30 participants. So that the results are applicable to other physiotherapists, the intra- and inter-examiner reliability was analyzed using the ICC<sub>2,k</sub> (2-way-random-model). For absolute reliability, the standard error of measurement (SEM) and minimal detectable change (SDD) were calculated.

### Résumé

**Introduction:** l'évaluation de la force musculaire est un élément essentiel de la prise en charge physiothérapeutique. Le testing manuel se révèle subjectif et peu précis pour quantifier la force lorsqu'elle est élevée. L'objectivité est pourtant nécessaire et dépend de la qualité des mesures. Les dynamomètres manuels, tels que le microFET2 ont été développés afin d'évaluer l'efficacité des traitements de manière objective. L'objectif est d'évaluer la reproductibilité intra et inter-examineur du dynamomètre microFET2, pour les mesures de la force isométrique maximale des fléchisseurs et des extenseurs du genou.

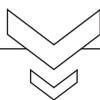
**Méthode:** l'étude s'est déroulée à l'école de physiothérapie de Loèche-les-Bains, avec un échantillon de 30 participants. Afin que les résultats puissent être applicables à d'autres physiothérapeutes, la fiabilité intra et inter-examineur a été analysée à l'aide de l'ICC<sub>2,k</sub> (2-way-random-model). La fiabilité absolue a été évaluée par l'erreur standard de mesure (SEM) et le changement détectable minimal (SDD).

**Results:** for intra-examiner reliability the ICC<sub>2,k</sub> values for flexion are 0.92 [95% IC 0.82-0.96] and for the extension 0.99 [95% IC 0.98-0.99]. For inter-examiner reliability the values of the ICC<sub>2,k</sub> are between 0.95-0.96 for the flexion and 0.96 for the extension (p < 0.05).

**Discussion and Conclusion:** the hand-held dynamometer MicroFET2 achieves excellent reliability for the tested movements with a standardized protocol. This affordable measurement tool is easy to use in physiotherapy daily practice.

**Résultats:** les valeurs ICC<sub>2,k</sub> pour la fiabilité intra-examineur, sont de 0,92 [IC 95% 0,82-0,96] pour la flexion et de 0,99 [IC 95% 0,98-0,99] pour l'extension. Pour la fiabilité inter-examineur les valeurs ICC<sub>2,k</sub> se situent entre 0,95-0,96 pour la flexion et à 0,96 pour l'extension (p < 0,05).

**Discussion et Conclusion:** le dynamomètre manuel MicroFET2 présente une excellente reproductibilité pour les mouvements testés avec un protocole standardisé. Cet outil de mesure d'un prix abordable est facilement utilisable dans la pratique quotidienne des physiothérapeutes.



## 1. Introduction

L'évaluation de la force musculaire est un élément essentiel de la prise en charge physiothérapeutique <sup>(1)</sup>. Il est primordial et pertinent d'évaluer cette force avec précision pour objectiver la présence d'un déficit, effectuer des comparaisons ou encore suivre la progression d'un traitement <sup>(2)</sup>. Le testing manuel est la méthode la plus communément utilisée <sup>(3)</sup>. Il se révèle toutefois subjectif et peu précis pour quantifier la force lorsqu'une personne est capable de réaliser un mouvement dans toute son amplitude et contre la pesanteur, c'est-à-dire lorsque la force est égale ou supérieure à 3 <sup>(4)</sup>. Les cotations de 0 à 3 de la méthode manuelle de *Daniels* et *Worthingham* contiennent suffisamment de preuves objectives visuelles <sup>(5)</sup>. Par contre, les cotations 4 et 5 ne sont de loin pas assez précises, car il existe un large éventail de forces supérieures à 5. L'objectivité est pourtant nécessaire lors de l'évaluation musculaire et dépend de la qualité des mesures.

Les appareils isocinétiques, par contre, permettent d'évaluer la force de manière objective, fiable et valide <sup>(6)</sup>. Ils sont souvent utilisés comme « gold standard » auquel sont comparés d'autres instruments de mesure de la force <sup>(7)</sup>. Cependant, leur coût est élevé et leur mode d'utilisation ne permet pas de réaliser des tests au quotidien <sup>(8)</sup>.

Les dynamomètres manuels sont des outils de mesure portables, de petite taille, peu coûteux et simples à utiliser <sup>(8-10)</sup>. Ils sont utiles dans la pratique clinique car ils permettent d'obtenir une mesure objective en moins de quatre minutes <sup>(11)</sup>. Parmi les dynamomètres manuels, le microFET2 <sup>(12)</sup> a été développé afin d'évaluer l'efficacité des traitements de manière objective <sup>(5)</sup>.

Cependant, les qualités de mesure des dynamomètres isométriques ne sont pas encore clairement établies. *Schrama et al.* <sup>(13)</sup> relèvent des fondements scientifiques parfois non concordants concernant la reproductibilité de cet instrument. Ils constatent que la qualité méthodologique des études de validation est insuffisante, notamment par rapport à la mise en aveugle des évaluateurs et des participants, ainsi qu'à l'ordre non randomisé des tests.

Trois revues systématiques concernant la dynamométrie manuelle relèvent également que les études ne détaillent pas suffisamment leurs procédures d'utilisation pour qu'elles soient

reproductibles <sup>(8,13,14)</sup>. De plus, un certain manque de reproductibilité a également été observé lors de son utilisation dans une étude pilote <sup>(15)</sup>.

Ces éléments justifient la mise en place d'études rigoureuses pour évaluer la qualité de mesure des dynamomètres isométriques. Afin d'évaluer la reproductibilité du dynamomètre manuel MicroFET2 pour la force maximale des membres inférieur, nous avons choisi d'évaluer les mouvements de flexion et d'extension du genou. Ces deux mouvements font partie des mouvements fonctionnels les plus testés dans la littérature <sup>(16-18)</sup>.

L'objectif de cette étude est d'évaluer la reproductibilité intra et inter-examineur du dynamomètre manuel microFET2 pour les mesures de la force isométrique maximale de la flexion et l'extension du genou en utilisant un protocole standardisé. Nous posons l'hypothèse que ces mesures sont reproductibles, pour autant qu'une procédure d'utilisation standardisée soit utilisée. Nous avons défini que le coefficient de corrélation intraclass devait être supérieur à 0.80 pour que les mesures soient considérées comme suffisamment reproductibles pour la pratique clinique. <sup>(19)</sup>

## 2. Méthode

Pour cette étude de reproductibilité, trois physiothérapeutes (A, B et C) ont évalué la force isométrique maximale de la flexion et de l'extension du genou des participants à l'aide du dynamomètre manuel MicroFET2, selon une procédure standardisée. L'ordre de passage de la flexion et de l'extension était randomisé. Les physiothérapeutes et les participants étaient en aveugle par rapport aux résultats.

L'échantillon comprenait une population d'adultes âgés entre 18 et 65 ans, hommes ou femmes. Les critères d'inclusion étaient : 1. Posséder une amplitude d'au moins 90° de flexion de genou ; 2. Posséder une endurance qui leur permettait de réaliser les tests sur une durée de 60 minutes. Le seul critère d'exclusion était la présence de douleurs aiguës au niveau du genou. Tous les participants ont signé le consentement éclairé après avoir reçu une lettre d'information. Les participants avaient le droit d'interrompre leur participation à n'importe quel moment et pour n'importe quelle raison.

Le matériel nécessaire à cette étude comprenait une table de massage avec hauteur réglable, une chaise, un minuteur (ap-

plication Tabata Pro), deux sangles, une planche en bois, un protège-tibia pour le confort du participant et deux dynamomètres manuels (MicroFET2, Hoggan Health, Salt Lake City, USA) <sup>(12)</sup>, avec embout incurvé, que nous avons fait calibrer avant le début de l'étude.

La procédure utilisée a été élaborée sur la base de la littérature scientifique et des recommandations de l'American Society of Exercise Physiologists (ASEP) et du guide « Measurement in medicine » <sup>(20)</sup>. Les éléments suivants ont été retenus et appliqués :

- Appliquer la résistance perpendiculairement au membre testé <sup>(21,22)</sup> durant toute la contraction selon la technique du « make test » car elle comporte moins de risque de lésion <sup>(23)</sup> et a été démontrée plus fiable que la technique du « break test » <sup>(24,25)</sup>. Du fait que la force maximale est atteinte en une ou deux secondes, l'évaluateur peut s'adapter progressivement à la force générée par le sujet <sup>(26)</sup>. Cette technique permet un meilleur contrôle de la contraction <sup>(27)</sup>.
- Spécifier et contrôler la position du corps afin que les valeurs obtenues soient comparables <sup>(28)</sup>. Il est important que la position reste constante <sup>(26)</sup>.
- Stabiliser le patient afin de prévenir les compensations musculaires <sup>(8)</sup>.
- Adapter l'embout du dynamomètre (plat ou incurvé) à la surface testée pour éviter un inconfort <sup>(21)</sup> et ne pas restreindre l'effort maximal <sup>(26)</sup>.
- Dêvêtir l'articulation testée.
- 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 participant.
- 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.

Le positionnement des participants et les moyens de fixation ont été suivis de manière rigoureuse selon les descriptions décrites dans l'annexe 1 (page 36), afin de minimiser les mouvements associés ou compensatoires éventuels (Figure 1 : Flexion; Figure 2 : Extension). Deux vidéos présentent le déroulement de ces évaluations (Vidéo pour la flexion disponible sur le lien suivant : [https://www.youtube.com/watch?v=Yw\\_UhbA6NDY](https://www.youtube.com/watch?v=Yw_UhbA6NDY); Vidéo pour l'extension : <https://www.youtube.com/watch?v=WBQzpt5fOMs>).

Les physiothérapeutes se sont entraînées à l'utilisation du MicroFET2 durant deux mois. Tous les participants ont complété un document de recueil des données de base qui comprenait le code d'identification, le sexe, l'âge, le poids, la taille, le ou les sports pratiqués, le côté testé, la présence de problème articulaire et l'évaluation de la douleur sur une échelle visuelle analogique (EVA). Les évaluations se sont déroulées sur une période de cinq semaines. Les données ont été enregistrées sur place dans un tableau EXCEL.

Pour évaluer la reproductibilité intra-examineur, chaque participant a participé à deux sessions de test. L'intervalle de temps entre le test et le retest devait permettre à la fois la stabilité des caractéristiques des participants et l'absence d'interférences entre les deux sessions de tests <sup>(20)</sup>. Cet intervalle permettait d'éliminer les éventuelles interférences comme les courbatures, la fatigue ou la douleur dues à la première session. Les participants ont été priés de ne pas changer leurs habitudes et de ne pas commencer une nouvelle activité physique durant cette période. La deuxième session de test s'est déroulée entre trois et dix jours après la première.

Lors des deux sessions de test, les physiothérapeutes ont utilisé le même dynamomètre <sup>(29)</sup>. Elles étaient accompagnées par une collègue qui jouait le rôle de scribe chargée de relever les données recueillies en Newton sur les dynamomètres et de les reporter sur un tableau EXCEL. Elle était également chargée d'annoncer aux participants le compte à rebours avant la contraction suivante.

Lors de la première rencontre, les participants ont été évalués par deux physiothérapeutes (A et B). La procédure était identique pour la flexion et pour l'extension.

Selon les recommandations de l'ASEP, les participants ont réalisé cinq contractions isométriques d'une durée de cinq secondes afin d'enregistrer les pics de force maximale. Entre chaque contraction, les participants disposaient d'une pause d'une minute pour permettre une récupération adéquate entre chaque contraction maximale <sup>(9)</sup>.

Pour standardiser les durées de contraction et de récupération lors de la réalisation des évaluations, nous avons utilisé l'application « Tabata Pro ». Nous y avons programmé trois « Bip » sonores, pour les cinq contractions musculaires : 1<sup>er</sup> : début de la préparation (10 secondes), 2<sup>e</sup> : début de la contraction, 3<sup>e</sup> : fin de la contraction (5 secondes) et début de la pause (1 minute), et ainsi de suite. À 50 secondes de pause, les 10 secondes de préparation pour la prochaine contraction était annoncées à haute voix. La scribe enclenchait l'application dix secondes avant le début de la première contraction et annonçait « Début dans 10 secondes » pour chaque contraction. Cette durée permettait à la physiothérapeute et au participant de se préparer. La scribe a ensuite décompté à haute voix les trois dernières secondes « 3, 2, 1, GO ».

Les deux premières contractions étaient des contractions d'essai : la première avec un déploiement de force modérée, la deuxième avec une contraction maximale. Les participants devaient augmenter progressivement l'intensité de chaque contraction de manière à atteindre le niveau de contraction

demandé en deux secondes. L'augmentation progressive de la force permettait à la physiothérapeute de contrôler la stabilisation du dynamomètre lors de la contraction <sup>(26)</sup>. Les participants devaient ensuite maintenir cette contraction durant les trois secondes. Les 3<sup>e</sup>, 4<sup>e</sup> et 5<sup>e</sup> contractions isométriques ont été réalisées avec la force maximale. Les données de ces trois contractions ont été relevées en Newton. Aucune motivation externe n'a été donnée lors de la réalisation des contractions <sup>(28)</sup>.

À la deuxième session de test les participants ont à nouveau été évalués par deux physiothérapeutes, selon la même procédure que lors de la première. La première physiothérapeute était la physiothérapeute A de la première rencontre et la seconde était une nouvelle physiothérapeute (C).

## 2.1. Méthode statistique

### 2.1.1. Détermination de l'échantillon

Vet et al. <sup>(20)</sup> recommandent un échantillon de 50 personnes pour atteindre un intervalle de confiance (IC) 95 % de  $\pm 0,1$  pour un coefficient de corrélation intra-classe (ICC) de 0,8. Selon la formule de Walter et al. <sup>(30)</sup>, pour un ICC entre 0,8 et 0,9, un échantillon de 46 personnes est souhaité. Pour des raisons organisationnelles, nous avons recruté 30 personnes. Bien qu'inférieure à la taille idéale, cette taille d'échantillon était suffisante pour obtenir une approximation raisonnablement précise de la reproductibilité.

### 2.1.2. Analyses statistiques

Les données quantitatives sont exprimées par la moyenne  $\pm$  la déviation standard (SD). Les données de mesure du dynamomètre manuel MicroFET2 ont été reportées en Newtons (moyenne  $\pm$  déviation standard).

La reproductibilité relative des mesures a été évaluée à l'aide des coefficients de corrélation intraclass ICC<sub>2,1</sub> pour la reproductibilité des trois mesures consécutives réalisées par le même physiothérapeute. Ce calcul a été réalisé pour chaque physiothérapeute. Cette méthode nous a permis de prendre en compte toutes les valeurs relevées, de manière indépendante.

Pour évaluer la reproductibilité intra-examineur et inter-examineur, nous avons utilisé les coefficients de corrélation intraclass ICC<sub>2,k</sub>. Cette méthode qui calcule les corrélations sur la base des moyennes des trois mesures obtenues, permet de compenser et de réduire les erreurs de mesure <sup>(20)</sup>. Ces deux coefficients prennent en compte l'erreur aléatoire et l'erreur systématique <sup>(31)</sup>.

Afin de savoir si la valeur réelle du coefficient de reproductibilité est proche de l'estimation, nous avons calculé les intervalles de confiance (IC, 95 %) des ICC.

La grandeur et le poids des physiothérapeutes, ainsi que le type de prise, pouvaient potentiellement influencer leur habileté à stabiliser le dynamomètre et donc influencer la reproductibilité du test, particulièrement lors du testing des muscles forts <sup>(32)</sup>. Nous avons donc également évalué l'association entre l'indice de masse corporelle (IMC) des physiothérapeutes et la force musculaire mesurée.

Dans un premier temps, nous avons comparé entre elles, les mesures prises par les physiothérapeutes à l'aide du Test t de Student pour données appariées.

La reproductibilité absolue a été calculée par l'erreur standard de mesure (SEM) selon la formule suivante :  $SEM = SD \cdot \sqrt{1 - ICC(2,k)}$  et par la différence minimale détectable (SDD) selon la formule suivante :  $SDD_{95} = 2,77 \cdot SEM$  <sup>(33)</sup>. Nous avons également calculé la différence minimale détectable en pourcentage des valeurs moyennes (SDD%). Toutes les données ont été calculées à l'aide du logiciel R (GNU LGPL v2.1, Version 0.99.892 – © 2009-2016 RStudio, Inc., Boston, USA). Le seuil de significativité des résultats a été fixé à  $p < 0,05$ .

## 3. Résultats

### 3.1. Statistique descriptive

Notre échantillon se composait de 30 personnes. Parmi les participants à l'étude, 29 pratiquaient une activité sportive régulière et un ne pratiquait pas d'activité sportive. La description de notre échantillon est présentée dans le [Tableau 1](#).

Les trois physiothérapeutes A, B et C sont toutes de sexe féminin. Leurs caractéristiques sont décrites dans le [Tableau 2](#).

Aucune corrélation statistiquement significative n'a été observée entre le BMI des physiothérapeutes et la force musculaire des genoux des participants (Extenseurs :  $p = 0,13$ , Fléchisseurs :  $p = 0,07$ ).

Âge (années), moyenne (SD)	24.4 (7.69)
Femmes, n (%)	22 (73.3)
Taille (m), moyenne (SD)	1.7 (0.09)
Poids (kg), moyenne (SD)	66.6 (10.88)
IMC (kg/m <sup>2</sup> ), moyenne (SD)	22.65 (2.23)

› Tableau 1 : description de l'échantillon (N=30)

Âge (années), moyenne (SD)	23.5 (1.91)
Femmes, n (%)	3 (100)
Taille (m), moyenne (SD)	1.66 (0.05)
Poids (kg), moyenne (SD)	60.33 (7.51)
IMC (kg/m <sup>2</sup> ), moyenne (SD)	22.13 (3.97)

› Tableau 2 : description des physiothérapeutes (N=3)

### 3.2. Reproductibilité des valeurs individuelles ICC<sub>2,1</sub>

Des valeurs entre 0.89 et 0.96 ont été obtenues pour les coefficients de corrélation intraclass calculés sur la base de chaque mesure des physiothérapeutes (A-test, A-retest, B et C), ceci pour la flexion et l'extension. Les meilleures valeurs ont été obtenues par la physiothérapeute A, lors des premières évaluations (test), des fléchisseurs et des extenseurs (ICC<sub>2,1</sub> = 0,96 [IC 95% 0,92-0,98]). La physiothérapeute B montre la moins bonne reproductibilité pour la flexion et la physiothérapeute C pour l'extension. Ces différences se reportent sur les erreurs standards de mesure (SEM), sur les différences minimales détectables (SDD95) ainsi que sur

les différences minimales détectables de la valeur moyenne (SDD%) (Tableau 3).

### 3.3. Reproductibilité intra- et inter-examineur ICC<sub>2,k</sub>

Les valeurs obtenues pour les coefficients de corrélation intraclass calculés sur la moyenne des trois mesures des deux sessions de la physiothérapeute A étaient de (ICC<sub>2,k</sub> = 0,92 [IC 95% 0,82-0,96]) pour la flexion et (ICC<sub>2,k</sub> = 0,99 [IC 95% 0,98-0,99]) pour l'extension (Tableau 4). Malgré les différences des valeurs de la force entre les fléchisseurs et les extenseurs, les SEM et les SDD<sub>95</sub> sont similaires pour

la physiothérapeute A. Exprimée en pourcent de la valeur moyenne, la SDD indique une différence minimale détectable de 26.21% pour les fléchisseurs et de 14.16% pour les extenseurs (Tableau 4).

La reproductibilité inter-examineur a été évaluée sur la base des mesures relevées 2x par la physiothérapeute A (A<sub>1</sub> = test et A<sub>2</sub> = retest) et par les physiothérapeutes B et C. Ainsi, l'appellation A<sub>1</sub>-B-C représente les valeurs calculées à partir des résultats de la première session du physiothérapeute A et de l'unique session des physiothérapeutes B et C. L'appellation A<sub>2</sub>-B-C correspond aux résultats obtenus à partir des mesures

Groupes musculaires	Physiothérapeutes	Moyenne ± SD (en newtons)	ICC <sub>2,1</sub> (IC <sub>95%</sub> )	SEM	SDD <sub>95</sub>	SDD (%)
Fléchisseurs du genou	A-test	222.53 ± 78.58	0.96* (0.92-0.98)	15.72	43.53	19.48
	A-retest	237.07 ± 76.18	0.95* (0.91-0.98)	17.03	47.19	19.90
	B	221.62 ± 72.48	0.89* (0.80-0.94)	24.04	66.59	30.05
	C	232.21 ± 75.49	0.95* (0.91-0.97)	16.88	46.76	19.96
Extenseurs du genou	A-test	427.56 ± 216.16	0.96* (0.92-0.98)	43.23	119.75	28.01
	A-retest	425.83 ± 216.98	0.92* (0.85-0.96)	61.37	170.00	39.92
	B	392.72 ± 201.06	0.94* (0.89-0.97)	49.25	136.42	34.74
	C	426.78 ± 234.71	0.89* (0.81-0.94)	77.84	215.63	50.52

› Tableau 3 : reproductibilité individuelle (n=30)

ICC<sub>2,1</sub> = Coefficient de corrélation intra-classe calculé sur chaque mesure des physiothérapeutes

IC = Intervalle de confiance

SEM = erreur standard de mesure

SDD<sub>95</sub> = changement détectable minimal

SDD% = changement détectable minimal exprimé en pourcentage de la moyenne

\* Statistiquement significatif à p < 0.05

Groupes musculaire	Moyenne ± SD (en newtons)	ICC <sub>2,k</sub> (IC <sub>95%</sub> )	SEM	SDD <sub>95</sub>	SDD (%)
Fléchisseurs du genou	230.25 ± 77.04	0.92* (0.82-0.96)	21.79	60.36	26.21
Extenseurs du genou	415.69 ± 218.11	0.99* (0.98-0.99)	21.81	60.42	14.16

› Tableau 4 : reproductibilité intra-examineur (Physiothérapeute A; n=30)

Groupes musculaires	§2	Moyenne ± SD (en newtons)	ICC <sub>2,k</sub> (IC <sub>95%</sub> )	SEM	SDD <sub>95</sub>	SDD (%)
Fléchisseurs du genou	A-B	222.53 ± 74.95	0.95* (0.89-0.98)	16.76	46.42	20.86
	A-C	235.64 ± 76.59	0.95* (0.89-0.97)	17.13	47.44	20.13
	A <sup>1</sup> -B-C	226.42 ± 74.91	0.96* (0.93-0.98)	14.98	41.50	18.33
	A <sup>2</sup> -B-C	230.97 ± 74.19	0.95* (0.90-0.97)	16.59	45.95	19.90
Extenseurs du genou	A-B	410.14 ± 207.71	0.96* (0.90-0.98)	41.54	115.07	28.06
	A-C	426.31 ± 223.71	0.96* (0.93-0.98)	44.74	123.94	29.07
	A <sup>1</sup> -B-C	415.69 ± 215.91	0.96* (0.94-0.98)	43.18	119.61	28.77
	A <sup>2</sup> -B-C	415.11 ± 218.37	0.96* (0.94-0.98)	43.67	120.98	29.14

› Tableau 5 : reproductibilité inter-examineur (n=30)

ICC<sub>2,k</sub> = Coefficient de corrélation intra-classe calculé sur la moyenne des 3 mesures

IC = Intervalle de confiance

SEM = erreur standard de mesure

SDD<sub>95</sub> = changement détectable minimal

SDD% = changement détectable minimal exprimé en pourcentage de la moyenne

\* Statistiquement significatif à p < 0.05

de la deuxième session du physiothérapeute A et de l'unique session des physiothérapeutes B et C.

Pour la flexion, la comparaison de la moyenne des valeurs relevées par la physiothérapeute A et B, et A et C ne présente pas de différences statistiquement significatives ( $p > 0.05$ ). Il en est de même pour l'extension, sauf pour la comparaison des mesures prises par les physiothérapeutes A et B ( $p = 0.02$ )

Toutes les valeurs d'ICC<sub>2,k</sub> se situent entre 0,95 et 0,96 et sont statistiquement significatives ( $p < 0,05$ ). Les SEM, SDD<sub>95</sub> et SDD% présentent des valeurs proches les unes des autres pour la flexion ainsi que pour l'extension (Tableau 5).

## 4. Discussion

La mesure de la force reste un élément incontournable dans la pratique quotidienne des professionnels de la santé afin d'évaluer la progression des traitements. Du fait de la diversité des outils à disposition sur le marché, quant au rapport qualité-coût, nous avons choisi d'évaluer la reproductibilité inter et intra-examineur d'un outil pratique, facilement utilisable<sup>(8)</sup> et d'un coût abordable.

Afin de permettre aux cliniciens et aux chercheurs de reproduire ces mesures<sup>(34)</sup>, cette étude présente de manière détaillée la méthode et le protocole utilisé pour chaque mesure. De plus ce protocole comprend l'utilisation de matériel supplémentaire qui est d'utilisation courante en thérapie. Nous pensons que la rigueur du suivi d'un protocole détaillé permet d'obtenir une meilleure reproductibilité des outils de mesure.

Afin de déterminer la pertinence de l'utilisation de la moyenne de trois mesures dans la pratique clinique, nous avons évalué la reproductibilité intra-examineur en considérant chaque mesure prise.

Les participants de cette étude étaient de jeunes personnes en bonne santé. Tous les participants ont réalisé l'étude entière sans interruption. Cinq d'entre eux ont signalé un problème fonctionnel pour l'un de leurs genoux. Nous avons donc évalué la force sur leur genou sain. Bien que *Bohannon*<sup>(26)</sup> signale que des mesures réalisées sur des muscles forts présentent de moindres reproductibilités, nos résultats montrent des reproductibilités élevées, tant pour la reproductibilité intra que la reproductibilité inter-examineur.

Bien que la reproductibilité intra-examineur présente une différence entre la flexion (ICC<sub>2,k</sub> = 0,92) [IC 95% 0,82-0,96] et l'extension (0,99) [IC 95% 0,98-0,99], toutes deux peuvent être considérées comme excellentes<sup>(19)</sup> (Tableau 4). Cette différence pourrait s'expliquer par le fait qu'une contraction isométrique soudaine des fléchisseurs du genou en position assise n'est pas une activité habituelle, contrairement à l'extension. Il semblerait que la force de flexion ne soit pas facile à évaluer. Dans leur étude, *Balwin et al.*<sup>(35)</sup> n'ont évalué que la force de préhension, de la flexion du coude et de l'extension du genou chez des personnes âgées en bonne santé et des personnes âgées atteintes de comorbidités. Pour l'extension du genou, ils obtiennent des reproductibilités similaires aux nôtres. Il en est de même dans l'étude de *Jackson et al.*<sup>(36)</sup>. Ils ont évalué la

reproductibilité du dynamomètre MicroFET2 pour l'évaluation de la force des abducteurs, des adducteurs et des rotateurs de la hanche, ainsi que des extenseurs du genou et des fléchisseurs de la cheville, mais pas des fléchisseurs du genou. La reproductibilité intra-examineur pour l'extension du genou présentait un ICC de 0.93 [IC 95% 0,82-0,98].<sup>(36)</sup> Par contre, *Buickings et al.*<sup>(34)</sup> ont évalué la reproductibilité du MicroFET2 pour l'évaluation de la force de plusieurs groupes musculaires. Il est intéressant d'observer qu'eux aussi obtiennent une valeur inférieure pour la reproductibilité intra-examineur des fléchisseurs du genou, avec un ICC à 0.78 [IC 95% 0,63-0,92] par rapport à celle des extenseurs (ICC = 0.81 [IC 95% 0,68-0,93])<sup>(34)</sup>.

Notre étude présente très peu de différences entre les valeurs de reproductibilité inter-examineur des trois physiothérapeutes (Tableau 5). Tous les ICC<sub>2,k</sub> se situent entre 0,95 et 0,96. Ces valeurs expriment une excellente reproductibilité. Elles sont légèrement supérieures à celle présentées par *Buickings et al.*<sup>(34)</sup>. La similitude des ICC entre les évaluateurs démontrent que la fiabilité des mesures en tant que telle est peu dépendante de l'évaluateur. Cependant, la différence significative entre l'évaluateur A et B pour l'extension montre qu'une différence de valeur absolue peut survenir occasionnellement entre les évaluateurs.

En général, la littérature scientifique présente de bons résultats en matière de corrélation intra ou inter-examineur pour l'évaluation de la force musculaire, comme le démontre *Fenter et al.*<sup>(37)</sup> pour l'abduction de la hanche à l'aide du dynamomètre manuel MicroFet, ainsi que *Baldwin et al.* pour la force de préhension, la flexion du coude et l'extension du genou.<sup>(35)</sup>

Certaines limites doivent être prises en considération dans l'interprétation des résultats de cette étude. Le nombre de patients inclus a été inférieur aux recommandations pour ce type d'étude. Malgré cela, les intervalles de confiance que nous avons trouvés sont relativement petits, et les valeurs d'ICC peuvent être considérées comme de bonnes approximations de la valeur réelle. Les participants étaient des personnes jeunes sans pathologie du genou et d'autres études seront nécessaires pour évaluer la reproductibilité des dynamomètres isométriques pour les diverses populations de patients rencontrées en clinique.

La reproductibilité absolue et la précision des mesures (SEM, SDD<sub>95</sub> et SDD (%)) montrent des résultats très différenciés entre la flexion et l'extension. Du fait qu'il n'existe pas de critères absolus pour ces valeurs<sup>(38,39)</sup> il est important d'interpréter ces résultats comme étant spécifiques au contexte de notre étude, qui incluait des participants jeunes, sans pathologie et utilisait un protocole de mesures précisément standardisé en position assise. Théoriquement, les erreurs standards de mesure (SEM), qui qualifient l'erreur typique d'une mesure sont inférieures aux valeurs de la différence minimale détectable (SDD) qui définit le niveau à partir duquel une différence peut être considérée comme un changement réel chez le patient.<sup>(6,31)</sup>

Les valeurs relativement importantes trouvées dans notre étude pourraient ne pas être acceptables pour évaluer des changements cliniques à un niveau individuel dans certains cas<sup>(40)</sup>. Sur la base des valeurs présentées dans le tableau 3,

prenons l'exemple d'un évaluateur qui effectue une mesure de la force isométrique des extenseurs du genou et qu'il obtient une valeur de 427 Newtons. Pour cette valeur, il devra tenir compte que la moyenne de la SEM pour l'extension se situe à  $57.92 \pm 15.27$  N. Il devra donc considérer que la valeur réelle de la force des extenseurs se situe dans une fourchette de  $427 \text{ N} \pm 57.92$ , soit entre 369.08 et 484.92 N.

S'il souhaite évaluer la progression de son patient, il devra tenir compte de la SDD. Considérant la  $SDD_{95}$ , la différence des valeurs obtenues entre la 1<sup>ère</sup> et la 2<sup>e</sup> évaluation devrait être supérieure à  $160.45 \pm 42.30$  N pour évaluer une réelle progression. Si l'on utilise la SDD (%), cette différence devrait être supérieure à  $38.30 \pm 9.49$  % de la valeur obtenue en début de traitement.

Plusieurs méthodes statistiques ont été utilisées pour caractériser la fiabilité des mesures de force avec un dynamomètre isométrique. Des calculs supplémentaires seraient nécessaires pour avoir une vision exhaustive de la fiabilité de cet appareil. Il s'agit d'interpréter avec précaution les valeurs de SEM et les valeurs de SDD qui en découlent, car elles sont indicatives de la magnitude des erreurs de mesure, mais pas d'un changement clinique significatif.

Pour déterminer la différence minimale cliniquement significative, indicative du seuil à partir duquel la différence est perceptible pour le patient, il serait judicieux de combiner différentes méthodes : la perception de l'amélioration des patients (Anchor-based methods), des méthodes basées sur la distribution et des avis d'experts afin de déterminer la différence minimale cliniquement significative <sup>(38)</sup>.

Des analyses graphiques de *Bland et Altman* n'ont pas été réalisées dans cette étude. Cette méthode aurait pu permettre de détecter si l'erreur de mesure est dépendante de la force développée par le participants lors de la mesure, ainsi que de quantifier la limite de l'agrément et la valeur du biais entre les mesures ou entre les évaluateurs.

## 5. Conclusion

En pratique clinique, l'évaluation de la force musculaire est un élément essentiel du bilan et permet de suivre la progression du patient et d'évaluer l'efficacité du traitement. Il est primordial d'évaluer objectivement et précisément cette force, afin de détecter la présence et le niveau d'un déficit. Le testing manuel de *Daniels et Worthingham* <sup>(5)</sup> 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 cliniciens une alternative à la cotation manuelle de *Daniels et Worthingham*.

Les résultats de cette étude démontrent que le dynamomètre manuel MicroFET2 présente une très bonne reproductibilité pour évaluer la force isométrique des fléchisseurs et des extenseurs du genou lorsque la procédure d'évaluation est standardisée. La procédure requiert peu de matériel et peu de temps. Ainsi, la mesure de trois contractions maximales 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.

Le dynamomètre manuel MicroFET2 est donc un appareil applicable et fiable lorsqu'il s'agit de mesurer objectivement une force supérieure à 3 mesurée selon la méthode de *Daniels et Worthingham* pour la flexion et l'extension du genou. Par rapport au testing manuel, il a l'avantage de produire des mesures plus précises dans toute la plage des valeurs de force et de quantifier objectivement la force d'un patient, ce qui peut être un apport important pour l'évaluation de l'état actuel et de la progression des patients dans le quotidien thérapeutique.

## Implications pour la pratique

- Le dynamomètre manuel MicroFET2 est un outil d'un prix abordable, petit, léger et facilement utilisable en cabinet.
- Il est pratique et fiable chez la personne saine pour obtenir une mesure objective de la force de flexion et d'extension du genou.
- Bien qu'une seule mesure suffise pour obtenir une mesure fiable, l'évaluateur doit tenir compte des valeurs de l'erreur standard de mesure et de la différence minimale détectable pour interpréter la mesure et son évolution.
- Des études supplémentaires sont nécessaires pour évaluer la reproductibilité dans diverses populations de patients.

## Contact

Caroline Indermühle  
[caroline.indermuehle@gmail.com](mailto:caroline.indermuehle@gmail.com)

## Références

1. Bohannon RW. Minimal detectable change of knee extension force measurements obtained by handheld dynamometry from older patients in 2 settings. *J Geriatr Phys Ther.* 2012;35(2):79-81.
2. Saulnier J, Hébert LJ, Lepage C, Crête M, Perron M, Maltais DB. Protocole d'évaluation de la force musculaire à l'aide du dynamomètre manuel chez les enfants et les adolescents [Internet]. IRDPQ. 2013 [cited 2014 Oct 29]. Available from: <http://www.irdpq.qc.ca/expertise-et-formation/centre-integre-de-gestion-de-linformation-cigi/publications-de-lirdpq-22>
3. Quinn L, Gordon J. Documentation for Rehabilitation: A Guide to Clinical Decision Making. Maryland Heights: Elsevier Health Sciences; 2015.
4. Hilfiker R, Oesch P. Muskelkraft : Quantitative Muskelfunktionsprüfung mit einem Kraftmessgerät (Hand-Held-Dynamometer). 2006.
5. Kendall FP, McCreary EK, Provance P-G, Rodgers M, Romani W-A. Les muscles, Bilan et étude fonctionnels : Anomalies et douleurs posturales. 5e édition. Rueil-Malmaison (Hauts-de-Seine): Pradel Editions; 2007.
6. de Vet HCW, Terwee CB, Knol DL, Bouter LM. When to use agreement versus reliability measures. *J Clin Epidemiol.* 2006;59(10):1033-9.
7. Martin HJ, Yule V, Syddall HE, Dennison EM, Cooper C, Aihie Sayer A. Is hand-held dynamometry useful for the measurement of quadriceps strength in older people? A comparison with the gold standard Bodex dynamometry. *Gerontology.* 2006;52(3):154-9.

8. Stark T, Walker B, Phillips JK, Fejer R, Beck R. Hand-held Dynamometry Correlation With the Gold Standard Isokinetic Dynamometry: A Systematic Review. *PM&R*. 2011;3(5):472-9.
9. Brown LE, Weir JP. ASEP procedures recommendation I: accurate assessment of muscular strength and power. 2001;4(3):21.
10. Kamiya K, Mezzani A, Hotta K, Shimizu R, Kamekawa D, Noda C, et al. Quadriceps isometric strength as a predictor of exercise capacity in coronary artery disease patients. *Eur J Prev Cardiol*. 2014;21(10):1285-91.
11. Whiteley R, Jacobsen P, Prior S, Skazalski C, Otten R, Johnson A. Correlation of isokinetic and novel hand-held dynamometry measures of knee flexion and extension strength testing. *J Sci Med Sport Sports Med Aust*. 2012;15(5):444-50.
12. Hoggan Health Industries. Microfet2 [Internet] USA: Hoggan scientific, LCC. 2017 [cited 17 May 2017]. Available from: <http://www.hoggan-health.net/microfet2.php>
13. Schrama PPM, Stenneberg MS, Lucas C, van Trijffel E. Intraexaminer Reliability of Hand-Held Dynamometry in the Upper Extremity: A Systematic Review. *Arch Phys Med Rehabil*. 2014;95(12):2444-69.
14. Dekkers KJFM, Rameckers EAA, Smeets RJEM, Janssen-Potten YJM. Upper Extremity Strength Measurement for Children With Cerebral Palsy: A Systematic Review of Available Instruments. *Phys Ther*. 2014;94(5):609-22.
15. Chassot J. La pratique du curling adapté et l'équilibre assis: une étude pilote. Travail de bachelors, Loèche-les-Bains: HES-SO Valais Wallis - Haute Ecole de Santé; 2014.
16. Tourville TW, Smith HC, Shultz SJ, Vacek PM, Slauterbeck JR, Johnson RJ, et al. Reliability of a new stabilized dynamometer system for the evaluation of hip strength. *Sports Health*. 2013;5(2):129-36.
17. Van Vulpen LF, De Groot S, Becher JG, De Wolf GS, Dallmeijer AJ. Feasibility and test-retest reliability of measuring lower-limb strength in young children with cerebral palsy. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2013;49(6):803-13.
18. Willemsse L, Brehm MA, Scholtes VA, Jansen L, Woudenberg-Vos H, Dallmeijer AJ. Reliability of isometric lower-extremity muscle strength measurements in children with cerebral palsy: implications for measurement design. *Phys Ther*. 2013;93(7):935-41.
19. Portney LGW, Mary P. Foundations of Clinical Research: Applications to Practice. Upper Saddle River N.J., USA: Prentice Hall Health; 2009
20. de Vet HCW, Terwee CB, Mokkink LB, Knol DL. Measurement in Medicine: A Practical Guide [Internet]. Cambridge: Cambridge University Press; 2011 [cited 2015 March 19]. Available from: <http://ebooks.cambridge.org/ref/id/CBO9780511996214>
21. O'Shea SD, Taylor NF, Paratz JD. Measuring muscle strength for people with chronic obstructive pulmonary disease: retest reliability of hand-held dynamometry. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007;88(1):32-6.
22. Siatras TA, Douka ID, Milosis DC. Feasibility and reproducibility of muscular strength measures in gymnastics-specific body positions using hand-held dynamometry. *Isokinet Exerc Sci*. 1 2010;18(4):223-34.
23. Seagraves FE, Horvat M. Comparison of isometric test procedures to assess muscular strength in elementary school girls. *Pediatr Exerc Sci*. 1995;7:61-61.
24. Bohannon RW. Intertester reliability of hand-held dynamometry: a concise summary of published research. *Perceptual and Motor Skills*. 1999;88(3):899-902.
25. Stratford PW, Balsor BE. A comparison of make and break tests using a

## Annexe 1: description des positions des participants et des fixations

Mouvements testés	Photos	Position du sujet	Position de l'évaluateur	Emplacement de la résistance / du dynamomètre	Stabilisation	Instructions supplémentaires
<b>Flexion du genou</b>		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 protège-tibia à la face postérieure de la jambe, à 5cm proximal des malléoles.	Une sangle stabilise au niveau des cuisses distales. Dynamomètre stabilisé contre une planche en bois entre les pieds du patient et la chaise.	« Poussez contre la résistance comme pour plier la jambe »
<b>Extension du genou</b>		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 protège-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 »

- hand-held dynamometer and the Kin-Com. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1994;19(1):28-32.
26. Bohannon RW. Hand-held dynamometry: A practicable alternative for obtaining objective measures of muscle strength. *Isokinet Exerc Sci.* 2012;20(4):301-315.
  27. Verschuren O, Ketelaar M, Takken T, Van Brussel M, Helders PJM, Gorter JW. Reliability of hand-held dynamometry and functional strength tests for the lower extremity in children with Cerebral Palsy. *Disabil Rehabil.* 2008;30(18):1358-66.
  28. Mital A, Kilbom Å, Kumar S. *Ergonomics Guidelines and Problem Solving.* Oxford: Elsevier; 2000.
  29. Kimura IF, Jefferson LM, Gulick DT, Coll RD. Intra-and intertester reliability of Chatillon and Microfet hand-held dynamometers in measuring force production. *J Sport Rehabil.* 1996;5:197-205.
  30. Walter SD, Eliasziw M, Donner A. Sample size and optimal designs for reliability studies. *Stat Med.* 1998;17(1):101-10.
  31. Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res.* 2005;19(1):231-240.
  32. Thorborg K, Bandholm T, Hölmich P. Hip-and knee-strength assessments using a hand-held dynamometer with external belt-fixation are inter-tester reliable. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013;21(3):550-5.
  33. Amacker A, Meng J, Jordan K, Mathieu N, Sattelmayer M, Spring H, et al. Responsiveness of the Star Excursion Balance Test on Firm and Unstable Underground. *Schweiz Z Für Sportmed Sporttraumatologie.* 2015;63(2):24-8.
  34. Buckinx F, Croisier J-L, Reginster J-Y, Dardenne N, Beaudart C, Slomian J, et al. Reliability of muscle strength measures obtained with a hand-held dynamometer in an elderly population. *Osteoporosis International.* 2015;26(51):5161.
  35. Baldwin CE, Paratz JD, Bersten AD. Muscle strength assessment in critically ill patients with handheld dynamometry: an investigation of reliability, minimal detectable change, and time to peak force generation. *J Crit Care.* 2013;28(1):77-86.
  36. Jackson SM, Cheng MS, Smith AR, Kolber MJ. Intrarater reliability of hand held dynamometry in measuring lower extremity isometric strength using a portable stabilization device. *Musculoskelet Sci Pract.* 2017;27:137-41.
  37. Fenter PC, Bellew JW, Pitts TA, Kay RE. Reliability of stabilised commercial dynamometers for measuring hip abduction strength: a pilot study. *Br J Sports Med.* 2003;37(4):331-4.
  38. Cejudo A, de Baranda PS, Ayala F, Santonja F. Test-retest reliability of seven common clinical tests for assessing lower extremity muscle flexibility in futsal and handball players. *Phys Ther Sport.* 2015;16(2):107-13.
  39. Knols RH, Aufdemkampe G, De Bruin ED, Uebelhart D, Aaronson NK. Hand-held dynamometry in patients with haematological malignancies: measurement error in the clinical assessment of knee extension strength. *BMC Musculoskelet Disord.* 2009;10(1):31.
  40. Hars M, Herrmann FR, Trombetti A. Reliability and minimal detectable change of gait variables in community-dwelling and hospitalized older fallers. *Gait Posture.* 2013;38(4):1010-4.