

**Fiabilité intra- et inter-examineurs du  
dynamomètre MicroFET2 pour la flexion et  
l'abduction de l'épaule : une étude transversale  
avec répétition des mesures**

**AURIANE SOLIER**

**Étudiante HES – Filière Physiothérapie**

**VALÉRIE BOICHAT**

**Étudiante HES – Filière Physiothérapie**

**Directeur/Directrice de travail de Bachelor : ANNE-GABRIELLE MITTAZ HAGER**

**TRAVAIL DE BACHELOR**

**Déposé à Loèche-les-bains (VS-CH) le 10 juin 2016**

**En vue de l'obtention d'un**

**Bachelor of science HES-SO in Physiotherapy**

# Résumé

## Introduction

En physiothérapie, l'évaluation de la force musculaire est un élément essentiel du bilan et du suivi du patient. Le testing manuel se révèle subjectif et peu précis pour évaluer une force supérieure à 3. Les dynamomètres manuels sont une alternative pratique et peu coûteuse.

Notre objectif est d'évaluer la fiabilité du dynamomètre MicroFET2 pour la mesure de la force isométrique maximale de la flexion et de l'abduction de l'épaule.

## Méthode

A l'aide du dynamomètre MicroFET2, nous avons évalué la force isométrique maximale de la flexion et de l'abduction de l'épaule chez 30 sujets adultes en bonne santé. Nous avons suivi un protocole standardisé et précis afin de limiter les biais et d'assurer la reproductibilité de notre procédure. Afin que nos résultats puissent être applicables à d'autres physiothérapeutes, nous avons analysé la fiabilité intra- et inter-examineurs en Newton à l'aide de l'ICC 2,k et 2,1. Pour la fiabilité absolue, nous avons calculé l'erreur standard de mesure (SEM) et le changement détectable minimal (SDD).

## Résultats

Au terme de nos analyses statistiques, nous avons obtenu des valeurs du coefficient de corrélation intraclass (ICC) intra- et inter-examineurs supérieures à 0,9 ( $p < 0,05$ ).

## Discussion / Conclusion

En appliquant le protocole établi, le dynamomètre MicroFET2 s'est révélé un outil de mesure fiable. Il se montre utilisable dans la pratique physiothérapeutique.

Les résultats présentent une meilleure fiabilité en flexion, ce qui peut s'expliquer par de moindres douleurs induites lors des mesures et une position de test optimale.

## Mots-clés

Fiabilité – Dynamomètre – MicroFET2 – Force isométrique maximale – Membre supérieur – Flexion – Abduction – Épaule

# **Zusammenfassung**

## **Einführung**

In der Physiotherapie, ist die Auswertung der Muskelkraft ein wesentliches Element des Befundes und der Überwachung des Patienten. Der manuelle Muskeltest erweist sich subjektiv und ungenau, um eine Kraft über 3 zu messen. Der Dynamometer ist eine bequeme und preiswerte Alternative um die isometrische Kraft zu messen. Unser Ziel ist es eine Studie durchzuführen, um die Reliabilität des Dynamometers MicroFET2, der die maximale isometrische Kraft der Schulterabduktion und Schulterflexion misst, zu bewerten.

## **Methode**

Mit Hilfe des Dynamometer MicroFET2, haben wir die maximale isometrische Kraft der Schulterabduktion und Schulterflexion auf 30 gesunden erwachsenen Probanden gemessen. Wir haben ein standardisiertes und präzises Protokoll angewendet, um die Reproduzierbarkeit unserer Studie zu gewährleisten. Damit die Resultate auch für andere Therapeuten anwendbar ist, haben wir die Reliabilität des Intra- und Inter-Testers, mit dem ICC 2.k und 2.1, analysiert. Um die absolute Reliabilität zu berechnen, haben wir den Standard Error of Measurement (SEM) und die Smallest Detectable Difference (SDD) berechnet.

## **Resultate**

Am Ende der statistischen Analyse, erhalten wir Werte der Intraklassen - Korrelationskoeffizienten (ICC) Intra- und Inter-Tester größer als 0,9 ( $p < 0,05$ ).

## **Diskussion / Schlussfolgerung**

Durch die Anwendung einem festgelegten Protokoll, erwies sich der Dynamometer MicroFET2, als ein zuverlässiges Messinstrument. Es ergibt sich, dass man ihn in der täglichen Praxis der Physiotherapie, anwenden kann.

Die Ergebnisse zeigen eine höhere Zuverlässigkeit für die Flexion, dies kann durch eine optimalere Testposition und geringere Schmerzen während dem testen, erklärt werden.

## **Stichwörter:**

Reliabilität – Dynamometer – MicroFET2 – maximale isometrische Kraft – Obere Extremität – Flexion – Abduktion - Schulter

## 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.

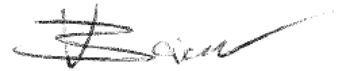
J'atteste/nous attestons avoir réalisé seul-e(s) le présent travail, sans avoir utilisé d'autres sources que celles indiquées dans la liste de références bibliographiques.

Loèche-les-Bains, le 10 juin 2016

Solier Auriane



Boichat Valérie



## **Remerciements**

Nous tenons tout d'abord à remercier notre directrice de Travail de Bachelor, Anne-Gabrielle Mittaz Hager, pour son soutien et ses encouragements. Nous la remercions également de nous avoir suivies tout au long de ce travail.

Un merci particulier à Roger Hilfiker pour son aide précieuse pour la réalisation des statistiques de notre étude.

Nous voulons aussi remercier Amélie Thirion et Isabelle Racine pour leur travail de l'année passée, sur lequel se base notre étude, ainsi que pour leur disponibilité à répondre à nos questions.

Un grand merci également à Caroline Indermühle et Dunja Henguely pour leur collaboration et leur implication tout au long de ce travail.

De même, nous adressons nos sincères remerciements à toutes les personnes ayant pris bénévolement part à notre étude pour leur enthousiasme et leur disponibilité.

Enfin, nous souhaitons aussi remercier l'école pour la mise à disposition des locaux, des appareils MicroFET2, ainsi que pour la prise en charge de nos frais.

## **Abréviations**

ASEP	American Society of Exercise Physiologists
HES-SO	Haute École Spécialisée de la Suisse Occidentale
IC	Intervalle de Confiance
ICC	Intraclass Correlation Coefficient / Coefficient de Corrélation Intraclasse
IMC	Indice de Masse Corporelle
Kg	Kilogramme
Lbs	Pounds
MicroFET	Force Evaluation and Testing
N	Newton
SDD	Smallest Detectable Difference / Changement Détectable Minimal
SEM	Standard Error of Measurement / Erreur Standard de Mesure

# Table des matières

<b>1. Introduction</b> .....	<b>1</b>
1.1. Contexte et motifs .....	1
1.2. Conceptualisation .....	1
1.2.1. Force musculaire .....	1
1.2.2. Différents types de force .....	1
1.2.3. Force isométrique .....	2
1.2.4. Evaluation de la force.....	2
1.2.5. Dynamométrie manuelle .....	2
1.2.6. Facteurs d'influence.....	3
1.3. Preuves cliniques à ce jour.....	4
1.4. Objectif de l'étude .....	4
1.5. Issue de l'étude .....	4
<b>2. Méthode</b> .....	<b>5</b>
2.1. Design de l'étude .....	5
2.2. Population.....	5
2.3. Procédures .....	6
2.3.1. Calendrier de l'étude .....	6
2.3.2. Procédure détaillée de l'étude.....	6
2.4. Modalités de la procédure d'évaluation.....	8
2.4.1. Utilisation du MicroFET2.....	9
2.4.2. Evaluateurs.....	9
2.4.3. Type de test.....	10
2.4.4. Echauffement.....	10
2.4.5. Nombre de répétitions.....	10
2.4.6. Temps de contraction .....	11
2.4.7. Temps de pauses.....	11
2.4.8. Intervalle test-retest .....	11
2.4.9. Instructions et encouragements .....	12
2.4.10. Mouvements demandés pour l'évaluation de la force isométrique .....	12
2.5. Méthode statistique.....	14
2.5.1. Détermination de l'échantillon .....	14
2.5.2. Analyses statistiques .....	14
<b>3. Résultats</b> .....	<b>15</b>

3.1.	Description de l'échantillon .....	15
3.2.	Description des caractéristiques des évaluateurs .....	16
3.3.	Fiabilité intra-examineur .....	16
3.3.1.	Flexion .....	16
3.3.2.	Abduction.....	17
3.4.	Fiabilité inter-examineurs.....	18
3.4.1.	Flexion .....	18
3.4.2.	Abduction.....	19
3.5.	Erreur standard de mesure et changement minimal détectable .....	19
3.5.1.	Flexion .....	19
3.5.2.	Abduction.....	20
3.6.	Corrélation entre la force isométrique maximale des sujets et le poids des testeurs	21
<b>4.</b>	<b>Discussion .....</b>	<b>22</b>
4.1.	Statistiques descriptives .....	22
4.2.	Fiabilité intra-examineur .....	22
4.3.	Fiabilité inter-examineurs.....	22
4.4.	Changement minimal détectable et erreur standard de mesure.....	23
4.5.	Corrélation entre la force isométrique maximale des sujets et le poids des testeurs	23
4.6.	Forces et faiblesses .....	23
4.7.	Utilité pour la pratique.....	24
4.8.	Pistes pour recherches futures .....	25
<b>5.</b>	<b>Conclusion.....</b>	<b>26</b>
<b>6.</b>	<b>Références bibliographiques .....</b>	
<b>7.</b>	<b>Liste des illustrations .....</b>	
<b>8.</b>	<b>Liste des tableaux .....</b>	
<b>9.</b>	<b>Annexes .....</b>	
	Annexe I : Lettre d'information aux participants.....	I
	Annexe II : Recueil des données de base des participants .....	II
	Annexe III : Déclaration de consentement .....	V
	Annexe IV : Recueil de données 1.....	VII
	Annexe V : Recueil de données 2.....	VIII
	Annexe VI : Guide d'utilisation du MicroFET2 .....	IX
	Annexe VII : Description de la position des tests.....	X



# 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). Le testing manuel est la méthode la plus communément utilisée (Quinn & Gordon, 2013). Elle se révèle toutefois subjective et peu précise pour quantifier la force lorsqu'elle est égale ou supérieure à 3 (Hilfiker & Oesch, 2006). L'objectivité est pourtant nécessaire lors de l'évaluation musculaire et dépend de la qualité des mesures. 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 concernant 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. En 2015, Amélie Thirion et Isabelle Racine ont rédigé un protocole standardisé pour une étude destinée à évaluer la fiabilité du dynamomètre MicroFET2 pour les mesures de la force des membres supérieurs. Notre travail de bachelor est la réalisation de cette étude pour la flexion et l'abduction de l'épaule.

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 (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, l'anisométrique composée des régimes concentrique,

excentrique, pliométrique, ainsi que l'auxotonique. Weineck (1990) précise les différentes modalités de la force musculaire : la force maximale (statique et dynamique), la force vitesse et la force endurance.

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 l'évaluation de cette force est qu'elle est rapide et facile à mettre en œuvre. 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 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 valeurs 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) : les appareils isocinétiques, les appareils desmodromiques, les accéléromètres et les dynamomètres. 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, Walker, Phillips, Fejer, & Beck, 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).

Il est également moins subjectif que le testing manuel, particulièrement lorsque la force est élevée (Hayes & Falconer, 1992). Les cotations de 0 à 3 de la méthode manuelle contiennent suffisamment de preuves objectives visuelles (Kendall et al., 2007). Par contre, les cotations 4 et 5 ne sont de loin pas assez précises. Il existe un large éventail de forces supérieures à 5 (Kendall et al., 2007). Baldwin et al. (2013) observent également qu'il n'est pas possible de corrélérer les grades 4 et 5 avec des valeurs en Newton et par conséquent d'établir une limite objective entre les deux grades. Ils concluent que les derniers grades de l'échelle manuelle ne sont pas adéquats 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).

Plusieurs études montrent que la stabilisation du dynamomètre et du sujet sont des composantes importantes (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). 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 elle 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.

Les auteurs relèvent encore divers facteurs pouvant influencer la force du sujet, tels que 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, est peu précis et nous n'avons aucune information quant à sa fiabilité.

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, Rameckers, 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 l'intensité à laquelle la résistance est appliquée. De plus, 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. Enfin, 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 réaliser une étude diagnostique transversale avec répétition des mesures selon un protocole standardisé et détaillé, afin d'évaluer la fiabilité du dynamomètre MicroFET2 pour la mesure de la force isométrique maximale de la flexion et de l'abduction de l'épaule.

### **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 Newton. L'issue de ce projet est la fiabilité intra- et inter-examineurs de ces mesures, évaluée à l'aide du coefficient de corrélation intraclasse (ICC).

Notre question de recherche est : Quelle est la fiabilité intra- et inter-examineurs du dynamomètre MicroFET2 pour mesurer la force isométrique maximale de la flexion et de l'abduction de l'épaule ?

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-examineurs du MicroFET2. La récolte des données s'est effectuée sur une période de cinq semaines. Les examineurs et les sujets étaient en aveugle par rapport aux résultats des tests. L'ordre des tests a été randomisé.

### **2.2. Population**

Pour notre étude, nous avons recruté 30 participants parmi les étudiants et les enseignants de l'école de physiothérapie de Loèche-les-Bains. Nous avons organisé une séance d'informations afin de présenter et d'expliquer notre projet. Nous avons ensuite distribué aux volontaires la lettre d'information aux participants [Annexe I] avec des explications plus précises, ainsi que les critères requis pour l'étude. Les critères de sélection sont :

#### **Critères d'inclusion :**

Notre étude s'adressait à une population d'adultes entre 18 et 65 ans, hommes ou femmes. Les participants devaient avoir une amplitude des articulations évaluées qui leur permettait de réaliser les tests : 90° de flexion et 45° d'abduction pour l'épaule et 90° de pronation. Ils devaient également être capables d'effectuer des tests de force sur une durée d'une heure.

#### **Critères d'exclusion :**

Les participants étaient exclus s'ils présentaient des douleurs aiguës qui les auraient empêchés de réaliser les tests sur une durée d'une heure de manière convenable.

Les personnes intéressées se sont inscrites à l'aide d'un formulaire [Annexe II]. Afin d'atteindre le nombre requis pour notre étude, nous avons dû recruter une personne externe à l'école.

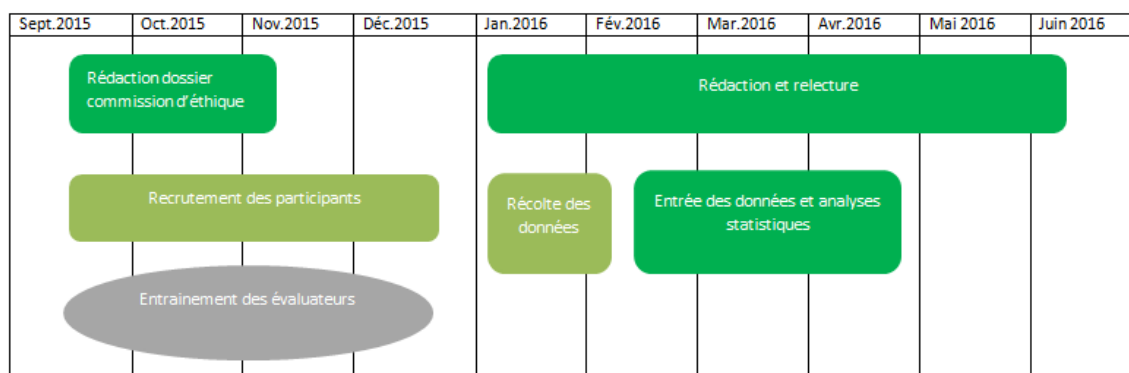
Dès le moment où ils avaient accepté de participer à cette étude et que les critères d'inclusion avaient été vérifiés, ils ont été inclus dans l'étude.

En signant la déclaration de consentement éclairé [Annexe III], les participants ont déclaré accepter l'intégralité du document.

## 2.3. Procédures

### 2.3.1. Calendrier de l'étude

Nous avons tout d'abord planifié globalement notre travail de Bachelor entre septembre 2015 et juin 2016. De septembre 2015 à décembre 2015 nous avons procédé au recrutement des participants pour notre étude et nous nous sommes aussi entraînées à utiliser le dynamomètre, puis au déroulement complet d'une séance de test. En parallèle, jusqu'au 9 novembre 2015, nous avons rédigé le document pour la soumission à la commission d'éthique. Nous avons ensuite réalisé nos mesures sur 5 semaines, du 4 janvier au 5 février. Dès lors, nous avons procédé à l'entrée des données sur un tableau Excel, puis nous avons réalisé les analyses statistiques jusqu'en avril 2016. Durant cette même période, nous avons retravaillé la rédaction de l'introduction et de la méthode pour notre travail. Par la suite, nous avons rédigé la fin de notre travail puis l'avons relu avant de le rendre le 10 juin 2016.



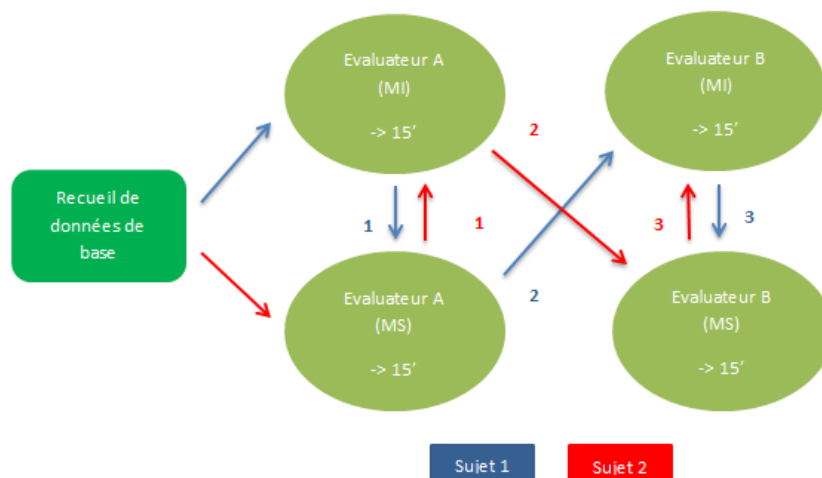
**Illustration 1** : Planning annuel

### 2.3.2. Procédure détaillée de l'étude

Le recueil de données sur 5 semaines s'est déroulé comme suit :

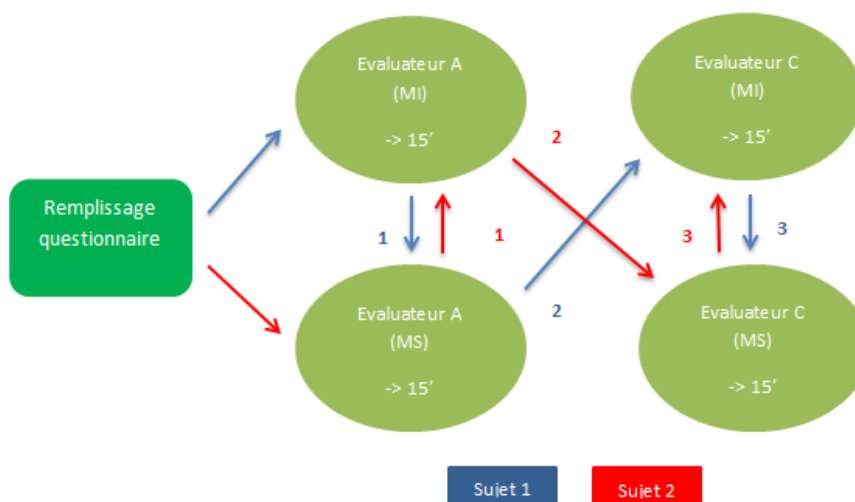
Nous avons collaboré avec les étudiantes qui ont réalisé l'étude de fiabilité du dynamomètre MicroFET2 pour la flexion et l'extension du genou (Henguely & Indermühle, 2016). De ce fait, nous avons décidé que chaque sujet participait aux deux études. Nous avons réparti les deux passages des 30 participants sur cinq semaines. Ils ont effectué quatre séries de tests répartis sur deux sessions. En comptant les 10 minutes pour remplir les différents recueils de données [Annexes IV et V], la durée totale de la visite était de 1h10 par participant.

Lors de la première session, les deux sujets ont commencé par remplir le document de recueil de données de base [Annexe IV]. 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 a commencé 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. C'est-à-dire que le membre qui avait été testé avait une pause de 15 minutes même si le participant réalisait l'autre test durant ce temps. Une fois ces deux séries terminées, le sujet 1 retournait tester le membre inférieur mais avec l'évaluateur B et le sujet 2 pour le membre supérieur avec l'évaluateur B. Enfin, le sujet 1 retournait tester le membre supérieur avec l'évaluateur B et le sujet 2 le membre inférieur avec l'évaluateur B.



**Illustration 2 :** Déroulement de la première session de test

La deuxième session (J+3-10) a eu lieu entre trois et dix jours après la première (J1). Avant de commencer, les participants ont rempli un questionnaire sur d'éventuels effets indésirables suite à la première session [Annexe V]. Lors de celle-ci, le sujet 1 commençait à nouveau avec l'évaluateur A pour les membres inférieurs et le sujet 2 avec l'évaluateur A pour les membres supérieurs. Le sujet 1 s'est ensuite rendu chez l'évaluateur A pour le membre supérieur et le sujet 2 chez l'évaluateur A pour le membre inférieur. Puis, le sujet 1 est retourné tester le membre inférieur mais avec l'évaluateur C et le sujet 2 pour les membres supérieurs avec l'évaluateur C. Enfin, ils ont procédé à un nouvel échange afin que le sujet 1 teste le membre supérieur avec l'évaluateur C et le sujet 2 le membre inférieur avec l'évaluateur C.



**Illustration 3 :** Déroulement de la deuxième session de test

## 2.4. Modalités de la procédure d'évaluation

Cette procédure s'appuie sur des lectures d'articles, les recommandations de l'American Society of Exercise Physiologists (ASEP) et le guide « Measurement in medicine » (de Vet, Terwee, Mokkink, & Knol, 2011). Il répond aux différents besoins identifiés dans la littérature concernant la fiabilité de la dynamométrie manuelle à ce jour. Ainsi, chaque élément de la procédure d'évaluation est expliqué et chaque position est illustrée et commentée [Annexe VII] afin que la procédure soit reproductible avec le plus de précision possible ; nous avons également filmé une session de tests. Nous proposons donc un protocole standardisé, applicable par n'importe quel physiothérapeute.



### 2.4.1. Utilisation du MicroFET2

Nous avons utilisé le dynamomètre MicroFET2. Il 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), kilogrammes (kg) ou Newtons (N). Sa capacité maximale est de 667N, soit 68kg environ. Dans notre étude, nous avons choisi le Newton car c'est l'unité utilisée dans le système international (Measures, Taylor, & Thompson, 2008).



**Illustration 4 :** MicroFET2 (Hoggan Health Industries, 2012)

Les deux dynamomètres que nous avons utilisés ont été calibrés avant la réalisation des tests.

Certains auteurs recommandent de ne pas utiliser les dynamomètres manuels de manière interchangeable (Kimura et al., 1996). Nous avons donc veillé à ce que les examinateurs aient toujours utilisé le même dynamomètre au cours de l'étude.

L'utilisation détaillée du MicroFET2 se trouve en annexe VI.

### 2.4.2. Evalueurs

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).

Trois évaluateurs ont donc effectué les tests. Ils sont étudiants en troisième année de Bachelor en physiothérapie. Le sexe, la taille, le poids, l'âge, le niveau d'expérience et la familiarisation avec la procédure ont été documentés. Les examinateurs se sont entraînés entre eux au moins une fois par semaine de mi-septembre à mi-octobre afin de se familiariser avec la procédure d'évaluation.

### *2.4.3. Type de test*

Il existe deux techniques pour mesurer la force isométrique avec un dynamomètre : le « break test » et le « make test ». Lors du « break test », l'examineur pousse de plus en plus fort contre la résistance du sujet jusqu'à ce que celui-ci cède. Lors du « make test », le patient pousse contre une résistance. Après une à deux secondes, il atteint sa force maximale qu'il maintient pendant cinq secondes au maximum (Hilfiker & Oesch, 2006).

Dans cette procédure, nous avons utilisé la technique « make test » car elle comporte moins de risque de lésion (Seagraves & Horvat, 1995) et a été démontrée plus fiable que la technique « break test » (R. W. Bohannon, 1999; Stratford & Balsor, 1994). Durant le « make test », l'application progressive de la force offre à l'évaluateur une meilleure opportunité de répondre proportionnellement à celle-ci (Richard W. Bohannon, 2012a). Cette technique peut ainsi être mieux contrôlée et est donc plus fiable que le « break test » (Verschuren et al., 2008).

### *2.4.4. Echauffement*

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

### *2.4.5. 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). En réalisant plus de trois contractions maximales, les effets de la fatigue pourraient entrer en jeu (Brown & Weir, 2001). Nous avons calculé la moyenne arithmétique de ces trois essais, car la moyenne de plusieurs essais est plus fiable que la considération d'un seul (de Vet et al., 2011). Cela nous a également permis de compenser et de réduire les erreurs de mesure (Douma, Soer, Krijnen, Reneman, & Schans, 2014).

#### *2.4.6. 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 et 4.35 secondes (Stockton et al., 2011).

Dans cette procédure d'évaluation, nous avons donc décidé de prendre un temps de cinq secondes pour chaque contraction. Une à deux secondes étaient utilisées au départ pour permettre au sujet d'augmenter progressivement sa force. Il atteignait ainsi sa force maximale qu'il maintenait trois à quatre secondes. Cette méthode permettait à l'examineur de mieux contrôler la stabilisation du dynamomètre (Richard W. Bohannon, 2012a).

#### *2.4.7. Temps de pauses*

Plusieurs intervalles de pauses ont été proposés. 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 ont donc eu une minute de repos entre chaque contraction maximale du même groupe musculaire. Ils ont également bénéficié au minimum d'une minute de repos entre chaque groupe musculaire. Ils ont eu une pause active de 15 minutes entre chaque évaluateur. La procédure est détaillée par la suite.

Afin que les temps de pauses et de contractions de chaque groupe musculaire soient respectés, le scribe a utilisé un minuteur avec l'application « Gymboss ».

#### *2.4.8. 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). Schrama et al. (2014) souligne également l'importance du maintien des caractéristiques des évaluateurs. 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.

#### *2.4.9. Instructions et encouragements*

Les sujets ont été informés du déroulement détaillé des tests.

Aucune motivation externe n'a été donnée durant l'évaluation (Mital, Kilbom, & Kumar, 2000).

#### *2.4.10. Mouvements demandés pour l'évaluation de la force isométrique*

Notre étude se base sur un protocole dans lequel les mouvements évalués sont la flexion, l'abduction, la rotation interne et la rotation externe de l'épaule, ainsi que la flexion et l'extension du coude (Racine Isabelle & Thirion Amélie, 2015). Etant donné le temps à notre disposition, nous avons choisi de tester deux de ces composantes, qui sont la flexion et l'abduction de l'épaule. Celles-ci font partie des mouvements fonctionnels les plus testés dans la littérature (Richard W. Bohannon, 1997; Douma et al., 2014; Hébert et al., 2011; Leggin, Neuman, Iannotti, Williams, & Thompson, 1996). Pourtant, il existe un manque considérable de fiabilité pour la flexion de l'épaule et les résultats concernant l'abduction sont contradictoires (Schrama et al., 2014).

La littérature propose un grand nombre de procédures d'évaluation différentes pour mesurer la force isométrique maximale des membres supérieurs. Les éléments que nous avons retenus pour déterminer la procédure de cette étude sont :

- Placer l'agoniste principal du mouvement testé au milieu de sa course (Jones et al., 2005)
- Appliquer la résistance perpendiculairement au membre testé (O'Shea, Taylor, & Paratz, 2007; Siatras, Douka, & Milosis, 2010).
- Diminuer la gravité afin de prévenir des erreurs de mesures (Richard W. Bohannon, 2012a; Hills & Bohannon, 1992; Winter, Wells, & Orr, 1981).
- 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). Cela permettra également de développer plus de force (Richard W. Bohannon, 2012).
- 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, 2012).

Le sujet était positionné en décubitus dorsal pour les deux tests. Cette position permettait une stabilisation du participant par le poids de son corps sur la table et une diminution de l'effet de la gravité sur la position du membre testé. L'appui des pieds contre le mur et une sangle sont utilisés afin d'améliorer la stabilisation du patient. L'embout incurvé a été utilisé pour les deux positions afin d'assurer le confort du patient et la stabilité du dynamomètre.

Pour les mouvements choisis, nous avons décrit la position du sujet et celle de l'évaluateur, ainsi que l'emplacement de la résistance et la stabilisation. Nous avons ajouté à ces descriptions des photos détaillées et des vidéos<sup>1</sup> de la procédure de test. La description des deux positions est à consulter en annexe [Annexe VII].

Le matériel requis pour l'ensemble des tests est le suivant : un dynamomètre MicroFET2 avec l'embout incurvé, une table de massage dont la hauteur est réglable, une sangle, un tapis antidérapant et un minuteur (application Gymboss sur Android).

Afin de compléter notre procédure d'évaluation, nous ajoutons encore quelques points à prendre en considération lors de la réalisation des tests :

- L'évaluateur doit se munir de baskets et se mettre sur un tapis antidérapant lorsqu'il est en position de chevalier-servant pour ne pas glisser.
- L'évaluateur et le sujet doivent veiller à ne pas appliquer de force durant la phase de préparation avant la contraction.
- Le sujet doit dévêtir l'articulation testée pour que le dynamomètre ne glisse pas sur les vêtements.
- Une sangle doit être utilisée pour améliorer la stabilisation et éviter des mouvements de compensation trop importants. Elle doit être tendue de manière à ce qu'il n'y ait plus de mouvement possible, tout en respectant le confort et la non-douleur du sujet.
- A la fin de la contraction, l'évaluateur doit complètement décoller le dynamomètre du membre testé afin d'obtenir une mesure correcte de la force.

---

<sup>1</sup> Consultable sur <https://www.youtube.com/watch?v=vQpbrX8IR5Q&feature=youtu.be> et <https://www.youtube.com/watch?v=MtWdBC3nihs>

## 2.5. Méthode statistique

### 2.5.1. Détermination de l'échantillon

Selon de 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 ces recommandations, nous avons pris la décision de recruter 30 personnes pour notre étude, en raison du nombre d'heures insuffisant dont nous disposons.

### 2.5.2. Analyses statistiques

Afin que nos résultats puissent être applicables à d'autres physiothérapeutes, nous avons analysé la fiabilité intra- et inter-examineurs. 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'ICC 2,k (2-way-random-model). Les ICC 2,1 et 2,k sont les seuls à prendre en compte à la fois l'erreur aléatoire et l'erreur systématique (Weir, 2005). De plus, ils 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 des mesures de l'évaluateur A lors des deux sessions de tests et la fiabilité inter-examineurs à partir des valeurs 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 est précise (Streiner, Norman, & Cairney, 2014).

Pour la fiabilité absolue, nous avons calculé l'erreur standard de mesure (SEM) et le changement détectable minimal (SDD) 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 :  $2,77 * SEM$ . Enfin, nous avons évalué la corrélation entre la force isométrique maximale développée par les sujets et le poids des testeurs en réalisant une régression linéaire avec un modèle mixte.

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

### 3. Résultats

#### 3.1. Description de l'échantillon

L'échantillon étudié dans notre étude se compose de 30 personnes. Tous les participants sont étudiants (N=27) ou professeurs (N=2) à l'école de physiothérapie de Loèche-les-Bains, à l'exception d'un seul, recruté parmi nos proches pour atteindre le nombre requis. Nous avons testé 22 femmes (73,3% de l'échantillon) et huit hommes (26,7%). Parmi les participants à l'étude, 29 (96,7%) pratiquaient une activité sportive régulière et un (3,3%) n'avait pas d'activité sportive. Trois personnes sur 30 présentaient un problème articulaire au niveau de l'épaule testée, qui était dans deux des cas une hyperlaxité et dans le dernier cas, une douleur suite à une luxation.

Ces données sont résumées dans le tableau 1 ci-après :

		Nombre	Pourcentage
Echantillon		30	-
Sexe	Femme	22	73,3%
	Homme	8	26,7%
Activité sportive	Oui	29	96,7%
	Non	1	3,3%
Problème articulaire	Oui	3	10%
	Non	27	90%

**Tableau 1 :** Sexe, pratique d'une activité sportive et problème articulaire

L'âge moyen des participants est de 24,4 ans (SD=7,7), avec un minimum de 19 ans et un maximum de 53 ans. L'indice de masse corporelle (IMC) moyen dans l'échantillon se situe à 22,64 kg/m<sup>2</sup> (SD=2,24), avec un minimum de 18,81 kg/m<sup>2</sup> et un maximum de 27,78 kg/m<sup>2</sup>. La taille et le poids moyens des participants sont respectivement de 1,70m (SD=0,09) et 66kg (SD=11). Le tableau 2 reprend ces caractéristiques :

	Moyenne	SD
Age	24,4	7,7
Taille (m)	1,70	0,09
Poids (kg)	66	11
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	22,64	2,24

*SD = Ecart-type ; IMC = Indice de masse corporelle*

**Tableau 2 :** Age, taille, poids et IMC de l'échantillon

### 3.2. Description des caractéristiques des évaluateurs

Les trois examinateurs A, B et C sont tous de sexe féminin, avec un âge moyen de 22,7 ans (SD=2,1). Leur IMC moyen vaut 23,4 kg/m<sup>2</sup> (SD=3,9), avec une taille moyenne de 1,60m (SD=0,08) et un poids moyen de 59,3kg (SD=7,8). Ces données sont résumées dans le tableau 3 :

Examineur	A	B	C	Moyenne	SD
Sexe	Femme	Femme	Femme	-	-
Age	25	22	21	22,7	2,1
Taille (m)	1,52	1,6	1,67	1,60	0,08
Poids (kg)	57	68	53	59,3	7,8
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	24,7	26,6	19,0	23,4	3,9

*SD = Ecart-type ; IMC = Indice de masse corporelle*

**Tableau 3 :** Caractéristiques des évaluateurs

### 3.3. Fiabilité intra-examineur

Afin de vérifier la pertinence de l'utilisation de la moyenne de trois mesures dans la pratique clinique, nous avons calculé la fiabilité intra- et inter-examineurs en considérant chaque mesure prise (désignée par « VI » par la suite), puis la moyenne des trois mesures.

#### 3.3.1. Flexion

##### Calcul à partir de la moyenne des mesures

Pour la fiabilité intra-examineur, calculée en considérant les deux sessions de test de l'examineur A, nous obtenons un ICC de 0,98 [IC 95% 0,97-0,99] avec la moyenne des trois mesures (tableau 4).

Evalueur		ICC 2,k	IC 95%	
			lower bound	upper bound
A	moyenne	0,98*	0,97	0,99

\*  $p < 0,05$

*ICC = Coefficient de corrélation intraclass ; IC = Intervalle de confiance*

**Tableau 4 :** Fiabilité intra-examineur calculée à partir de la moyenne des mesures pour la flexion

##### Calcul à partir des valeurs individuelles (VI)

En considérant chaque valeur individuellement, nous obtenons un ICC de 0,96 [IC 95% 0,93-0,98]. Ces résultats sont repris dans le tableau 5 :



Evalueur		ICC 2,1k	IC 95%	
			lower bound	upper bound
A	VI	0,96*	0,93	0,98

\*  $p < 0,05$

VI = valeurs individuelles ; ICC = Coefficient de corrélation intraclasse ; IC = Intervalle de confiance

**Tableau 5 :** Fiabilité intra-examineur calculée à partir des valeurs individuelles pour la flexion

Les valeurs obtenues sont statistiquement significatives ( $p < 0.05$ ) pour les deux méthodes de calcul utilisées.

### 3.3.2. Abduction

#### Calcul à partir de la moyenne des mesures

Pour la fiabilité intra-examineur, nous obtenons un ICC de 0,94 [IC 95% 0,87-0,97] avec la moyenne des trois mesures (tableau 6).

Evalueur		ICC 2,k	IC 95%	
			lower bound	upper bound
A	moyenne	0,94*	0,87	0,97

\*  $p < 0,05$

ICC = Coefficient de corrélation intraclasse ; IC = Intervalle de confiance

**Tableau 6 :** Fiabilité intra-examineur calculée à partir de la moyenne des mesures pour l'abduction

#### Calcul à partir des valeurs individuelles (VI)

L'ICC vaut 0,91 [IC 95% 0,86-0,95] lorsque nous considérons les mesures individuelles (tableau 7).

Evalueur		ICC 2,1k	IC 95%	
			lower bound	upper bound
A	VI	0,91*	0,86	0,95

\*  $p < 0,05$

VI = valeurs individuelles ; ICC = Coefficient de corrélation intraclasse ; IC = Intervalle de confiance

**Tableau 7 :** Fiabilité intra-examineur calculée à partir des valeurs individuelles pour l'abduction

Tous les résultats ont une valeur  $p < 0.05$  et sont donc statistiquement significatifs.

### 3.4. Fiabilité inter-examineurs

Pour calculer la fiabilité inter-examineurs, nous avons différencié les deux sessions de tests de l'examineur A. Ainsi, l'appellation A1BC représente les valeurs calculées à partir des résultats des examinateurs B, C, et de la première session de tests de l'évaluateur A ; l'appellation A2BC correspond aux résultats obtenus à partir des mesures des examinateurs B, C, et de la deuxième session de tests de l'évaluateur A.

#### 3.4.1. Flexion

##### Calcul à partir de la moyenne des mesures

Pour la fiabilité inter-examineurs, calculée à partir de la moyenne des trois mesures, nous obtenons pour A1BC et A2BC un ICC de respectivement 0,99 [IC 95% 0,97-0,99] et 0,99 [IC 95% 0,98-0,99]. Ces valeurs sont reprises dans le tableau 8 :

Evalueur		ICC 2,k	IC 95%	
			lower bound	upper bound
A1BC	moyenne	0,99*	0,97	0,99
A2BC	moyenne	0,99*	0,98	0,99

\*  $p < 0,05$

ICC = Coefficient de corrélation intraclass ; IC = Intervalle de confiance

**Tableau 8** : Fiabilité inter-examineurs calculée à partir de la moyenne pour la flexion

##### Calcul à partir des valeurs individuelles (VI)

Lorsque le calcul est effectué à partir des mesures individuelles, les résultats obtenus pour l'ICC sont respectivement de 0,95 [IC 95% 0,92-0,97] et 0,96 [IC 95% 0,93-0,98] (tableau 9).

Evalueur		ICC 2,1k	IC 95%	
			lower bound	upper bound
A1BC	VI	0,95*	0,92	0,97
A2BC	VI	0,96*	0,93	0,98

\*  $p < 0,05$

VI = valeurs individuelles ; ICC = Coefficient de corrélation intraclass ; IC = Intervalle de confiance

**Tableau 9** : Fiabilité inter-examineurs calculée à partir des mesures individuelles pour la flexion

Les résultats sont statistiquement significatifs ( $p < 0,05$ ) pour les deux méthodes de calcul employées.

### 3.4.2. Abduction

#### Calcul à partir de la moyenne des mesures

Pour la fiabilité inter-examineurs, calculée à partir de la moyenne, nous obtenons pour A1BC et A2BC un ICC de respectivement 0,95 [IC 95% 0,91-0,95] et 0,96 [IC 95% 0,93-0,98]. Ces résultats sont résumés dans le tableau 10 :

Evaluateur		ICC 2,k	IC 95%	
			lower bound	upper bound
A1BC	moyenne	0,95*	0,91	0,97
A2BC	moyenne	0,96*	0,93	0,98

\*  $p < 0,05$

ICC = Coefficient de corrélation intraclasse ; IC = Intervalle de confiance

**Tableau 10** : Fiabilité inter-examineurs calculée à partir de la moyenne pour l'abduction

#### Calcul à partir des valeurs individuelles (VI)

A partir des valeurs individuelles, les résultats obtenus pour l'ICC sont respectivement de 0,86 [IC 95% 0,79-0,92] et 0,89 [IC 95% 0,83-0,94] (tableau 11).

Evaluateur		ICC 2,1k	IC 95%	
			lower bound	upper bound
A1BC	VI	0,86*	0,79	0,92
A2BC	VI	0,89*	0,83	0,94

\*  $p < 0,05$

VI = valeurs individuelles ; ICC = Coefficient de corrélation intraclasse ; IC = Intervalle de confiance

**Tableau 11** : Fiabilité inter-examineurs calculée à partir des valeurs individuelles pour l'abduction

Les résultats sont statistiquement significatifs ( $p < 0,05$ ) tant pour le calcul à partir de la moyenne que pour celui réalisé avec les valeurs individuelles.

## 3.5. Erreur standard de mesure et changement minimal détectable

### 3.5.1. Flexion

#### Calcul à partir de la moyenne des mesures

Pour la flexion, nous obtenons une erreur standard de mesure (SEM) de 5,0 Newton (N) pour la fiabilité intra-examineur et de 3,5 N pour la fiabilité inter-examineurs en considérant la moyenne des mesures prises.

Le changement minimal détectable (SDD) pour la fiabilité intra-examineur se situe à 13,9 N ; sachant que la moyenne des valeurs de force mesurées pour la flexion vaut 100,3 N, le SDD correspond à 13,9 % de cette moyenne. Pour la fiabilité inter-

examineurs, le SDD se situe à 9,8 N soit 9,9 % de la force moyenne. Ces valeurs sont résumées dans le tableau 12 ci-dessous :

Evaluateur		SEM (N)	SDD (N)	Moyenne (N)	% de la moyenne
A (intra-examineur)	moyenne	5,0	13,9	100,3	13,9
A1BC (inter-examineurs)	moyenne	3,5	9,8	99,4	9,9
A2BC (inter-examineurs)	moyenne	3,5	9,8	99,3	9,9

*N = Newton ; SEM = erreur standard de mesure ; SDD = changement minimal détectable  
% de la moyenne : correspond au rapport entre le SDD et la moyenne de la force*

**Tableau 12 :** SEM et SDD calculés à partir de la moyenne des essais pour la flexion

### Calcul à partir des valeurs individuelles (VI)

Lorsque le calcul est effectué à partir des différentes mesures individuelles, nous obtenons un SEM de 7,1 N pour la fiabilité intra-examineur et de respectivement 7,9 N et 7,1 N pour la fiabilité inter-examineurs de A1BC et A2BC (tableau 13).

Le SDD pour la fiabilité intra-examineur se situe à 19,6 N, soit 19,7% de la moyenne des mesures réalisées à l'aide du dynamomètre. Les valeurs sont les mêmes pour la fiabilité inter-examineurs calculée pour A2BC, alors que pour A1BC le SDD se situe à 21,9 N, ce qui correspond à 22% de la moyenne (tableau 13).

Evaluateur		SEM (N)	SDD (N)	Moyenne (N)	% de la moyenne
A (intra-examineur)	VI	7,1	19,6	100,3	19,7
A1BC (inter-examineurs)	VI	7,9	21,9	99,4	22,0
A2BC (inter-examineurs)	VI	7,1	19,6	99,3	19,7

*N = Newton ; VI = valeurs individuelles ; SEM = erreur standard de mesure ; SDD = changement minimal détectable*

*% de la moyenne : correspond au rapport entre le SDD et la moyenne de la force*

**Tableau 13 :** SEM et SDD calculés à partir des valeurs individuelles pour la flexion

### 3.5.2. Abduction

#### Calcul à partir de la moyenne des mesures

Le SEM pour la fiabilité intra-examineur en abduction se situe à 8,5 N. Pour la fiabilité inter-examineurs, il est de 7,8 N pour A1BC et de 6,9N pour A2BC (tableau 14).

Le SDD est de 23,5 N pour la fiabilité intra-examineur, c'est-à-dire 29,1% de la moyenne. Pour la fiabilité inter-examineurs, le SDD est de 21,5 N (soit 26,6% de la moyenne) pour A1BC et de 19,2 N (soit 23,8%) pour A2BC (tableau 14).

Evaluateur		SEM (N)	SDD (N)	Moyenne (N)	% de la moyenne
A (intra-examineur)	moyenne	8,5	23,5	82,6	29,1
A1BC (inter-examineurs)	moyenne	7,8	21,5	80,4	26,6
A2BC (inter-examineurs)	moyenne	6,9	19,2	79,7	23,8

*N = Newton ; SEM = erreur standard de mesure ; SDD = changement minimal détectable*

*% de la moyenne : correspond au rapport entre le SDD et la moyenne de la force*

**Tableau 14 :** SEM et SDD calculés à partir de la moyenne des essais pour l'abduction

### Calcul à partir des valeurs individuelles (VI)

Les valeurs obtenues pour le SEM lorsque le calcul est réalisé à partir des valeurs individuelles sont de 10,4 N pour la fiabilité intra-examineur, et de 13 N et 11,5N pour la fiabilité inter-examineurs de A1BC et A2BC (tableau 15).

Enfin, le SDD est de 28,8 N pour la fiabilité intra-examineur (soit 35,6% de la moyenne) ; pour la fiabilité inter-examineurs, il est de 36 N (soit 44,5% de la moyenne) pour A1BC, et 31,9 N (soit 39,4% de la moyenne) pour A2BC (tableau 15).

Evaluateur		SEM (N)	SDD (N)	Moyenne (N)	% de la moyenne
A (intra-examineur)	VI	10,4	28,8	82,6	35,6
A1BC (inter-examineurs)	VI	13,0	36,0	80,4	44,5
A2BC (inter-examineurs)	VI	11,5	31,9	79,7	39,4

*N = Newton ; VI = valeurs individuelles ; SEM = erreur standard de mesure ; SDD = changement minimal détectable*

*% de la moyenne : correspond au rapport entre le SDD et la moyenne de la force*

**Tableau 15 :** SEM et SDD calculés à partir des valeurs individuelles pour l'abduction

### 3.6. Corrélation entre la force isométrique maximale des sujets et le poids des testeurs

Pour la flexion, la force diminue de 0,15 Newton [IC 95% -1,28 - 0,99] par kilo de plus du testeur, avec une valeur  $p=0,800$ . Pour l'abduction, la force augmente de 0,03 Newton [IC 95% -1,07 - 1,12] par kilo de plus de l'évaluateur, avec une valeur  $p=0,961$ . Il n'y a donc pas d'association statistiquement significative entre la force maximale développée par le sujet et le poids de testeur.

## **4. Discussion**

### **4.1. Statistiques descriptives**

L'échantillon comprend des sujets adultes et en bonne santé. Ceci peut influencer la fiabilité du dynamomètre si l'on considère que plus le muscle est fort, moins les mesures seront précises (Baldwin et al., 2013b; Kendall et al., 2007). Lorsque cela était possible, nous avons testé le côté sain ; cependant, pour trois de ces sujets cela n'a pas été le cas car l'atteinte était bilatérale. Cet élément pourrait également influencer les résultats en raison de la douleur qui pouvait être variable d'une mesure à l'autre. Tous les sujets ont participé à la totalité de l'étude.

### **4.2. Fiabilité intra-examineur**

Les résultats présentent une meilleure fiabilité en utilisant la moyenne des trois mesures, comme démontré dans la littérature (de Vet et al., 2011).

Nous remarquons également que la fiabilité est plus importante pour la flexion que pour l'abduction. Nous ne pouvons pas expliquer ce phénomène avec certitude mais une de nos hypothèses repose sur la position du membre lors des mesures. En effet, Jones et al. (2005) recommandent de le placer au milieu de la course du mouvement testé. Ainsi, pour une amplitude maximale de mouvement de 180°, le membre devrait être testé avec un angle de 90°. Or, dans le cas de l'abduction, suivant la taille et la corpulence du sujet, la position du membre n'était pas optimale et donc plus difficilement reproductible d'une session à l'autre. Cette diminution peut aussi être expliquée par l'apparition de douleurs lors des contractions maximales, qui pourraient engendrer des mouvements de compensation. En effet, nous avons pu remarquer que les sujets avaient tendance à plier le coude ou décoller le bras de la table lors du mouvement d'abduction, alors que nous n'avons pas observé de telles compensations lors de la flexion.

### **4.3. Fiabilité inter-examineurs**

En ce qui concerne l'amélioration de la fiabilité des A2BC pour la flexion et l'abduction, elle pourrait s'expliquer par l'effet d'entraînement de l'examineur A dû aux premières sessions de tests. Afin de diminuer ce biais, il aurait été préférable de compléter notre programme d'entraînement par une session quotidienne de pratique lors de la semaine précédant le début de l'étude. Cela nous aurait permis d'avoir un entraînement dans des conditions plus proches de celles des tests.

Avec les valeurs individuelles, nous constatons à nouveau une légère diminution de la fiabilité, ce qui confirme une nouvelle fois l'intérêt de considérer la moyenne des trois mesures.

#### **4.4. Changement minimal détectable et erreur standard de mesure**

Afin de pouvoir évaluer l'importance du changement minimal détectable (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 préférable d'utiliser la moyenne des mesures. En effet, ceci permet une diminution de l'erreur standard de mesure (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'abduction, ce qui rejoint nos résultats pour la fiabilité.

Nous n'avons cette fois pas pu dégager de tendance à de meilleurs résultats soit pour les valeurs intra-examineur, soit pour les valeurs inter-examineurs.

#### **4.5. Corrélation entre la force isométrique maximale des sujets et le poids des testeurs**

Lors du testing de la force à l'aide du dynamomètre, le poids de l'évaluateur influence sa capacité à stabiliser l'appareil, et donc la fiabilité du test, particulièrement lors du testing des muscles forts (Thorborg, Bandholm, & Hölmich, 2013). Dans notre étude, l'absence d'association statistiquement significative entre la force isométrique maximale développée par les sujets et le poids des testeurs peut s'expliquer par la force relativement faible des groupes musculaires testés, ainsi que par la position stable de l'examineur.

#### **4.6. Forces et faiblesses**

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 vite intéressées. 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. Cependant, nous

avons pu remarquer que des modifications pourraient être apportées pour améliorer encore cette fiabilité.

Nous ne pouvons toutefois pas garantir des résultats sans faute due à l'erreur humaine. Des erreurs auraient pu survenir lors de la prise en 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 faisant calibrer les appareils avant le début des mesures et en utilisant toujours le même, comme certains auteurs le recommandent pour minimiser les biais (Kimura et al., 1996).

Comme mentionné auparavant, la façon dont les sangles sont fixées par les examinateurs peut aussi avoir une influence sur nos résultats. Nous avons demandé aux participants de ne pas modifier leurs activités physiques pendant la semaine d'intervalle, ce qui a été respecté par l'ensemble des sujets. Par contre, il a pu y avoir des différences d'état de forme d'un jour à l'autre, notamment des courbatures dues à une activité physique autre que les tests de force.

Comme cité précédemment, notre population était constituée de sujets adultes, relativement jeunes, et en bonne santé. Or, dans la pratique, les personnes testées seront des patients atteints d'une pathologie et/ou limités dans leurs amplitudes et/ou leur force. De ce fait, nous supposons que les résultats pourraient être différents et donc, la fiabilité compromise.

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

#### **4.7. Utilité pour la pratique**

Lors de la réalisation de notre étude, nous avons pu remarquer que le MicroFET2 est fiable lorsqu'il s'agit de mesurer objectivement une force supérieure à 3 sur la cotation manuelle (Baldwin, Paratz, & Bersten, 2013; Kendall et al., 2007). 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. Cela représente un complément important lors de la remise de patient à un collègue, lors des colloques interdisciplinaires ou comme argument auprès des assurances.

Pour notre étude, nous avons appliqué rigoureusement le protocole en respectant les positionnements du sujet et du physiothérapeute ainsi que les temps de pause indiqués.



Cela est primordial afin d'assurer la reproductibilité et la fiabilité de l'appareil. Dans la pratique, il est donc important de respecter les directives décrites dans le protocole.

La procédure nécessite peu de matériel : une table réglable, une sangle, un MicroFET2, un tapis antidérapant et un minuteur. De plus, l'appareil est pratique et facile d'utilisation. Effectuer ces tests ne demande pas beaucoup de temps car, comme décrit dans la méthode, tester une composante dure environ six minutes.

#### **4.8. Pistes pour recherches futures**

Dans cette étude, nous avons appliqué le protocole réalisé par Racine et Thirion (2015). Cependant, en pratique, nous avons pu observer que la majorité de nos sujets présentaient des douleurs lancinantes à l'épaule en exécutant le mouvement d'abduction avec la résistance au niveau du poignet, sur la face dorsale du radius. Nous avons supposé que ces douleurs étaient dûes au bras de levier important. Etant donné que nous avons commencé notre étude en appliquant la résistance au niveau du poignet, nous avons continué de cette manière. Nous avons tout de même comparé nos résultats en mettant la résistance au-dessus du coude, plus précisément sur l'humérus, proximal à l'olécrane. Nous avons pu remarquer que le sujet ne se plaignait pas de douleur et avait ainsi plus de facilité à développer sa force. De même, quelques sujets se sont plaints du même type de douleurs à l'épaule lors du testing de la flexion ; celles-ci étaient diminuées lorsque la résistance était appliquée sur le bras, au-dessus du coude.

En ce qui concerne d'autres pistes de recherches, nous proposons :

- De prévoir une durée plus importante afin de pouvoir évaluer un plus grand nombre de sujets. Dans cette étude, nous avons été limitées dans le temps. De ce fait, nous n'avons pu prendre que 30 participants. Afin de rendre le travail encore plus fiable, il serait intéressant de réaliser la même étude avec 50 participants afin d'avoir un IC 95% de +/- 0.1 pour un ICC de 0.8 (De Vet, Terwee, Mokkink, & Knol, 2011).
- Pour les mêmes raisons, nous n'avons testé que deux composantes de mouvements : la flexion et l'abduction de l'épaule. Nous proposons donc pour la suite d'effectuer une étude avec les autres composantes proposées dans le protocole : extension, rotation interne et externe de l'épaule, flexion et extension du coude.

- Il serait également pertinent de conduire cette étude en variant l'échantillon, notamment en prenant des personnes atteintes de pathologies touchant le membre supérieur afin de se rapprocher de la pratique clinique.

## **5. Conclusion**

En physiothérapie, l'évaluation de la force musculaire est un élément essentiel du bilan et permet de suivre la progression du patient ainsi que l'efficacité du traitement. Il est primordial d'évaluer objectivement et précisément cette force afin de détecter la présence ainsi et l'importance d'un déficit. Le testing manuel de Daniels et Worthingham est la méthode la plus communément utilisée (Quinn & Gordon, 2013). Cependant, elle se révèle subjective et peu précise pour évaluer une force supérieure à 3 (Kendall et al., 2007). De nos jours, les dynamomètres manuels, tels que le MicroFET2, sont petits, portables et peu coûteux. Cela offre aux physiothérapeutes une alternative à la cotation manuelle de Daniels et Worthingham. Cependant, l'utilisation du dynamomètre MicroFET2 est remise en question par la littérature, notamment à cause d'un manque de rigueur.

Pour notre étude, nous avons mesuré la force isométrique maximale de la flexion et de l'abduction de l'épaule chez 30 sujets adultes et en bonne santé.

Nous avons ainsi démontré que le dynamomètre MicroFET2 permet d'obtenir une mesure fiable pour la flexion et l'abduction de l'épaule. En effet, les valeurs du coefficient de corrélation intraclass (ICC) intra- et inter-examineurs obtenues sont supérieures à 0,9. Cela nécessite toutefois l'application rigoureuse d'un protocole dont les points-clés sont : la standardisation des positions pour le sujet et l'évaluateur, la stabilisation du participant par le poids de son corps ainsi qu'à l'aide d'une sangle, le temps de pause d'une minute entre chaque mesure et la considération de la moyenne de trois mesures.

## 6. Références bibliographiques

- 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>
- 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>
- 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.
- Beck, M., Giess, R., Würffel, W., Magnus, T., Ochs, G., & Toyka, K. V. (1999). Comparison of maximal voluntary isometric contraction and Drachman's hand-held dynamometry in evaluating patients with amyotrophic lateral sclerosis. *Muscle & Nerve, 22*(9), 1265-1270.
- Bohannon, R. W. (1997). Reference values for extremity muscle strength obtained by hand-held dynamometry from adults aged 20 to 79 years. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 78*(1), 26-32. [http://doi.org/10.1016/S0003-9993\(97\)90005-8](http://doi.org/10.1016/S0003-9993(97)90005-8)
- 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. (2012). Hand-held dynamometry: A practicable alternative for obtaining objective measures of muscle strength. *Isokinetics and Exercise Science, 20*(4), 301–315.

- Bohannon, R. W. (2012). Hand-held dynamometry: A practicable alternative for obtaining objective measures of muscle strength. *Isokinetics and Exercise Science*, 20(4), 301–315.
- Bohannon, R. W. (2012). 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>
- 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., 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)*.

Hills, M., & Bohannon, R. W. (1992). Shoulder extension strength is influenced by elbow position. *Isokinetics and Exercise Science*, 2(3), 129–132.

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>

- Indermühle, C., & Henguely, D. (2016). *Fiabilité intra- et inter-examineur du dynamomètre MicroFET2 pour la flexion et l'extension du genou : une étude transversale avec répétition des mesures.*
- 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>
- 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*, 5(1), 18-24.  
[http://doi.org/10.1016/S1058-2746\(96\)80026-7](http://doi.org/10.1016/S1058-2746(96)80026-7)
- 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.

- 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). Infraspinatus scapular retraction test: a reliable and practical method to assess infraspinatus 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. (2007a). 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>
- O'Shea, S. D., Taylor, N. F., & Paratz, J. D. (2007b). 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.
- Racine, I., & Thirion, A. (2015). Fiabilité intra- et inter-examineur du dynamomètre microFET2 pour mesurer la force isométrique maximale du membre supérieur : Protocole pour une étude diagnostique de type transversal.
- 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: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, 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>
- 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)
- Weineck, J. (1990). *Manuel d'entraînement* (3e éd). Paris: Vigot.
- 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>
- Winter, D. A., Wells, R. P., & Orr, G. W. (1981). Errors in the use of isokinetic dynamometers. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 46(4), 397-408. <http://doi.org/10.1007/BF00422127>

## **7. Liste des illustrations**

Illustration 1 : Planning annuel

Illustration 2 : Déroulement de la première session de test

Illustration 3 : Déroulement de la deuxième session de test

Illustration 4 : MicroFET2

## **8. Liste des tableaux**

Tableau 1 : Sexe, pratique d'une activité sportive et problème articulaire

Tableau 2 : Age, taille, poids et IMC de l'échantillon

Tableau 3 : Caractéristiques des évaluateurs

Tableau 4 : Fiabilité intra-examineur calculée à partir de la moyenne des mesures pour la flexion

Tableau 5 : Fiabilité intra-examineur calculée à partir des valeurs individuelles pour la flexion

Tableau 6 : Fiabilité intra-examineur calculée à partir de la moyenne des mesures pour l'abduction

Tableau 7 : Fiabilité intra-examineur calculée à partir des valeurs individuelles pour l'abduction

Tableau 8 : Fiabilité inter-examineurs calculée à partir de la moyenne pour la flexion

Tableau 9 : Fiabilité inter-examineurs calculée à partir des mesures individuelles pour la flexion

Tableau 10 : Fiabilité inter-examineurs calculée à partir de la moyenne pour l'abduction

Tableau 11 : Fiabilité inter-examineurs calculée à partir des valeurs individuelles pour l'abduction

Tableau 12 : SEM et SDD calculés à partir de la moyenne des essais pour la flexion

Tableau 13 : SEM et SDD calculés à partir des valeurs individuelles pour la flexion

Tableau 14 : SEM et SDD calculés à partir de la moyenne des essais pour l'abduction

Tableau 15 : SEM et SDD calculés à partir des valeurs individuelles pour l'abduction

## **9. Annexes**

Annexe I : Lettre d'informations aux participants

Annexe II : Recueil de données de base des participants

Annexe III : Déclaration de consentement éclairé

Annexe III : Recueil de données 1

Annexe IV : Recueil de données 2

Annexe V : Guide d'utilisation du MicroFET2

Annexe VI : Description de la position des tests

# **Annexe I : Lettre d'information aux participants**

## **Titre de l'étude :**

Fiabilité intra- et interexamineur du dynamomètre MicroFET2 pour la flexion et l'abduction de l'épaule : 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 d'une heure. 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 deux 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 active de 15 minutes entre les deux évaluations. Par la suite, vous reviendrez entre trois et 10 jours plus tard. 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-examineurs (voir glossaire). La durée de la session de tests sera d'environ une heure. 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'étudiant<sup>2</sup> 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. Les examinateurs et leurs scribes veilleront durant toute la période d'évaluation à votre sécurité.

## **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.

---

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

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 :**

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 II : Recueil des données de base des participants

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 :**

**Date :**

**CI Participant :**

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

**Merci pour votre intérêt et pour votre investissement !**

## Annexe III : Déclaration de consentement

### 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.

<b>Numéro de l'étude :</b>	
<b>Titre de l'étude :</b>	Fiabilité intra- et inter-examineurs du dynamomètre MicroFET2 pour la flexion et l'abduction de l'épaule : une étude transversale avec répétition des mesures
<b>Institution responsable (promoteur)</b>	HES-SO Valais Wallis, domaine santé, filière physiothérapie / Pierre-Henri Cortat, Rathausstrasse 8, 3954 Loèche-les-Bains
<b>Lieu de réalisation de l'étude :</b>	HES-SO Valais Wallis à Loèche-les-Bains
<b>Directeur / directrice de l'étude :</b>	Prof. Anne-Gabrielle Mittaz Hager
<b>Participant / participante</b>  (nom et prénom en caractères d'imprimerie) :	<input type="checkbox"/> femme <input type="checkbox"/> homme
Date de naissance :	

- Je déclare avoir été informé(e), par le responsable soussigné, oralement et par écrit, des objectifs et du déroulement de l'étude concernant 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. 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 n'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 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 lesquels vous allez augmenter progressivement votre force jusqu'à un effort maximal et cela pendant cinq secondes. Vous devez maintenir la pression jusqu'à ce que l'alarme sonne. Entre chacune des trois contractions, vous aurez une minute de pause.

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 lesquels vous allez augmenter progressivement votre force jusqu'à un effort maximal et cela pendant cinq secondes. Vous devez maintenir la pression jusqu'à ce que l'alarme sonne. Entre chacune des trois contractions, vous aurez une minute de pause.

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

Prêt ? Nous allons commencer. »

Fiabilité-microFET2/RecueilDonnées2/AT&IR/06.2015

[1]

## Annexe VI : Guide d'utilisation du MicroFET2

### Guide d'utilisation du microFET2<sup>1</sup>

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 ».

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

## Annexe VII : Description de la position des tests

Mouvement testé	Position du sujet	Position de l'examineur	Emplacement de la résistance	Stabilisation
Flexion de l'épaule	En décubitus dorsal du côté du membre testé, avec les pieds contre le mur, flexion de l'épaule à 90° avec coude tendu et bras en pronation totale	Debout en fente avant, à la tête du sujet, les deux bras tendu avec flexion d'épaule à 90° et mains l'une sur l'autre	Face dorsale de l'avant-bras, proximal au processus styloïde ulnaire	Par poids du corps, sangle au niveau du bassin et pieds contre le mur



**Tableau A :** Description de la position de la flexion

Mouvement testé	Position du sujet	Position de l'examineur	Emplacement de la résistance	Stabilisation
Abduction de l'épaule	En décubitus dorsal du côté opposé au membre testé, avec les pieds contre le mur, abduction de l'épaule à 45°, coude tendu et avant-bras en position neutre	En chevalier servant, du côté du membre testé, avec bras tendus et perpendiculaires au membre du sujet, mains l'une sur l'autre	Face dorsale de l'avant-bras, proximal au processus styloïde ulnaire et radial	Par poids du corps, sangle au niveau du coude et autour de la table et pieds contre le mur



**Tableau B :** Description de la position de l'abduction