



Mémoire présenté en vue de l'obtention du Master 2 Professionnel Sciences et Technologies de la Santé

**Mention Sciences et Technologies des Activités Physiques et Sportives (STAPS)
Spécialité Activités Physiques pour la Santé (APPS)**

**Parcours Réhabilitation
par l'Activité Physique Adaptée
-RAPA-**

**EVALUATION DE LA NON UTILISATION POSTURALE CHEZ DES SUJETS
HEMIPARETIQUES SUITE A UNE ATTEINTE DU SYSTEME NEUROLOGIQUE
CENTRAL**

Présenté par
Margaux IMBERT

Sous la direction de :
Denis MOTTET, Professeur

Année universitaire 2018-2019

Remerciements :

En préambule de ce travail, je souhaite remercier mon directeur de mémoire, Denis Mottet. Son implication et nos échanges m'ont permis de réaliser ce travail dans les meilleures conditions.

Je remercie Karima Bakhti, qui a été présente tout le long de mon master, pour sa confiance et son aide précieuse. Je remercie toute l'équipe du plateau technique du service MPR ainsi que Marion Delorme pour m'avoir autorisé à effectuer mon étude au sein du CHU.

Merci à Athanase et toute son équipe pour le prêt de la plateforme de force, ainsi que pour sa confiance et son aide quand j'en avais besoin.

Je remercie toute l'équipe de l'association La Mêlée où j'ai passé une grande partie de mon stage. Merci Jeff pour ta confiance et pour toutes les choses que j'ai pu apprendre grâce à toi. Merci Flora pour tous les bons moments que j'ai passé avec toi. Merci Nadège, ma source d'inspiration, pour ta bienveillance, ton énergie et ta confiance.

D'une manière plus personnelle, je remercie ma famille proche qui a suivi de près mon avancée et qui m'encourage à donner le meilleur de moi-même. Merci Kévin pour ta patience, ton aide, et ton soutien au quotidien. Merci à Axel d'avoir été comme un binôme pendant ces deux années de master.

Sommaire :

1. Introduction	- 1 -
2. Méthode	- 4 -
2.1 Participants	- 4 -
2.2 Outils et procédures	- 6 -
2.2.1 Plateforme de stabilométrie.....	- 6 -
2.2.2 Évaluations des critères d'inclusion.....	- 6 -
2.3 Protocole d'évaluation	- 6 -
2.3.1 Position Bipodale.....	- 7 -
2.3.2 Position unipodale	- 8 -
2.3.3 Calcul de l'optimum théorique	- 9 -
2.3.4 Calcul de la non utilisation posturale.....	- 10 -
3. Résultats	- 11 -
3.1 Paramètres de l'équilibre	- 11 -
3.1.1 Distribution du poids du corps en position bipodale.....	- 11 -
3.1.2 Distribution du poids du corps en position unipodale.....	- 12 -
3.1.3 Ratio d'asymétrie	- 13 -
3.2 Charge idéale	- 14 -
3.2.1 Analyses descriptives	- 14 -
3.2.2 Analyses statistiques	- 14 -
3.3.1 Résultats descriptifs	- 15 -
3.3.2 Résultats statistiques.....	- 16 -
4. Discussion	- 18 -
4.1 Évaluation de la distribution du poids du corps	- 18 -
4.2 Asymétrie de la distribution du poids du corps chez les sujets hémiparétiques	- 19 -
4.3 Charge idéale sur un membre	- 20 -
4.4 Principes de la non utilisation posturale	- 22 -
4.5 Enjeux de la prise en charge en APA	- 23 -
4.6 Limites et améliorations du protocole	- 25 -
Références bibliographiques	- 1 -
Annexe	- 10 -
Résumé	- 1 -

1. Introduction

L'équilibre est une fonction complexe qui repose sur des compétences sensorimotrices, musculaires et proprioceptives (F. B. Horak, Henry, & Shumway-Cook, 1997; Nichols, 1997). Le contrôle postural est une composante de l'équilibre qui nécessite des informations sensorimotrices permanentes ainsi qu'un contrôle accru du système nerveux central (SNC) permettant d'établir des réponses aux stimuli externes (Laufer, Sivan, Schwarzmans, & Sprecher, 2003; Shumway-Cook, Anson, & Haller, 1988).

La perte de capacités motrices et sensorielles est une des principales cause de handicap liée aux lésions du SNC, comme l'Accident Vasculaire Cérébral (AVC) (Langhorne, Coupar, & Pollock, 2009). En raison du prolongement de la durée de vie de la population mondiale, le nombre de personnes touchées par un AVC a significativement augmenté ces dernières années (Machado et al., 2016). L'hémiplégie est un des symptômes que l'on retrouve fréquemment à la suite d'un AVC, provoquant un déficit unilatéral des capacités sensorimotrices et des capacités musculaires (Gentton & Rougier, 2005). Cependant, l'AVC n'est pas la seule cause de l'hémiplégie puisqu'elle est aussi observée chez les sujets atteints de lésions du SNC (Chantraine et al., 2016). Il a été démontré que ces lésions provoquent des troubles qui engendrent des instabilités et un contrôle postural altéré chez ces sujets. Les patients souffrent de pertes de l'équilibre et ont des difficultés à transférer le poids du corps sur le membre parétique (Laufer, 2002; Turnbull, Charteris, & Wall, 1996).

Il arrive fréquemment que les patients mettent en place des stratégies compensatoires qui vont leur permettre de maximiser leurs capacités fonctionnelles (Bobath, 1978). Il s'agit d'un nouveau schéma qui s'installe dans le quotidien du patient (Levin, Kleim, & Wolf, 2009). En effet, au niveau du membre inférieur, lors de la marche, le patient va acquérir l'habitude de compenser son déficit par une aide augmentée de son membre inférieur non parétique (Kwakkel & Wagenaar, 2002). Depuis de nombreuses années, il a été démontré que les patients hémiplégiques avaient une tendance à avoir un déplacement latéral vers le membre non-affecté se traduisant par le déplacement du Centre de Pression Plantaire (CPP) vers le membre non parétique (Bohannon & Larkin, 1985; Shumway-Cook et al., 1988). Cette asymétrie est associée à une difficulté de la réalisation des tâches de la vie quotidienne et peut entraîner une perte de participation dans la vie sociale (Catherine M. Sackley, 1990). Il n'existe pas de corrélation forte entre l'équilibre postural statique du patient et les asymétries constatées lors de la marche (Lewek, Bradley, Wutzke, & Zinder, 2014). En revanche, les asymétries posturales latérales sont liées au risque de chutes et à la gravité de l'atteinte de l'AVC (Maki, Holliday, & Topper, 1994; C. M. Sackley, 1991). Toutefois, il est possible de corriger certaines de

ces asymétries de distribution du poids du corps grâce à la plasticité cérébrale. En fonction de la quantité et de la qualité de l'expérience motrice, le cerveau peut être remodelé de manière adaptative après une lésion (Nelles et al., 1999).

Les études récentes qui s'intéressent aux méthodes de réhabilitation des asymétries posturales ont fait émerger une méthode appelée « Thérapie du Mouvement Induite par la Contrainte » (TMIC), basée sur l'usage forcé du membre parétique. En effet, il est de plus en plus courant d'utiliser une contrainte du membre inférieur non parétique pour améliorer les capacités motrices du membre parétique (Billinger, Gajewski, Guo, & Kluding, 2009; Hsu, Roth, Rymer, Wu, & Kim, 2017; Kallio, Nilsson-Wikmar, & Thorsén, 2014; Marklund & Klässbo, 2006). Cette méthode inspirée de la Thérapie du Mouvement Induit par la Contrainte consiste à imposer une contrainte au membre non-parétique pendant un temps long lors de la pratique d'activités de la vie quotidienne. Elle a été démontrée sur le membre supérieur par Edward Taub à la suite de son travail sur la non-utilisation acquise, traduite de l'anglais « learned non use » (E. Taub, Uswatte, & Pidikiti, 1999; Edward Taub, Uswatte, & Elbert, 2002; E. Taub, Uswatte, Mark, & Morris, 2006).

L'équipe d'E. Taub a montré qu'une partie du déficit moteur faisant suite à l'atteinte du SNC est le résultat d'un phénomène d'apprentissage de suppression du mouvement (Edward Taub, 1980). Ce phénomène empêcherait ou limiterait la récupération des habilités motrices. Il s'agit d'un processus cognitif qui implique des stratégies d'évitement de l'utilisation du membre parétique dans les activités quotidiennes (André, Didier, & Paysant, 2004). De ce fait, la récupération motrice pourrait être perturbée étant donné que la non utilisation acquise peut masquer les réelles capacités d'un individu. Pour la quantifier, il faut comparer les capacités spontanées d'un individu avec ses capacités maximales. La différence de ces deux paramètres permet d'accéder à une réserve de capacité que le patient pourrait, en pratique, utiliser mais qu'il n'utilise pas spontanément (Edward Taub et al., 1994). Bien que cette théorie ait été largement démontrée et quantifiée sur le membre parétique supérieur (Bakhti, 2017), il n'existe pas, à ma connaissance, d'études portant sur la non utilisation posturale chez les sujets atteints de lésions du SNC qui démontrerait l'utilité d'un traitement par TMIC sur le membre inférieur.

La non utilisation posturale est définie dans cette étude exploratoire comme un déficit de distribution du poids du corps sur ses deux membres. Pour la quantifier il faut tout d'abord comprendre les mécanismes de la posture. Chez les sujets sains, la bipodalité de l'être humain implique que la charge du poids du corps est distribuée également sur chaque membre (Skoyles, 2006). En effet, nous supposons que la force de chaque membre chez les sujets sains est identique et que par conséquent,

elle peut supporter la moitié du poids total du corps sur ses deux membres. Chez les sujets hémiparétiques, la force musculaire du membre inférieur parétique peut être diminuée. Par conséquent, la force du membre étant diminué, il lui est supposément incapable de supporter autant de poids que le membre non parétique. Pour calculer la non utilisation posturale décrite dans cette étude, nous passerons donc par le calcul d'une charge optimale théorique qui permettra d'obtenir une capacité maximale que le patient est en mesure d'atteindre en fonction de la force de son membre parétique. A partir de celle-ci, nous pourrions enlever la charge spontanée et conduire à la quantification de la non-utilisation posturale. Cette méthode repose sur la base théorique de E.Taub qui a illustré la quantification de la non utilisation acquise en comparant ce que le patient pourrait faire en terme de capacités, avec ce qu'il fait spontanément.

Dans le cadre de la prise en charge en Activité Physique Adaptée (APA), l'Enseignant en APA (EAPA) doit être en mesure de proposer des évaluations des capacités des patients afin de les prendre en charge de manière adaptée à leurs besoins et à leurs attentes. L'évaluation est une étape clef de la prise en charge puisqu'elle permet de déterminer les objectifs de la réhabilitation, mais également de constater les progrès des patients. D'après le Référentiel des EAPA et le Code déontologique édités par la Société Française des Professionnels en APA, la mise en œuvre d'évaluations pertinentes au regard de la prise en charge proposée aux patients est intégré dans les compétences de l'EAPA (Barbin et al., 2016; Société Française des Professionnels en Activité Physique Adaptée, 2018).

L'objectif primaire de cette étude exploratoire était donc de proposer un protocole d'évaluation et de quantification de la non utilisation posturale afin de déterminer son utilité dans un service de réhabilitation pour les patients concernés. Elle avait pour objectif secondaire de comprendre les mécanismes de la non-utilisation au niveau du membre inférieur et de la distribution du poids du corps.

Nous nous sommes demandés si les patients hémiparétiques atteints de lésions du SNC sont concernés par la non utilisation posturale.

L'hypothèse sous-jacente à cette question était que la majorité des patients hémiparétiques, suite à une atteinte du SNC, présenteraient de la non-utilisation posturale. En d'autres termes, les asymétries posturales seraient dues à un autre facteur que la faiblesse musculaire des membres inférieurs.

2. Méthode

L'objectif de cette étude était de quantifier la non-utilisation posturale chez les sujets atteints de déficiences neurologiques centrales non dégénératives à partir d'un protocole d'évaluation établi lors de l'étude préliminaire de Master 1. Les mesures ont été effectuées au sein du service de Médecine Physique et de Réadaptation du Centre Hospitalier Universitaire de Montpellier à l'Hôpital Lapeyronie. Les patients inclus étaient soit en hospitalisation complète, soit en consultation à l'Unité de Traitement Ambulatoire et Bilans. Le recueil de données a eu lieu du 11 mars au 24 mai 2019.

2.1 Participants

Les participants qui ont été inclus dans le protocole ont été divisés en deux groupes (*Fig.1*) : un groupe expérimental de sujets hémiparétiques et un groupe contrôle de sujets sains.

Les critères d'inclusion et d'exclusion étaient les suivants (*Tab.1*) :

	Groupe Expérimental (n = 12)	Groupe Contrôle (n = 12)
Critères d'inclusion	Atteinte neurologique centrale Commande motrice volontaire (Testing musculaire Quadriceps côté à 4/5) Équilibre bipodal pendant 15 secondes	Être âgé de 24 à 76 ans Raison de consultation autre que rééducation du membre inférieur Equilibre bipodal pendant 15 secondes
Critères d'exclusion	Atteintes nerveuses dégénératives Ne tient pas debout Troubles importants de la compréhension	Rééducation du membre inférieur Pathologies neuro- dégénératives, rhumatismes,

Tableau 1 Critères d'inclusion et d'exclusion de l'étude exploratoire

Dans le groupe expérimental, les patients ont d'abord été sélectionnés en fonction de leurs atteintes cérébrales à l'aide du logiciel *DxCare* qui regroupe les dossiers médicaux numériques. Sur 14 patients sélectionnés, 2 patients ont été exclus car ils ne pouvaient pas se tenir debout.

Dans le groupe contrôle, les sujets étaient des patients en consultation dans un cabinet de kinésithérapie en libéral. Les mesures sur le groupe contrôle ont été récoltées le 9 mai 2019.

Nous avons au préalable demandé à chaque sujet s'ils acceptaient d'effectuer un test de la posture dans le cadre d'une étude universitaire de mémoire en deuxième année de master. Les sujets - des deux groupes compris - n'étaient pas informés des éléments précis mesurés par ce protocole. Aucune explication ne leur a été donnée concernant la non utilisation posturale pour ne pas influencer les résultats. Un consentement oral leur a été demandé.

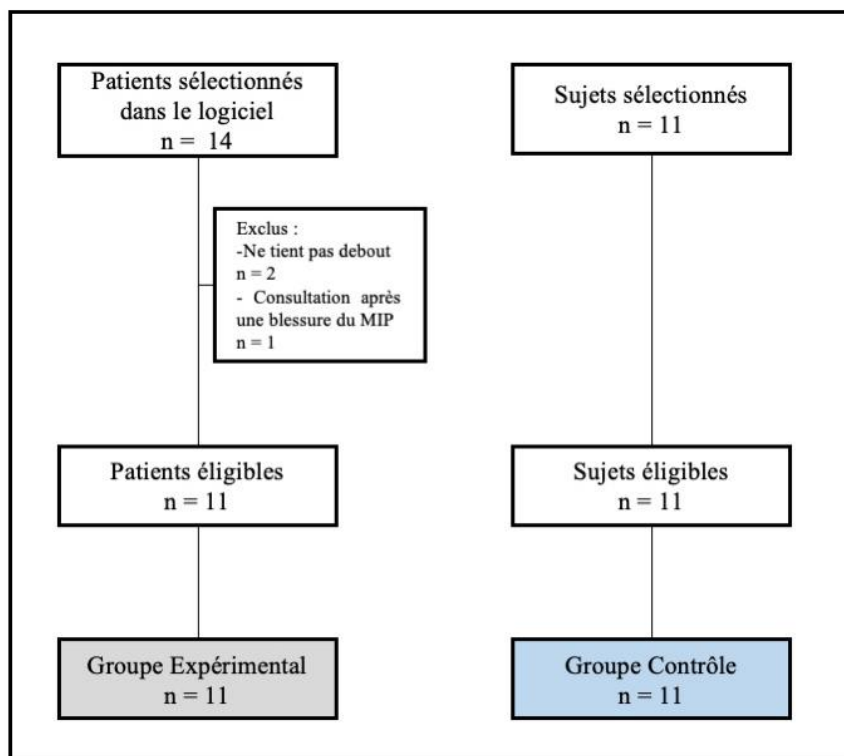


Figure 1 Flow diagram des deux groupes inclus dans l'étude

Les sujets de chaque groupe présentait les caractéristiques suivantes (Tab. 2) :

	Groupe expérimental n = 11	Groupe contrôle n = 11
Age	53,9 ans (\pm 14 ans)	52,4 ans (\pm 13 ans)
Sexe	8 Femmes 3 Hommes	6 Femmes 5 Hommes
Lésion	AVC Ischémique (n=4) AVC Hémorragique (n=2) AVC Sylvien (n=1) Autre (n=3)	
Chronicité	Aigue (- de 2 semaines) n= 1 Subaigue (entre 2 semaines et 6 mois) n= 7 Chronique (+ de 6 mois) n= 3	
Hémi-parésie	9 Gauche 2 Droite	

Tableau 2 Caractéristiques des sujets inclus dans l'étude exploratoire

2.2 Outils et procédures

2.2.1 Plateforme de stabilométrie

La plateforme utilisée pour ce protocole est une plateforme de force qui a fait l'objet d'un prêt de la part de la start-up **K-INVENT**[®]. Ces plateformes de force se décomposent en deux plateaux légers qui ont la particularité de pouvoir être transportées et positionnées facilement. Les deux plateformes pèsent en tout 1600 grammes, et font chacune une dimension de 30 x 320 x 160 mm. Elles ont une portée sans fil de 20 mètres, ce qui permet de pouvoir être mobile autour du patient. Elles peuvent supporter 300 kg par plateforme. Elles sont connectées à un système Android via une application **K-FORCE**. La tablette utilisée pendant cette étude était une Samsung Galaxy Tab d'un modèle récent sous la version Android 5.0.

La récupération des données se transmet avec un câble USB qui relie la tablette à l'ordinateur. Les données peuvent être récupérées en données brutes sur un document .csv.

2.2.2 Évaluations des critères d'inclusion

Pour chaque patient inclus, si le testing musculaire n'était pas précisé dans le dossier, nous avons demandé au patient de tendre le membre parétique devant lui en position assise. Si le mouvement est réalisé sans difficulté, le testing musculaire du quadriceps est coté à 4/5.

Nous avons vérifié que le patient ne présentait pas de troubles de la compréhension à l'aide du dossier médical du patient. Lorsqu'un Mini Mental State Examination a été réalisé en amont, nous vérifions que le score était supérieur à 24/28.

Chaque patient inclus a donné son accord verbal pour participer à un test de la posture dans le cadre d'une étude pour un mémoire.

2.3 Protocole d'évaluation

L'évaluation de la non utilisation posturale est mesurée à l'aide de la plateforme K-Force Plates[®] avec une fréquence de 40 Hertz. Le temps d'évaluation par condition est de 15 secondes pour toutes les mesures.

Pour des raisons de sécurité, les plateformes sont positionnées sur un sol plat et lisse, avec un support de type cadre de marche, devant les plateformes permettant au sujet de se tenir s'il en exprime le besoin. Une chaise doit être placée à l'arrière des plateformes permettant au sujet de s'asseoir à tout moment. L'évaluation se déroule sans les aides techniques habituelles du patient, avec un rééducateur

à proximité qui sécurise le patient. Les mesures doivent être prises dans une salle à l'écart, calme, sans stimuli extérieurs. Les patients sont invités à retirer leurs chaussures et leurs chaussettes avant de commencer la session d'évaluation. La plateforme de force doit être préparée au préalable et désinfectée entre chaque passage.

2.3.1 Position bipodale

Cette mesure représente une condition spontanée. Il s'agit d'une position dans laquelle le patient se sent confortable, qu'il utilise en situation de repos. Le résultat de la mesure correspond à la moyenne de poids distribuée sur chaque membre pendant 15 secondes.



Figure 2 Photo de la position bipodale en condition Genoux Tendus

Bipodal Genoux Tendus (BIP GT) : Cette mesure se fait avec les genoux tendus, dans une position confortable, pieds écartés en suivant les repères de la plateforme. Les consignes données aux patients sont : « *Vous devez vous tenir droit, les bras le long du corps, les jambes bien tendues, en regardant un point devant vos yeux. Vous devez tenir dans cette position pendant 15 secondes en relâchant les épaules et la mâchoire* » (Figure 2). A la fin de cette mesure, le patient est invité à se tenir à un support placé devant lui s'il le souhaite. Lorsque le patient est prêt, la mesure suivante peut commencer.



Figure 3 Photo de la position bipodale Genoux Fléchis

Bipodal Genoux Fléchis (BIP GF) : Cette mesure se fait avec les genoux fléchis d'environ 30° avec les pieds écartés en suivant les repères de la plateforme. L'évaluateur procède à une démonstration de la position avec les genoux fléchis et le corrige afin qu'il puisse maintenir la position. Les consignes données aux patients sont : « *Vous devez vous tenir droit avec les bras le long du corps, les jambes fléchies comme je vous l'ai montré, en regardant un point devant vos yeux. Vous devez tenir dans cette position pendant 15 secondes en relâchant les épaules et la mâchoire* » (Figure 3). A la fin de cette mesure, le patient est invité à se tenir à un support placé devant lui s'il le souhaite. Lorsque le patient est prêt, la mesure suivante peut commencer.

2.3.2 Position unipodale

Cette mesure représente une condition de capacités maximales. Étant donné que la mesure se fait sur 15 secondes, le résultat est la moyenne de distribution du poids du corps en position unipodale.

Unipodal sur le Membre Parétique Genoux Tendus (U MP GT) : Cette mesure se fait avec les genoux tendus. Les consignes données aux patients sont les suivantes : « *Vous devez mettre le maximum de poids sur votre membre qui a été touché. Pour se faire, vous pouvez vous mettre sur un pied. Si vous n'y arrivez pas, vous devez mettre le maximum de poids que vous pouvez mettre sur votre membre* ». L'évaluateur montre au patient la position unipodale du côté du membre concerné. Si le patient montre des difficultés pour réaliser la position unipodale, l'évaluateur corrige le patient et lui indique qu'il peut garder l'autre membre sur la plateforme et le soulager de poids en se mettant sur la pointe de pied en soulevant le talon. L'évaluateur demande au patient s'il a chargé le maximum de poids sur son membre avant de lancer la mesure. A la fin de cette mesure, le patient est invité à se tenir à un support placé devant lui s'il le souhaite. Lorsque le patient est prêt, la mesure suivante peut commencer.

Unipodal sur le Membre Parétique Genoux Fléchis (U MP GF) : Cette mesure se fait avec les genoux fléchis. Les consignes données aux patients sont les suivantes : « *Vous devez mettre le maximum de poids sur votre membre qui a été touché. En même temps, vous allez devoir plier les genoux comme pour la mesure de tout à l'heure. Pour se faire, vous pouvez fléchir vos genoux comme ceci puis vous mettre sur un pied. Si vous n'y arrivez pas, vous devez mettre le maximum de poids que vous pouvez mettre sur votre membre* ». L'évaluateur procède à une démonstration en fléchissant d'abord les genoux à 30°, puis montre au patient comment faire pour mettre le maximum de poids sur son membre parétique. Si le patient éprouve des difficultés pour réaliser la position unipodale, l'évaluateur le corrige et lui indique qu'il peut garder l'autre membre sur la plateforme et le soulager de poids en se mettant sur la pointe de pied, en soulevant le talon. L'évaluateur demande au patient s'il a chargé le maximum de poids sur son membre avant de lancer la mesure. A la fin de cette mesure, le patient est invité à se tenir à un support placé devant lui s'il le souhaite. Lorsque le patient est prêt, la mesure suivante peut commencer.

Unipodal sur le Membre Non-Parétique Genoux Tendus (U MNP GT) : Cette mesure se fait avec les genoux tendus. Les consignes données aux patients sont les suivantes : « *Vous devez mettre le maximum de poids sur votre membre sain. Pour se faire, vous pouvez vous mettre sur un pied. Si vous n'y arrivez pas, vous devez mettre le maximum de poids que vous pouvez mettre sur votre membre en*

relevant le talon de l'autre jambe ». L'évaluateur montre au patient la position unipodale du côté du membre concerné. Si le patient montre des difficultés pour réaliser la position unipodale, l'évaluateur corrige le patient et lui indique qu'il peut garder l'autre membre sur la plateforme et le soulager de poids en se mettant sur la pointe de pied en soulevant le talon. L'évaluateur demande au patient s'il a chargé le maximum de poids sur son membre avant de lancer la mesure. A la fin de cette mesure, le patient est invité à se tenir à un support placé devant lui s'il le souhaite. Lorsque le patient est prêt, la mesure suivante peut commencer.

Unipodal sur le Membre Non-Parétique Genoux Fléchis (U MNP GF) : Cette mesure se fait avec les genoux fléchis. Les consignes données aux patients sont les suivantes : « *Vous devez mettre le maximum de poids sur votre membre sain. Pour se faire, vous pouvez vous mettre sur un pied. Si vous n'y arrivez pas, vous devez mettre le maximum de poids que vous pouvez mettre sur votre membre* ». L'évaluateur procède à une démonstration en fléchissant d'abord les genoux à 30°, puis montre au patient comment faire pour mettre le maximum de poids sur son membre parétique. Si le patient montre des difficultés pour réaliser la position unipodale, l'évaluateur lui montre qu'il peut garder l'autre membre sur la plateforme et le soulager de poids en se mettant sur la pointe de pied, en soulevant le talon. L'évaluateur demande au patient s'il a chargé le maximum de poids sur son membre avant de lancer la mesure. A la fin de cette mesure, le patient est invité à se tenir à un support placé devant lui s'il le souhaite. Lorsque le patient est prêt, la mesure suivante peut commencer.

Les deux membres sont testés en condition genoux tendus (GT) puis en condition genoux fléchis (GF). Il est impératif de commencer la session par les mesures bipodales, afin d'obtenir une condition spontanée sans que le patient puisse subir un apprentissage ou une rectification de sa posture. Concernant les mesures unipodales, le patient est informé des mesures qu'il va devoir faire et peut choisir l'ordre qu'il souhaite.

2.3.3 Calcul de l'optimum théorique

L'optimum théorique qui est calculé est appelé Charge Idéale (CI). C'est un calcul qui permet d'objectiver une valeur idéale de pourcentage de poids du corps à transférer sur son membre parétique en position bipodale en fonction de la force maximale que les deux membres peuvent supporter en position unipodale. Elle est donc calculée à l'aide des mesures réalisées au préalable et expliquées ci-dessus. Son résultat correspond à la CI que devrait mettre le patient sur son membre parétique en position bipodale spontanée.

$$\text{Charge idéale} = \frac{\text{Distribution du poids du corps sur le membre parétique}}{\text{Somme de la distribution maximale des deux membres en unipodal}} \times 100$$

$$\text{Charge idéale} = \frac{\% \text{ de poids du corps distribué sur le Membre Parétique en unipodal}}{\% \text{ en unipodal MP} + \% \text{ en unipodal MNP}} \times 100$$

2.3.4 Calcul de la non utilisation posturale

La non utilisation acquise sur le membre supérieur correspond à la soustraction d'une capacité maximale avec une capacité spontanée effectuée par le patient. La difficulté de la quantification de la non utilisation posturale réside dans le fait que l'humain est un bipède. Il convient donc de mesurer une capacité maximale sur un seul membre tandis que nous la comparons à une capacité spontanée sur deux jambes. C'est pour cette raison que nous passons par un optimum théorique, la CI, qui est à la fois individualisée et qui représente une capacité maximale que le patient devrait pouvoir atteindre. C'est à partir de cette donnée que nous pouvons en déduire la charge spontanée théorique et ainsi, proposer une méthode innovante de quantification de la non utilisation posturale.

$$\text{Non utilisation posturale} = \text{Charge Idéale} - \text{Charge spontanée}$$

En pourcentage du poids du corps total

Afin de simplifier le protocole, il convient de préparer au préalable un tableur *excel* dans lequel nous pourrions renseigner chaque mesure de la distribution du pourcentage de poids du corps. Pour faciliter le protocole, un tableau Excel est préparé, dans lequel nous pourrions renseigner chaque résultats des mesures effectuées. Les formules de la CI et de la non utilisation posturale peuvent être insérées directement dans le document.

Dans le groupe contrôle, la non utilisation est calculée sur le membre le plus faible qui apparaît lors de la mesure spontanée en position bipodale.

3. Résultats

Les résultats ont été récoltés du 11 mars au 24 mai 2019. Les données ont été anonymisées puis ont été collectées dans un tableur *excel*. Les résultats statistiques ont été traités à l'aide du logiciel *Jasp* selon le risque $\alpha = 0,05$.

3.1 Paramètres de l'équilibre

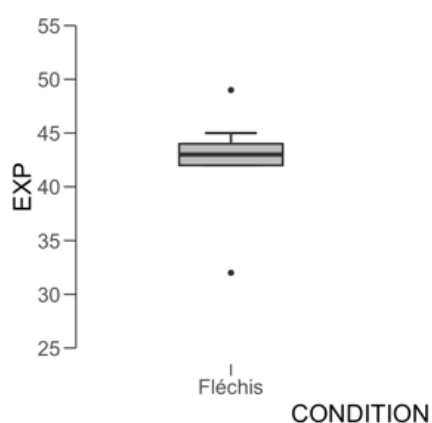
3.1.1 Distribution du poids du corps en position bipodale

Pour chaque mesure, la distribution du poids total du corps est récoltée en pourcentage de distribution du poids du corps total. La condition spontanée est la mesure qui est prise en premier dans une position confortable pour le patient, elle nous indique ainsi sa distribution du poids lorsqu'il est en repos.

Dans le groupe contrôle, la médiane de poids chargé sur le membre faible est de 48,4% en condition GT et de 49% en condition GF.

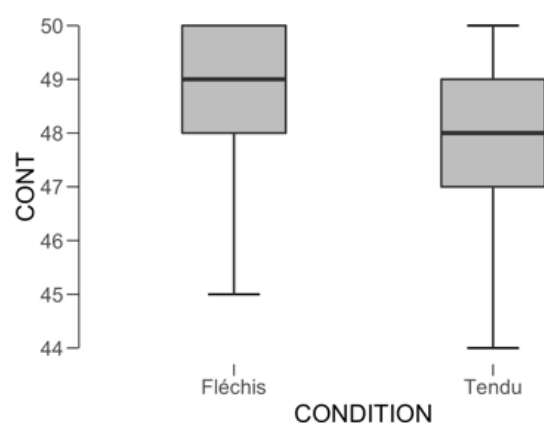
Dans le groupe expérimental, la médiane de poids chargé sur le membre parétique est de 43,1% en condition GT et de 43% en condition GF.

Nous pouvons constater que le poids chargé sur le membre parétique est inférieur dans le groupe expérimental par rapport au poids chargé sur le membre faible dans le groupe contrôle.



EXP = Expérimental

Figure 4 Distribution du poids du corps sur le membre parétique en position bipodale



CONT = Groupe Contrôle

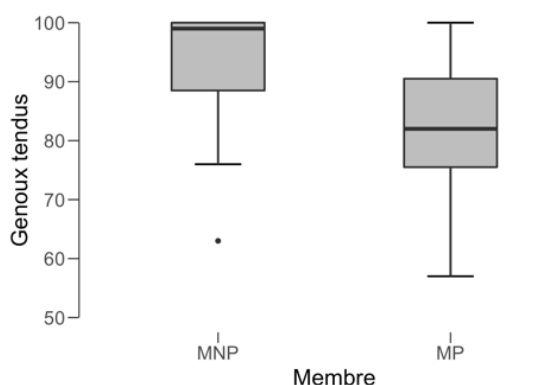
Figure 5 Distribution du poids du corps sur le membre faible en position bipodale

3.1.2 Distribution du poids du corps en position unipodale

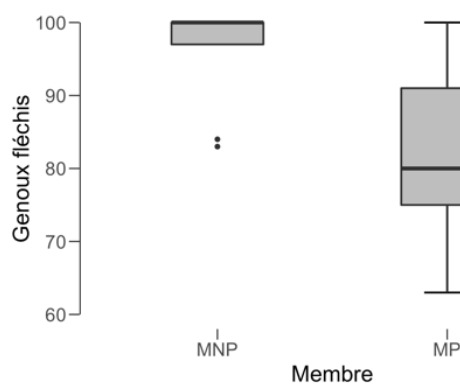
Les mesures en position unipodale représentent une charge maximum par membre que le patient peut atteindre. Elle est mesurée pendant 15 secondes et le résultat nous indique la moyenne de charge en pourcentage du poids du corps sur le membre.

Dans le groupe contrôle, les sujets ont une médiane de 100% pour chaque membre et pour chaque condition. Les sujets du groupe contrôle n'avaient pas de difficulté à réaliser la position unipodale.

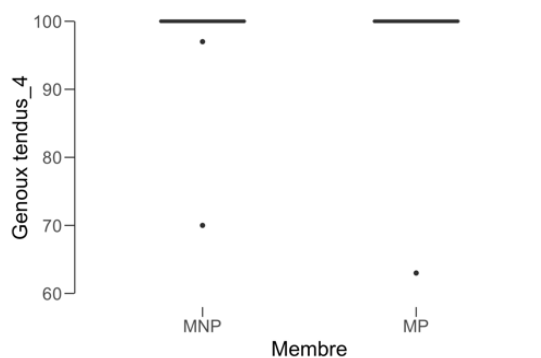
Dans le groupe expérimental, les patients ont une médiane sur le membre parétique de 82% en condition GT et de 80% en condition GF. Ils ont une médiane sur le membre non-parétique de 99% en condition GT et de 100% en condition GF. Les sujets du groupe expérimental ont eu des difficultés à rester en unipodal sur leur membre parétique tout le temps de la mesure, qui ont été accentuées en condition GF. On constate que pour la moitié des sujets de ce groupe, ils n'ont pas eu de difficulté à se mettre en unipodal sur le membre non parétique.



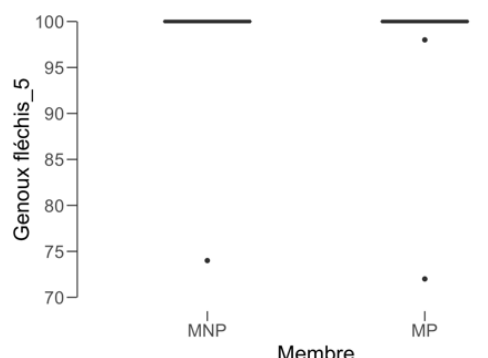
MNP = Membre Non Parétique, MP = Membre Parétique
Figure 6 Distribution du poids du corps sur le membre parétique en position unipodale dans le groupe expérimental en condition GT



MNP = Membre Non Parétique, MP = Membre Parétique
Figure 7 Distribution du poids du corps sur le membre parétique en position unipodale dans le groupe expérimental en condition GF



MNP = Membre fort, MP = Membre faible
Figure 8 Distribution du poids du corps sur le membre faible en position unipodale dans le groupe contrôle en condition GT



MNP = Membre fort, MP = Membre faible
Figure 9 Distribution du poids du corps sur le membre faible en position unipodale dans le groupe contrôle en condition GF

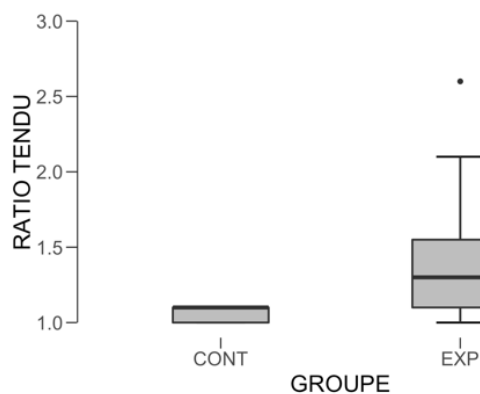
3.1.3 Ratio d'asymétrie

Le ratio d'asymétrie (RA) est mesuré à partir de la mesure de la distribution du poids du corps sur chaque membres. Il permet de rapporter le poids chargé sur le membre non parétique en fonction du poids chargé sur le membre parétique. Lorsque le RA est proche de 1, alors cela signifie que la distribution du poids du corps est égale sur les deux membres. Plus on s'éloigne de 1, alors cela signifie qu'il y a une asymétrie de la distribution du poids du corps entre les deux membres plus importante (Caldwell et al., 1986; Dickstein, Nissan, Pillar, & Scheer, 1984).

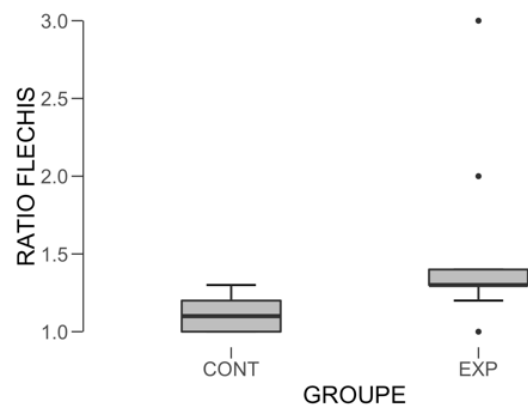
$$\text{Ratio d'asymétrie} = \frac{\% \text{ du poids distribué sur le membre non parétique}}{\% \text{ du poids distribué sur le membre parétique}}$$

Dans le groupe contrôle, les sujets présentent une RA avec une médiane de 1,1 en condition GT, et une médiane de 1,1 en condition GF. Dans le groupe expérimental, les sujets présentent une RA avec une médiane de 1,3 en condition GT et une médiane de 1,3 en condition GF.

La médiane de RA est supérieure dans le groupe expérimentale par rapport au groupe contrôle quelle que soit la condition dont le patient est évalué.



CONT = Groupe Contrôle, EXP = Groupe Expérimental
Figure 10 Ratio d'asymétrie en condition GT



CONT = Groupe Contrôle, EXP = Groupe Expérimental
Figure 11 Ratio d'asymétrie en condition GF

D'après le test statistique de Mann-Whitney, le RA est significativement différent entre les deux groupes dans la condition GT ($W = 98$; $p = .011$; $r = .62$) et dans la condition GF ($W = 86$; $p = .005$; $r = .737$).

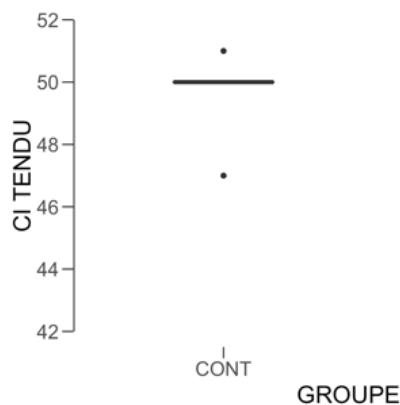
3.2 Charge idéale

3.2.1 Analyses descriptives

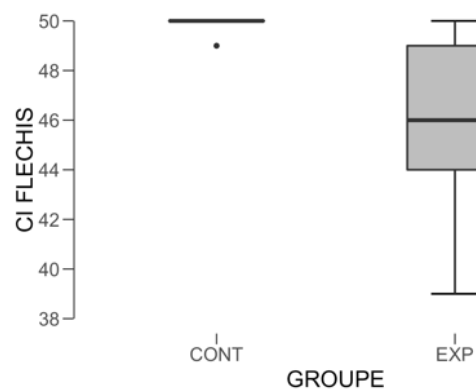
Les mesures de charges idéales ont été calculées à l'aide de formules dans le logiciel *Windows excel* à partir des données récoltées de distribution du transfert d'appui sur chaque membre en pourcentage en bipodal et en unipodal. Sur les 11 patients inclus, deux patients n'ont pas réussi à réaliser le protocole dans sa globalité. Par conséquent, pour ces deux patients, la mesure en condition GF n'a pas pu aboutir.

Dans le groupe contrôle la médiane de la charge idéale sur le membre faible est de 49,8% en condition GT et de 49,9% en condition GF. Dans le groupe expérimental, la moyenne de charge idéale sur le membre parétique est de 47,1% en condition GT et de 46,5% en condition GF.

Dans les deux groupes, la charge idéale est plus faible lorsque les sujets ont les genoux fléchis. La médiane de CI du groupe expérimental est inférieure à celle du groupe contrôle, quelle que soit la condition.



CONT = Groupe Contrôle, EXP = Groupe Expérimental
Figure 12 Charge idéale en condition GT



CONT = Groupe Contrôle, EXP = Groupe Expérimental
Figure 13 Charge idéale en condition GF

3.2.2 Analyses statistiques

La normalité de la distribution des données récoltées ont d'abord été vérifiées à l'aide du test de Shapiro-Wilk.

Nous comparons d'abord la charge idéale dans chaque groupe en fonction de la condition (GT et GF). L'intérêt était de savoir s'il existe une différence de charge idéale entre le groupe expérimental et le groupe contrôle de cet échantillon.

De ce fait, le test qui a été choisi pour comparer la charge idéale de chaque condition en fonction du groupe est le U de Mann-Whitney. Il s'agit d'un test statistique non paramétrique pour échantillons non appariés.

En condition GT, il y a une différence significative de la charge idéale entre les deux groupes ($W = 109,50$; $p < .001$; $r = .81$). Nous pouvons constater sur cette condition, une taille de l'effet forte.

En condition GF, il y a une différence significative de la charge idéale entre les deux groupes ($W = 85,00$; $p = .004$; $r = .71$). Nous pouvons constater sur cette condition, une taille de l'effet moyenne.

Ensuite, nous comparons les deux conditions pour chaque groupe. L'intérêt est de savoir s'il existe une différence significative entre les deux conditions (GT et GF) pour chaque groupe. Il s'agit d'une mesure répétée puisque chaque patient est évalué dans deux conditions différentes.

Pour cette comparaison, les données ne sont pas normales dans le groupe contrôle. Nous utiliserons un test non paramétrique pour échantillons appariés, le test des rangs signés de Wilcoxon.

Dans le groupe contrôle, il n'y a pas de différence significative entre la condition GT et la condition GF ($W = 1,5$; $p = 1,0$; $r = -.96$). La taille de l'effet est forte.

Dans le groupe expérimental, il n'y a pas de différence significative entre la condition GT et la condition GF ($W = 22$; $p = .20$; $r = -.02$). La taille de l'effet est très faible.

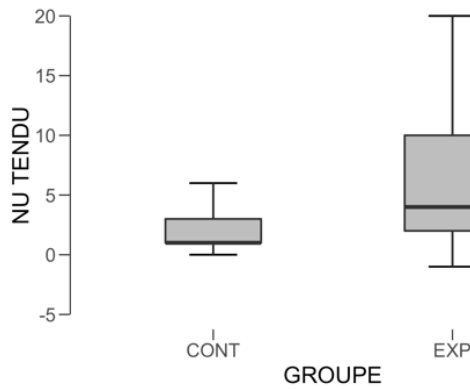
3.3 Non utilisation posturale

3.3.1 Résultats descriptifs

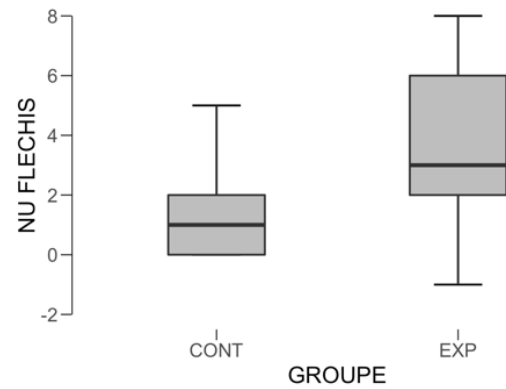
La non utilisation est calculée à partir de la charge idéale. De la charge idéale, il faut enlever le pourcentage de poids distribué sur le membre parétique en position spontanée.

La médiane de la non utilisation posturale dans le groupe expérimental est de 4,5% en condition GT et de 3,4% en condition GF. Dans le groupe contrôle, la médiane de non utilisation posturale est de 1,4% en condition GT et de 1,0% en condition GF.

Pour les deux groupes, la non utilisation posturale semble être moindre en condition GF. Le groupe contrôle montre une non utilisation posturale. Celle-ci est inférieure à celle du groupe contrôle.



CONT = Groupe Contrôle, EXP = Groupe Expérimental
Figure 14 Non utilisation posturale en condition GT



CONT = Groupe Contrôle, EXP = Groupe Expérimental
Figure 15 Non utilisation posturale en condition GF

3.3.2 Résultats statistiques

Les données récoltées ont d'abord été vérifiées à l'aide du test de Shapiro-Wilk afin de vérifier la normalité de la distribution.

Nous comparons d'abord la charge idéale dans chaque groupe en fonction de la condition (GT et GF). L'intérêt était de savoir s'il existe une différence de charge idéale entre le groupe expérimental et le groupe contrôle de cet échantillon.

De ce fait, le test qui a été choisi pour comparer la charge idéale de chaque conditions en fonction du groupe est le U de Mann-Whitney. Il s'agit d'un test statistique non paramétrique pour échantillons non appariés.

En condition GT, il y a une différence significative de la non utilisation posturale entre les deux groupes ($W = 30.00$; $p = .046$; $r = -.50$). Nous pouvons constater sur cette condition, une forte taille de l'effet.

En condition GF, il y a une différence significative de la non utilisation posturale entre les deux groupes ($W = 23.00$; $p = .045$; $r = -.54$). Nous pouvons constater sur cette condition, une forte taille de l'effet.

Ensuite, nous comparons les deux conditions pour chaque groupe. L'intérêt est de savoir s'il existe une différence significative entre les deux conditions pour chaque groupes. Il s'agit d'une mesure répétée puisque chaque patient est mesuré dans deux conditions différentes.

Pour cette comparaison, les données ne sont pas normales dans le groupe contrôle. Nous utiliserons un test non paramétrique pour échantillons appariés, le test des rangs signés de Wilcoxon.

Les mesures récoltées par la condition GT et GF sont des données non paramétriques sur des échantillons appariés.

Dans le groupe contrôle, il n'y a pas de différence significative entre la condition GT et la condition GF ($W = 29.50$; $p = .441$; $r = .311$). La taille de l'effet est moyenne.

Dans le groupe expérimental, il n'y a pas de différence significative entre la condition GT et la condition GF ($W = 33$; $p = .21$; $r = 0$). La taille de l'effet est très faible.

4. Discussion

Le but primaire de cette étude exploratoire était de proposer un protocole d'évaluation et de quantification de la non utilisation posturale qui puisse être mise en place dans le cadre de la prise en charge de personnes hémiparétique suite à une lésion du SNC dans un service d'Activité Physique Adaptée. L'évaluation proposée dans ce protocole présente l'avantage de nécessiter peu de matériel et d'être rapidement administré. L'évaluation a une durée moyenne de 10 minutes comprenant le temps de déchaussage.

Les patients inclus dans cette étude étaient atteints d'hémiparésie suite à des lésions du SNC. Contrairement à l'étude préliminaire, nous avons choisi de ne pas nous limiter à l'inclusion de sujets hémiparétiques causés uniquement par un AVC. La cause de l'hémiparésie peut être multiple, cependant, nous pouvons observer les mêmes symptômes chez les patients hémiparétiques concernant le membre inférieur, à savoir un équilibre et un pattern de marche altérés (Chantraine et al., 2016; Fay B. Horak, 1997). Étant donné que la fréquentation des patients atteints d'AVC était moindre au CHU Lapeyronie pendant cette période, nous avons élargi l'inclusion des patients afin d'obtenir un groupe expérimental d'un nombre de sujets suffisants. Sur les 14 patients que nous avons sélectionné au préalable, 11 patients ont été inclus dans l'étude. Ce chiffre nous indique que 79% des patients présents à cette période au sein du service Médecine Physique et de Réadaptation du plateau technique de l'hôpital Lapeyronie pouvaient être concernés par de la non utilisation posturale.

4.1 Évaluation de la distribution du poids du corps

Pour quantifier la non utilisation posturale, nous avons besoin de mesurer la distribution du poids du corps sur chaque membre en fonction de certaines conditions. La posturographie, ou stabilométrie, est un outil validé qui de quantifier des données relatives aux instabilités posturales (Goldie, Bach, & Evans, 1989; Karlsson & Frykberg, 2000; Mancini & Horak, 2010). Elle permet d'obtenir une mesure objective et quantifiable de l'instabilité posturale, contrairement aux tests fonctionnels qui dépendent de la façon dont l'évaluateur évalue les capacités du patient (Visser, Carpenter, van der Kooij, & Bloem, 2008). Les plateformes de force sont utilisées aujourd'hui comme outil d'évaluation mais aussi comme support d'entraînement de l'équilibre, grâce à la possibilité de feedback, dans le but d'améliorer le balancement postural qui a été identifié comme une problématique importante chez les sujets ayant des atteintes neurologiques centrales (Srivastava, Taly, Gupta, Kumar, & Murali, 2009).

Lors de l'étude préliminaire, nous avons donc utilisé une plateforme de force qui semblait être un outil efficace pour obtenir les données souhaitées, à savoir la distribution du poids du corps sur chaque

membre, en pourcentage de kilos par rapport au poids total. Étant donné que le protocole prend en compte une position unipodale, la plateforme de force à un seul plateau n'était pas adaptée à ce protocole et pouvait engendrer des erreurs de mesures. En effet, la plateforme de force mesure la charge proportionnelle à la force appliquée par les deux membres sur la plateforme et rapporte la position correspondante du CPP (Beckham, Suchomel, & Mizuguchi, 2014). Pour pallier à cette limite méthodologique, nous avons utilisé dans cette étude une plateforme à double plateaux K-FORCE Plates® dans le cadre d'un prêt de la part de la startup **K-INVENT**. Cette plateforme étant un outil connecté, elle constitue un intérêt particulier dans le cadre de la prise en charge puisque nous voyons se développer depuis quelques années les outils connectés dans le domaine de la réhabilitation. Dans le cadre de la réhabilitation neurodégénérative, on compte environ 3% des essais cliniques qui utilisent un objet technologique de mesure, notamment pour mesurer l'équilibre (Artusi et al., 2018). Il est donc de nos compétences, en tant qu'EAPA, de s'actualiser et d'adapter nos méthodes de réhabilitation à l'ouverture de l'utilisation d'objets connectés.

4.2 Asymétrie de la distribution du poids du corps chez les sujets hémiparétiques

Il a été montré que les patients hémiparétiques ont une modification du schéma de la répartition du poids du corps qui se caractérise par une organisation compensatoire du membre non-parétique de manière à ce que le moins de poids soit supporté par le membre parétique (Bobath, 1978; Tyson, Hanley, Chillala, Selley, & Tallis, 2006). L'asymétrie posturale provoquée par l'hémiparésie engendre un déplacement latéral moyen important vers le membre non-parétique (Shumway-Cook et al., 1988). Le déplacement latéral exagéré vers un membre est un facteur de prédiction du risque de chutes ; plus CPP se déplacera vers un membre, plus la personne souffrira d'instabilité posturale et risquera donc de chuter (B. E. Maki et al., 1994).

Les premiers résultats de cette étude exploratoire confirment les études antérieures. En condition GT, dans le groupe expérimental, nous avons pu constater que les patients hémiparétiques avaient un appui bipodal sur leur membre parétique inférieur à l'appui sur le membre faible dans le groupe contrôle. En condition GF, le groupe contrôle a tendance à mettre un peu plus de poids sur son membre faible par rapport à la condition GT. Cela peut s'expliquer par le fait qu'abaisser son centre de gravité amène plus de stabilité au sujet et lui permet ainsi de mieux répartir le poids sur leur deux membres. Dans le groupe expérimental, les patients ont diminué la charge bipodale de leur membre parétique en condition GF. Certains patients ont éprouvés de plus grandes difficultés à contrôler leur équilibre lorsqu'ils avaient les genoux fléchis. Par conséquent, ces patients semblaient plus confiants

à charger leur membre non parétique par automatisme afin de compenser la difficulté imposée par la position genoux fléchis.

Le ratio d'asymétrie qui a été calculé est de 1,3 dans le groupe expérimental, ce qui est significativement différent du groupe contrôle. La ratio d'asymétrie chez les sujets sains est très proche de 1. Cela s'explique par le fait qu'ils chargent les deux membres de manière égale. Dans la vie quotidienne, cette asymétrie de distribution du poids du corps entraîne un contrôle postural latéral altéré et expose les patients à un risque de chute plus important lorsqu'ils ont une activité qui nécessite l'action du membre parétique (Mackintosh, Hill, Dodd, Goldie, & Culham, 2006).

Les causes d'asymétries posturales sont controversées dans la littérature. Elles ont souvent été associées à une faiblesse musculaire du membre inférieur parétique (Freund, 1985; Knutsson & Mårtensson, 1980). Mais il a également été montré que l'amélioration de la contraction volontaire du tibial antérieur n'avait pas d'influence sur l'amélioration de la posture et la distribution du poids du corps (Hocherman, Dickstein, & Pillar, 1984). Dans cette étude exploratoire, nous avons émis l'hypothèse que ce phénomène pouvait également être dû à de la non utilisation posturale.

4.3 Charge idéale sur un membre

Afin de vérifier la source même des asymétries chez les sujets hémiparétiques, nous avons proposé de calculer une valeur optimale de la charge que le patient devrait mettre sur son membre parétique en fonction de ses capacités maximales réelles. Cette valeur théorique est appelée Charge Idéale (CI). Il s'agit d'une capacité optimale théorique individualisée, illustrant la capacité maximale de transfert de poids qu'il peut atteindre sur son membre parétique lorsqu'il est en position bipodale. En intégrant les capacités maximales de chaque membre, cette formule est capable de prendre en compte la force musculaire et les capacités proprioceptives de chaque membre. Par exemple, si un membre est deux fois moins fort que l'autre, alors la charge idéale sur ce membre sera deux fois moins grande.

D'un point de vue biomécanique, les sujets sains ont une répartition égale sur leurs deux membres dans la mesure où les membres inférieurs sont assez forts pour supporter la moitié du poids du corps. Ce mécanisme peut être différent chez les sujets qui ont un trouble unilatéral dépendamment de la diminution de la force du membre parétique. L'optimum de charge sur chaque membre serait donc différent de celui d'un sujet sain (Anker et al., 2008).

Le premier constat que nous pouvons faire est que le groupe expérimental présente une CI médiane de 47,9% sur leur membre parétique en condition GT comparativement au groupe contrôle qui a une CI médiane de 50% dans cette même condition. Ce constat nous amène à émettre l'hypothèse qu'au-dessus de ces 47,9%, les patients ne possèderaient pas les capacités sensori-motrices de maintenir une stabilité posturale de manière spontanée. La CI du groupe expérimental est différente significativement avec une taille de l'effet forte en condition GT et une taille de l'effet moyenne en condition GF de celle du groupe contrôle. Cette différence implique qu'il s'agit d'une problématique propre aux sujets hémiparétiques. Cette mesure nous indique aussi que la CI dépend de la capacité maximale des sujets et qu'elle est une valeur quantifiée qui peut être prise en compte dans le suivi et la prise en charge d'un patient qui présente des troubles de l'équilibre. L'enjeu de la réhabilitation pourra être défini en fonction de la charge idéale à atteindre pour que le patient puisse être spontanément équilibré en fonction de la force de ses deux membres. En effet, si l'on s'intéresse aux méthodes de réhabilitation conventionnelle, les objectifs de rééducation concernant la distribution du poids du corps est objectif pour une norme similaire à celles des sujets symétriques, à savoir une répartition égale sur chaque membre (Cheng, Wu, Liaw, Wong, & Tang, 2001). Cette étude exploratoire a permis de mettre en avant qu'il était possible de mesurer une charge optimale, et qu'au-dessus de celle-ci, les patients seraient limités musculairement et/ou au niveau sensoriel. Nous avons pu voir que les sujets hémiparétiques sont asymétriques au niveau de leur distribution posturale. De ce fait, la réhabilitation de cette asymétrie pourrait s'appuyer sur une norme individualisée et différente de celle des sujets sains, qui est habituellement de 50% sur chaque jambe.

Le deuxième constat qui découle des résultats de cette étude montre qu'il n'y a pas de différence significative entre la charge idéale en condition GT et en condition GF dans les deux groupes. Il semblerait que la CI soit sensiblement identique quelle que soit la condition. La condition GT est associée à l'organisation osseuse et articulaire permettant de lutter contre la gravité et de se tenir droit lorsqu'il n'y a pas de contraintes, le système musculaire étant faiblement sollicité, excepté au niveau des muscles posturaux (Lin & Woollacott, 2002). En condition GF, les principaux groupes musculaires sont à la fois impliqués, mais également mis en tension par le fait de l'action de plier les genoux. En position unipodale, les principaux groupes musculaires tels que le droit fémoral, le biceps fémoral, le tibial antérieur et le gastrocnémien médial du membre inférieur sont sollicités davantage (Kang, Kim, Lee, Kwon, & Son, 2015). La prédisposition des patients du groupe expérimental à une faiblesse musculaire dans le membre inférieur affecté demande donc une attention particulière. Étant donné que la position unipodale nécessite une certaine force musculaire au niveau du membre inférieur, le calcul de la charge idéale prend en compte cette composante de l'équilibre. Il s'agit donc du déficit de capacité au-delà de la faiblesse musculaire. Étant donné qu'en condition GF, les muscles

du membre inférieurs sont directement mis en tension, la présence de non utilisation identique à la condition GT pourrait donc permettre d'écarter l'hypothèse que l'unique cause des asymétries de distribution du poids du corps dépend de la faiblesse musculaire.

4.4 Principes de la non utilisation posturale

La non utilisation décrite sur le membre supérieur est un phénomène qui implique des processus cognitifs visant à modifier le comportement d'utilisation d'un membre à cause d'une expérience négative ou d'un effort intense d'utilisation du membre se concluant par un échec (Edward Taub, 1980). Ce phénomène serait donc lié à une expérience négative vécue de l'hémiplégie et la réduction de l'efficacité musculaire de son membre. Ce phénomène persiste même si la fonction se voit améliorée après la rééducation (*Fig.16*).

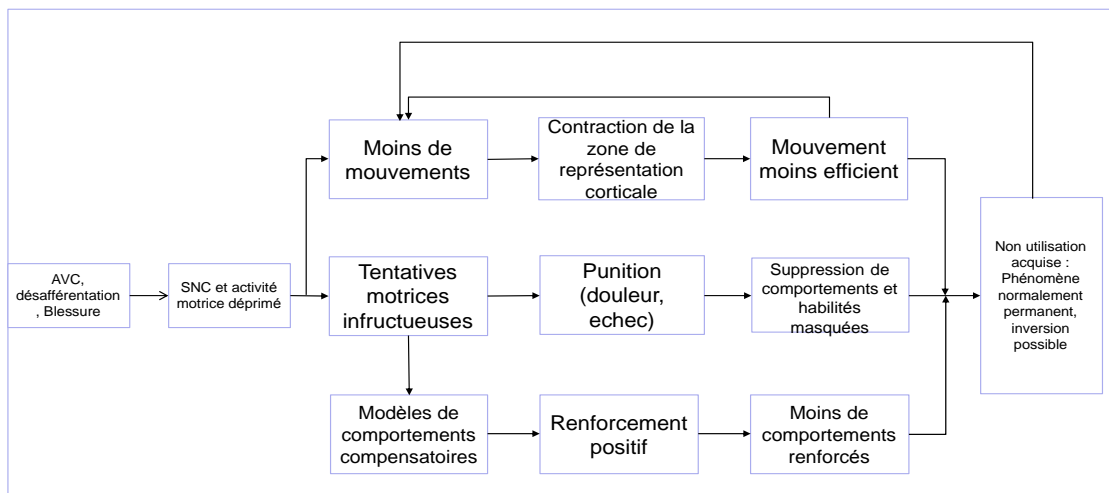


Figure 16 Développement de la non utilisation acquise traduite de l'anglais selon Edward Taub

(Taub, Uswatte, Mark, & Morris, Figure 1, 2006)

Après avoir quantifié la CI, nous en avons déduit la non utilisation posturale. C'est à partir de la CI, qui représente la charge optimale (en fonction des capacités maximales de chaque membre), que nous avons pu en déduire la non utilisation posturale. Elle est calculée en faisant la différence de la charge idéale sur le membre parétique avec la charge spontanée sur ce même membre (*Fig. 18*). Elle pourrait représenter une réserve de capacités qui n'est pas exploitée de façon spontanée dans le quotidien du patient.

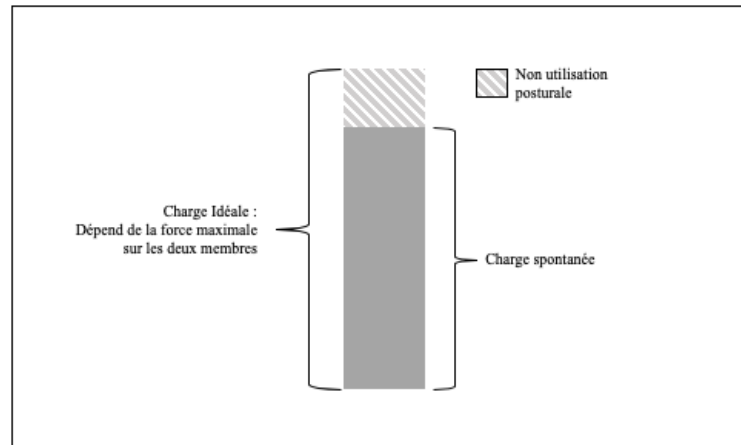


Figure 18 Représentation de la non utilisation posturale

Les résultats de la non utilisation posturale montrent qu'elle est supérieure dans le groupe expérimental par rapport au groupe contrôle. Nous pouvons noter que le groupe contrôle a une médiane de non utilisation de 1,4% en condition GT et de 1,0% en condition GF. Il existe donc une faible dose de la non utilisation posturale chez les sujets sains. Cette petite dose de non utilisation pourrait être due au port d'une prothèse dans le membre inférieur ou à un passif de blessure conséquente sur le membre inférieur. En effet, il pourrait y avoir une corrélation entre les entorses de la cheville et les instabilités posturales chez les joueurs de football (Tropp, Ekstrand, & Gillquist, 1984). Cette évaluation pourrait éventuellement être également utilisée dans le cadre de la réhabilitation des sportifs hauts niveaux après une blessure.

Les sujets sains du groupe contrôle ont une non-utilisation allant de 0 à 6%. Cela suggère que la non utilisation posturale devient « anormale » au-delà du seuil de 6%. Si l'on regarde individuellement dans le groupe expérimental, il y a 5 sujets sur 11 qui ont une non utilisation au-dessus de 6%. Cela représente environ 45% des patients qui sont concernés par une non utilisation supérieure à celle du groupe contrôle.

Le fait que nous ayons mis en avant l'existence d'une potentielle réserve de capacités implique que nous pourrions proposer une méthode de réhabilitation permettant au patient d'utiliser cette réserve de manière spontanée.

4.5 Enjeux de la prise en charge en APA

Le fait de quantifier la non utilisation posturale permet tout d'abord de proposer un traitement qui soit adapté et individualisé. Le traitement spécifique de la non-utilisation acquise s'appuie sur une

méthode de TMIC. Cette méthode appliquée sur le membre supérieur a déjà fait l'objet d'études d'applications sur le membre inférieur. Étant donné que le membre inférieur est mécaniquement difficile à contraindre, l'application de la contrainte est différente d'une étude à une autre. Certaines équipes ont proposé de charger le membre non parétique avec un poids pour amplifier le mouvement du membre parétique (Bonnyaud et al., 2013; Marklund & Klässbo, 2006; Moseley, Stark, Cameron, & Pollock, 2003). D'autres équipes proposent une semelle qui surélève le membre non parétique afin de forcer la distribution du poids vers le membre parétique (Rodriguez & Aruin, 2002). Enfin, il est également possible de mettre au point un système de blocage du genou ou de la cheville pendant la marche afin de contraindre le membre non parétique (Hsu et al., 2017; Zhu et al., 2016).

Avec l'appui des études effectuées sur le membre supérieur, nous avons pu comprendre que la cause de la non-utilisation réside dans le manque de confiance en son membre parétique ou à son efficacité limitée par les lésions occasionnées. Il serait donc pertinent de proposer des activités physiques adaptées qui favorisent l'estime de soi, améliorent les capacités physiques du membre inférieur et qui réduisent le risque de chuter. L'entraînement de la répartition du poids du corps permettrait de réduire le nombre de chute chez les sujets hémiparétiques (Cheng et al., 2001). Avec les résultats apportés dans cette étude exploratoire, nous serions en mesure de proposer des entraînements de la distribution du poids du corps avec comme objectif d'atteindre la charge idéale sur le membre idéal de manière spontanée. Cette méthode pourrait permettre d'équilibrer les patients en fonction de leur capacité réelle et supposément diminuer leur risque de chute.

Dans le cadre de la prise en charge en APA, de nombreuses activités peuvent être envisagées pour redonner confiance aux sujets hémiparétiques en leur membre parétique. Le Tai-chi, par exemple, est utilisé dans la prévention des chutes chez les sujets âgés (Wu, 2002). Certains exercices de Tai-Chi permettent d'améliorer le transfert de poids et la stabilité posturale. Ils ont également un effet sur la proprioception de l'articulation du genou (Tsang & Hui-Chan, 2003), ce qui, dans le cadre de la non utilisation posturale, pourrait apporter une meilleure sensibilité aux patients hémiparétiques. Cette activité permettrait également de réduire le risque de chuter (Wolf et al., 1996). Le fait d'améliorer la sensibilité au niveau des articulations du membre inférieur et de réduire le risque de chutes suggère que les patients pourraient donner plus de confiance en leur membre parétique.

L'évaluation qui a été proposée au cours de cette étude a été réalisée sur une plateforme de force K-Force Plates. L'un des avantages de ce modèle est qu'il existe des programmes d'entraînement avec feedback dans lesquels nous pouvons moduler les objectifs d'appui sur chaque membre (*Annexe 1*). L'utilisation de feedback visuel est une pratique courante dans le domaine de la réhabilitation

(Nichols, 1997). Elle aurait un effet sur l'amélioration de l'équilibre (Srivastava et al., 2009). Nous pourrions donc proposer un entraînement avec feedback visuel avec comme objectif de transfert de poids la charge idéale sur le membre parétique. Ce dispositif proposant des activités sous forme de jeu, cela pourrait rendre la réhabilitation ludique et aider le patient à prendre confiance en son membre parétique.

Selon les objectifs discutés au préalable, le travail d'entraînement en position unipodale combiné à du renforcement musculaire du membre inférieur pourrait décaler la charge idéale de manière à se rapprocher de la symétrie présente chez les sujets sains. De manière générale, l'entraînement aux exercices qui visent à réduire le risque des chutes pourrait augmenter le sentiment d'auto-efficacité et engendrer une diminution de la non utilisation posturale et ainsi augmenter les capacités de transfert du poids du patient hémiparétique.

4.6 Limites et améliorations du protocole

La quantification de la non utilisation du membre supérieur qui concerne les mouvements compensatoires maladaptatifs du tronc a montré que le seuil significatif est de 6,5% sur le score Proximal Arm Non-Use (PANU) (Bakhti, 2017). Dans cette étude exploratoire, la limite supérieure de non utilisation posturale dans le groupe contrôle était de 6%. En perspective des études futures, il serait intéressant d'établir un seuil significatif sur un échantillon plus grand afin d'estimer le nombre de patients qui sont concernés par de la non utilisation posturale au-dessus de ce seuil.

Concernant les mesures proposées dans le protocole, la position unipodale était parfois difficile pour les sujets atteints d'hémiplégie. Il a été montré que les sujets hémiparétiques pouvaient éprouver des difficultés à percevoir le poids qu'ils chargeaient sur leur membre parétique (Brière Anabèle, Lauzière Séléna, Gravel Denis, & Nadeau Sylvie, 2010). C'est une contrainte sensorielle qui a été observée lors de cette étude exploratoire qui pourrait apporter un biais méthodologique à la prise de mesure. Il serait envisageable de proposer un protocole de mesure des positions unipodales avec plusieurs essais afin de retenir l'essai où le patient aura réussi à mettre le plus de poids sur son membre parétique.

Des études ont montrées que l'équilibre unipodal était dépendant de la force musculaire des muscles péroniers et que par conséquent, l'état de la cheville pourrait être un facteur prédictif d'instabilités posturales (Tropp et al., 1984; Tropp & Odenrick, 1988). D'autre part, les patients hémiparétiques qui ont de la spasticité localisée dans les muscles de la cheville sont sujets à des troubles de l'équilibre

plus important dans le plan médiolatéral (Rahimzadeh Khiabani et al., 2017). L'activation des muscles de la cheville parétique est anormalement faible chez ces sujets (Dickstein, Hocherman, Dannenbaum, & Pillar, 1989). Dans ce cas, il serait probable que le membre non parétique, qui a une commande motrice intacte, compense la spasticité de la cheville du membre parétique (Mizrahi, Solzi, Ring, & Nisell, 1989). Cette conséquence pourrait faire émerger l'hypothèse que les patients ayant recours à des appareillages pourraient potentiellement plus concerné par de la non utilisation posturale.

Concernant les deux conditions imposés par le protocole d'évaluation initialement proposé, nous avons pu constater que la condition GT et la condition GF ne présentaient pas de différences significatives avec une taille de l'effet moyenne dans le groupe expérimental. A partir de ce constat, et du fait que certains patients n'ont pas réussi à réaliser la mesure en condition GF, il serait convenable de supprimer cette condition du protocole. En effet, la mesure en condition GT semble donner assez d'informations à propos de la non utilisation. De plus, l'absence de différences prouve bien qu'il s'agit bien d'une cause de non utilisation posturale proche de la théorie de Taub. Le fait que les patients aient une non utilisation posturale même avec les genoux fléchis, qui ne soit pas différente malgré la sollicitation des muscles, montre bien que cette réserve de capacité réside dans une autre cause que la réduction de la force musculaire dans le membre parétique.

Nous avons vu plus haut que les asymétries de la distribution du poids du corps étaient prédictives du risque de chute. En surplus de ce fait, il apparaît que les personnes âgées développent au cours de leur vieillissement la peur de chuter (Howland et al., 1993; O'Loughlin, Robitaille, Boivin, & Suissa, 1993). Il a été montré qu'il existait une corrélation entre la peur de chuter et le contrôle postural (Brian E. Maki, Holliday, & Topper, 1991). Les chutes surviennent lors des transferts de la position assise à la position debout (Nyberg & Gustafson, 1995). Il s'agit d'une situation courante de la vie quotidienne. Cette appréhension s'observe également chez les sujets atteints de pathologies neurologiques centrales. Il pourrait être intéressant de vérifier la corrélation entre la non utilisation posturale et la peur de chuter. Un test de mesure de l'auto-efficacité comme le Falls Efficacy Scale (FES) pourrait être administré en même temps que l'évaluation stabilométrique afin d'observer s'il existe un lien entre les deux relations. Cette échelle permet d'évaluer le sentiment d'auto-efficacité en relation avec la peur de chuter. Sa validation montre qu'un haut score à cette échelle est lié à un risque de chute plus important que les personnes qui ont une estime de soi plus élevée (Hellström & Lindmark, 1999; Tinetti, 1986). S'il existait une corrélation entre cette échelle et la non utilisation posturale, alors nous pourrions disposer d'un moyen de suspecter la non utilisation posturale et d'un moyen de la quantifier par la suite.

Concernant la mesure en position bipodale, nous pourrions suggérer d'ajouter une double-tâche cognitive qui a un rôle distracteur à la mesure dans le but d'obtenir une mesure spontanée. En effet, les patients qui ont des troubles de l'équilibre sont susceptibles d'avoir déjà passé des évaluations stabilométriques et connaissent les paramètres qui sont évalués. De ce fait, il se peut que certains patients ajustent leur posture le temps de l'évaluation afin d'obtenir une bonne mesure qui ne serait peut-être pas représentative de leur capacités dans la vie quotidienne. Il a été montré que l'apport de la double-tâche cognitive dans l'évaluation de l'équilibre pourrait permettre d'obtenir une mesure proche de celle de la vie quotidienne (Jacobi et al., 2015).

En conclusion, cette étude exploratoire aura permis d'apporter de nouvelles données sous-jacentes au principe de la non utilisation posturale. La mise en pratique du calcul de la charge idéale, qui représente une charge optimale théorique, pourrait permettre d'apporter de nouvelles méthodes de réhabilitation qui s'appuient sur cette donnée. Ainsi, la prise en charge du patient serait individualisée et respecterait ses capacités musculaires et proprioceptives. La non utilisation posturale est une donnée qui permet d'objectiver la réserve de progrès que le patient est amené à réaliser durant son séjour en hospitalisation. Les études futures pourront démontrer l'intérêt et l'efficacité de l'entraînement de l'équilibre à partir de la charge idéale sur les paramètres de l'équilibre statique et dynamique.

Références bibliographiques

- André, J.-M., Didier, J.-P., & Paysant, J. (2004). « Functional motor amnesia » in stroke (1904) and "learned non-use phenomenon"(1966). *Journal of rehabilitation medicine*, 36(3), 138–140.
- Anker, L. C., Weerdesteyn, V., van Nes, I. J. W., Nienhuis, B., Straatman, H., & Geurts, A. C. H. (2008). The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. *Gait & Posture*, 27(3), 471-477. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.06.002>
- Artusi, C. A., Mishra, M., Latimer, P., Vizcarra, J. A., Lopiano, L., Maetzler, W., ... Espay, A. J. (2018). Integration of technology-based outcome measures in clinical trials of Parkinson and other neurodegenerative diseases. *Parkinsonism & Related Disorders*, 46, S53-S56. <https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2017.07.022>
- Bakhti, K. (2017). *Proximal arm non-use in post-stroke individuals* (Phdthesis, Université Montpellier). Consulté à l'adresse <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01716292/document>
- Barbin, J., Camy, J., Communal, D., Fodimbi, M., Perrin, C., & Vergnault, M. (2016). Référentiel d'activité et de compétences de l'Enseignant en Activité Physique Adaptée. *Société Française des Professionnels en Activité Physique Adaptée*.
- Beckham, G., Suchomel, T., & Mizuguchi, S. (2014). Force Plate Use in Performance Monitoring and Sport Science Testing. *New Studies in Athletics*, n°3. Consulté à l'adresse https://www.researchgate.net/publication/269631495_Force_Plate_Use_in_Performance_Monitoring_and_Sport_Science_Testing
- Billinger, S. A., Gajewski, B. J., Guo, L. X., & Kluding, P. M. (2009). Single Limb Exercise Induces Femoral Artery Remodeling and Improves Blood Flow in the Hemiparetic Leg Poststroke. *Stroke*, 40(9), 3086-3090. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.109.550889>
- Bobath, B. (1978). *Adult hemiplegia : evaluation and treatment / Berta Bobath*. London: Heinemann Medical.
- Bohannon, R. W., & Larkin, P. A. (1985). Lower extremity weight bearing under various standing conditions in independently ambulatory patients with hemiparesis. *Physical Therapy*, 65(9),

1323-1325. <https://doi.org/10.1093/ptj/65.9.1323>

- Bonnyaud, C., Pradon, D., Zory, R., Bussel, B., Bensmail, D., Vuillerme, N., & Roche, N. (2013). Effects of a gait training session combined with a mass on the non-paretic lower limb on locomotion of hemiparetic patients: a randomized controlled clinical trial. *Gait & Posture*, *37*(4), 627-630. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.09.010>
- Brière Anabèle, Lauzière Séléna, Gravel Denis, & Nadeau Sylvie. (2010). Perception of Weight-Bearing Distribution During Sit-to-Stand Tasks in Hemiparetic and Healthy Individuals. *Stroke*, *41*(8), 1704-1708. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.110.589473>
- Caldwell, C., Macdonald, D., Macneil, K., McFarland, K., Turnbull, G. I., & Wall, J. C. (1986). Symmetry of weight distribution in normals and stroke patients using digital weigh scales. *Physiotherapy Practice*, *2*(3), 109-116. <https://doi.org/10.3109/09593988609022429>
- Chantraine, F., Filipetti, P., Schreiber, C., Remacle, A., Kolanowski, E., & Moissenet, F. (2016). Proposition of a Classification of Adult Patients with Hemiparesis in Chronic Phase. *PLOS ONE*, *11*(6), e0156726. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0156726>
- Cheng, P. T., Wu, S. H., Liaw, M. Y., Wong, A. M., & Tang, F. T. (2001). Symmetrical body-weight distribution training in stroke patients and its effect on fall prevention. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *82*(12), 1650-1654. <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.26256>
- Dickstein, R., Hocherman, S., Dannenbaum, E., & Pillar, T. (1989). Responses of ankle musculature of healthy subjects and hemiplegic patients to sinusoidal anterior-posterior movements of the base of support. *Journal of Motor Behavior*, *21*(2), 99-112.
- Dickstein, R., Nissan, M., Pillar, T., & Scheer, D. (1984). Foot-ground pressure pattern of standing hemiplegic patients. Major characteristics and patterns of improvement. *Physical Therapy*, *64*(1), 19-23.
- Freund, H.-J. (1985). The Pathophysiology of Central Paresis. In *Advances in Applied Neurological Sciences. Electromyography and Evoked Potentials* (p. 19-21). https://doi.org/10.1007/978-3-642-70122-1_3

- Genthon, N., & Rougier, P. (2005). Influence of an asymmetrical body weight distribution on the control of undisturbed upright stance. *Journal of Biomechanics*, 38(10), 2037-2049.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.09.024>
- Goldie, P. A., Bach, T. M., & Evans, O. M. (1989). Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 70(7), 510-517.
- Hellström, K., & Lindmark, B. (1999). Peur de tomber chez les patients ayant subi un AVC: une étude de fiabilité. *Clinical Rehabilitation*, 13(6), 509-517.
<https://doi.org/10.1191/026921599677784567>
- Hocherman, S., Dickstein, R., & Pillar, T. (1984). Platform training and postural stability in hemiplegia. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 65(10), 588-592.
- Horak, F. B., Henry, S. M., & Shumway-Cook, A. (1997). Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Physical Therapy*, 77(5), 517-533.
<https://doi.org/10.1093/ptj/77.5.517>
- Horak, Fay B. (1997). Clinical assessment of balance disorders. *Gait & Posture*, 6(1), 76-84.
[https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(97\)00018-0](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)00018-0)
- Howland, J., Peterson, E. W., Levin, W. C., Fried, L., Pordon, D., & Bak, S. (1993). Fear of Falling among the Community-Dwelling Elderly. *Journal of Aging and Health*, 5(2), 229-243.
<https://doi.org/10.1177/089826439300500205>
- Hsu, C.-J., Roth, E. J., Rymer, W. Z., Wu, M., & Kim, J. (2017). Forced Use of the Paretic Leg Induced by a Constraint Force Applied to the Nonparetic Leg in Individuals Poststroke During Walking. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 1545968317740972.
<https://doi.org/10.1177/1545968317740972>
- Jacobi, H., Alfes, J., Minnerop, M., Konczak, J., Klockgether, T., & Timmann, D. (2015). Dual task effect on postural control in patients with degenerative cerebellar disorders. *Cerebellum & Ataxias*, 2. <https://doi.org/10.1186/s40673-015-0025-z>

- Kallio, K., Nilsson-Wikmar, L., & Thorsén, A.-M. (2014). Modified Constraint-Induced Therapy for the Lower Extremity in Elderly Persons With Chronic Stroke: Single-Subject Experimental Design Study. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 21(2), 111-119. <https://doi.org/10.1310/tsr2102-111>
- Kang, K. W., Kim, K., Lee, N. K., Kwon, J. W., & Son, S. M. (2015). Effect of constrained weight shift on the static balance and muscle activation of stroke patients. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(3), 777-780. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.777>
- Karlsson, A., & Frykberg, G. (2000). Correlations between force plate measures for assessment of balance. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 15(5), 365-369.
- Knutsson, E., & Mårtensson, A. (1980). Dynamic motor capacity in spastic paresis and its relation to prime mover dysfunction, spastic reflexes and antagonist co-activation. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 12(3), 93-106.
- Kwakkel, G., & Wagenaar, R. C. (2002). Effect of duration of upper- and lower-extremity rehabilitation sessions and walking speed on recovery of interlimb coordination in hemiplegic gait. *Physical Therapy*, 82(5), 432-448.
- Langhorne, P., Coupar, F., & Pollock, A. (2009). Motor recovery after stroke: a systematic review. *The Lancet Neurology*, 8(8), 741-754.
- Laufer, Y. (2002). Effects of one-point and four-point canes on balance and weight distribution in patients with hemiparesis. *Clinical Rehabilitation*.
- Laufer, Y., Sivan, D., Schwarzmann, R., & Sprecher, E. (2003). Standing Balance and Functional Recovery of Patients with Right and Left Hemiparesis in the Early Stages of Rehabilitation. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 17(4), 207-213. <https://doi.org/10.1177/0888439003259169>
- Levin, M. F., Kleim, J. A., & Wolf, S. L. (2009). What do motor « recovery » and « compensation » mean in patients following stroke? *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23(4), 313-319. <https://doi.org/10.1177/1545968308328727>

- Lewek, M. D., Bradley, C. E., Wutzke, C. J., & Zinder, S. M. (2014). The Relationship between Spatiotemporal Gait Asymmetry and Balance in Individuals with Chronic Stroke. *Journal of Applied Biomechanics*, 30(1), 31-36. <https://doi.org/10.1123/jab.2012-0208>
- Lin, S.-I., & Woollacott, M. H. (2002). Postural Muscle Responses Following Changing Balance Threats in Young, Stable Older, and Unstable Older Adults. *Journal of Motor Behavior*, 34(1), 37-44. <https://doi.org/10.1080/00222890209601929>
- Machado, S., Lattari, E., Paes, F., Rocha, N. B. F., Nardi, A. E., Arias-Carrión, O., ... Campos, C. (2016). Mental Practice Combined with Motor Rehabilitation to Treat Upper Limb Hemiparesis of Post-Stroke Patients: Clinical and Experimental Evidence. *Clinical Practice and Epidemiology in Mental Health: CP & EMH*, 12, 9-13. <https://doi.org/10.2174/1745017901612010009>
- Mackintosh, S. F., Hill, K. D., Dodd, K. J., Goldie, P. A., & Culham, E. G. (2006). Balance score and a history of falls in hospital predict recurrent falls in the 6 months following stroke rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(12), 1583-1589. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.09.004>
- Maki, B. E., Holliday, P. J., & Topper, A. K. (1994). A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *Journal of Gerontology*, 49(2), M72-84.
- Maki, Brian E., Holliday, P. J., & Topper, A. K. (1991). Fear of Falling and Postural Performance in the Elderly. *Journal of Gerontology*, 46(4), M123-M131. <https://doi.org/10.1093/geronj/46.4.M123>
- Mancini, M., & Horak, F. B. (2010). The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European journal of physical and rehabilitation medicine*, 46(2), 239-248.
- Marklund, I., & Klässbo, M. (2006). Effects of lower limb intensive mass practice in poststroke patients: single-subject experimental design with long-term follow-up. *Clinical*

Rehabilitation, 20(7), 568-576. <https://doi.org/10.1191/0269215506cr973oa>

- Mizrahi, J., Solzi, P., Ring, H., & Nisell, R. (1989). Postural stability in stroke patients: vectorial expression of asymmetry, sway activity and relative sequence of reactive forces. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 27(2), 181-190.
- Moseley, A. M., Stark, A., Cameron, I. D., & Pollock, A. (2003). Treadmill training and body weight support for walking after stroke. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, (3), CD002840. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD002840>
- Nelles, G., Spiekermann, G., Jueptner, M., Leonhardt, G., Müller, S., Gerhard, H., & Diener, H. C. (1999). Reorganization of Sensory and Motor Systems in Hemiplegic Stroke Patients: A Positron Emission Tomography Study. *Stroke*, 30(8), 1510-1516. <https://doi.org/10.1161/01.STR.30.8.1510>
- Nichols, D. S. (1997). Balance retraining after stroke using force platform biofeedback. *Physical Therapy*, 77(5), 553-558.
- Nyberg, L., & Gustafson, Y. (1995). Patient falls in stroke rehabilitation. A challenge to rehabilitation strategies. *Stroke*, 26(5), 838-842.
- O'Loughlin, J. L., Robitaille, Y., Boivin, J. F., & Suissa, S. (1993). Incidence of and risk factors for falls and injurious falls among the community-dwelling elderly. *American Journal of Epidemiology*, 137(3), 342-354.
- Rahimzadeh Khiabani, R., Mochizuki, G., Ismail, F., Boulias, C., Phadke, C. P., & Gage, W. H. (2017). Impact of Spasticity on Balance Control during Quiet Standing in Persons after Stroke. *Stroke Research and Treatment*, 2017. <https://doi.org/10.1155/2017/6153714>
- Rodriguez, G. M., & Aruin, A. S. (2002). The effect of shoe wedges and lifts on symmetry of stance and weight bearing in hemiparetic individuals. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(4), 478-482. <https://doi.org/10.1053/apmr.2002.31197>
- Sackley, C. M. (1991). Falls, sway, and symmetry of weight-bearing after stroke. *International Disability Studies*, 13(1), 1-4.

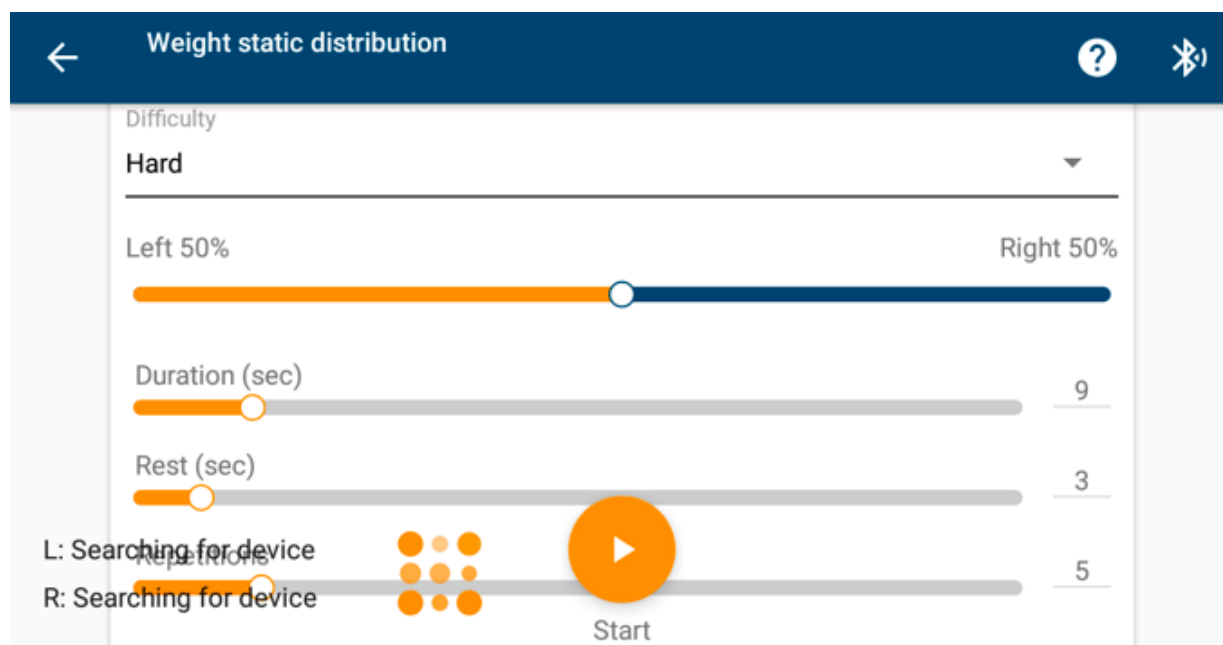
- Sackley, Catherine M. (1990). The relationships between weight-bearing asymmetry after stroke, motor function and activities of daily living. *Physiotherapy Theory and Practice*, 6(4), 179-185. <https://doi.org/10.3109/09593989009048293>
- Shumway-Cook, A., Anson, D., & Haller, S. (1988). Postural sway biofeedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 69(6), 395-400.
- Skoyles, J. R. (2006). Human balance, the evolution of bipedalism and dysequilibrium syndrome. *Medical Hypotheses*, 66(6), 1060-1068. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2006.01.042>
- Société Française des Professionnels en Activité Physique Adaptée. (2018). *Code déontologie de l'enseignant en activités physiques adaptées*. Consulté à l'adresse https://www.google.com/search?q=code+d%C3%A9ontologie+activit%C3%A9+physique+adapt%C3%A9&rlz=1C5CHFA_enFR730FR731&oq=code+d%C3%A9ontologie+activit%C3%A9+physique+adapt%C3%A9&aqs=chrome..69i57.17796j0j4&sourceid=chrome&ie=UTF-8
- Srivastava, A., Taly, A. B., Gupta, A., Kumar, S., & Murali, T. (2009). Post-stroke balance training: Role of force platform with visual feedback technique. *Journal of the Neurological Sciences*, 287(1), 89-93. <https://doi.org/10.1016/j.jns.2009.08.051>
- Taub, E., Uswatte, G., Mark, V. W., & Morris, D. M. M. (2006). The learned nonuse phenomenon: implications for rehabilitation. *Europa Medicophysica*, 42(3), 241-256.
- Taub, E., Uswatte, G., & Pidikiti, R. (1999). Constraint-Induced Movement Therapy: a new family of techniques with broad application to physical rehabilitation--a clinical review. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 36(3), 237-251.
- Taub, Edward. (1980). Somatosensory deafferentation research with monkeys: implications for rehabilitation medicine. *Behavioral Psychology in Rehabilitation Medicine, Clinical Applications*, 371-401.
- Taub, Edward, Uswatte, G., & Elbert, T. (2002). New treatments in neurorehabilitation founded on

- basic research. *Nature Reviews Neuroscience*, 3(3), 228-236. <https://doi.org/10.1038/nrn754>
- Tinetti, M. E. (1986). Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *Journal of the American Geriatrics Society*, 34(2), 119-126.
- Tropp, H., Ekstrand, J., & Gillquist, J. (1984). Factors affecting stabilometry recordings of single limb stance. *The American Journal of Sports Medicine*, 12(3), 185-188. <https://doi.org/10.1177/036354658401200302>
- Tropp, H., & Odenrick, P. (1988). Postural control in single-limb stance. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 6(6), 833-839. <https://doi.org/10.1002/jor.1100060607>
- Tsang, W. W. N., & Hui-Chan, C. W. Y. (2003). Effects of Tai Chi on Joint Proprioception and Stability Limits in Elderly Subjects. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(12), 1962-1971. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000099110.17311.A2>
- Turnbull, G. I., Charteris, J., & Wall, J. C. (1996). Deficiencies in standing weight shifts by ambulant hemiplegic subjects. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 77(4), 356-362.
- Tyson, S. F., Hanley, M., Chillala, J., Selley, A., & Tallis, R. C. (2006). Balance Disability After Stroke. *Physical Therapy*, 86(1), 30-38. <https://doi.org/10.1093/ptj/86.1.30>
- Visser, J. E., Carpenter, M. G., van der Kooij, H., & Bloem, B. R. (2008). The clinical utility of posturography. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 119(11), 2424-2436. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2008.07.220>
- Wolf, S. L., Barnhart, H. X., Kutner, N. G., McNeely, E., Coogler, C., & Xu, T. (1996). Reducing frailty and falls in older persons: an investigation of Tai Chi and computerized balance training. Atlanta FICSIT Group. Frailty and Injuries: Cooperative Studies of Intervention Techniques. *Journal of the American Geriatrics Society*, 44(5), 489-497.
- Wu, G. (2002). Evaluation of the Effectiveness of Tai Chi for Improving Balance and Preventing Falls in the Older Population—A Review. *Journal of the American Geriatrics Society*, 50(4), 746-754. <https://doi.org/10.1046/j.1532-5415.2002.50173.x>

Zhu, Y., Zhou, C., Liu, Y., Liu, J., Jin, J., Zhang, S., ... Wu, Y. (2016). Effects of modified constraint-induced movement therapy on the lower extremities in patients with stroke: a pilot study. *Disability and Rehabilitation*, 38(19), 1893-1899.
<https://doi.org/10.3109/09638288.2015.1107775>

Annexe

Annexe 1 : Capture d'écran des réglages possible pour un exercice de distribution du transfert du poids sur plateforme de force K-Force Plates.



Index :

(CI)	10 -, - 22 -	membre inférieur .-	1 -, - 2 -, - 3 -, - 4 -, - 5 -, - 19 -, - 21 -, - 23 -, - 24 -, - 25 -, - 26 -, - 27 -
Activité Physique Adaptée	1, - 3 -, - 19 -	-	membre non parétique -
asymétries			1 -, - 3 -, - 13 -, - 14 -, - 21 -, - 25 -, - 27 -
asymétries posturales-	1 -, - 2 -, - 4 -, - 21 -, - 23 -, - 28 -, - 1 -		membre parétique-
Charge idéale			1 -, - 2 -, - 3 -, - 7 -, - 9 -, - 10 -, - 12 -, - 13 -, - 14 -, - 15 -, - 16 -, - 20 -, - 21 -, - 22 -, - 24 -, - 25 -, - 26 -, - 27 -, - 28 -, - 1 -
CI.....	3, - 10 -, - 15 -, - 21 -		musculaire
Charge Idéale.....	10 -, - 11 -, - 22 -		faiblesse musculaire .-
CI.....	10 -, - 11 -, - 15 -, - 22 -, - 23 -, - 24 -		3 -, - 4 -, - 7 -, - 21 -, - 22 -, - 23 -, - 26 -, - 27 -, - 28 -
condition spontanée.....	7 -, - 10 -, - 12 -		non utilisation posturale
contrôle postural.....	1 -, - 21 -, - 28 -		7 -
distribution du poids du corps	3, - 2 -, - 3 -, - 8 -, - 14 -, - 19 -, - 20 -, - 21 -, - 22 -, - 23 -, - 26 -, - 28 -		position bipodale
équilibre...3, - 1 -, - 12 -, - 19 -, - 20 -, - 21 -, - 22 -, - 23 -, - 26 -, - 27 -, - 28 -, - 29 -, - 1 -			3, - 10 -, - 11 -, - 12 -, - 22 -, - 28 -
évaluation			position bipodale spontanée
évaluations.3, - 3 -, - 4 -, - 7 -, - 19 -, - 20 -, - 25 -, - 26 -, - 28 -, - 29 -, - 1 -			10 -
hémiparétiques	3, - 1 -, - 3 -, - 4 -, - 19 -, - 20 -, - 21 -, - 22 -, - 26 -, - 27 -, - 1 -		position unipodale
instabilités.....	1 -, - 19 -, - 25 -, - 27 -		3, - 8 -, - 9 -, - 10 -, - 12 -, - 13 -, - 20 -, - 23 -, - 26 -, - 27 -

Résumé

Objectif : Les patients hémiparétiques présentent souvent des asymétries de la distribution du poids du corps. L'objectif de cette étude était de proposer une évaluation permettant de quantifier la non utilisation posturale chez les sujet hémiparétique. La non utilisation posturale pourrait être une des causes des asymétries de transfert de poids que l'on retrouve chez ces sujets.

Méthode : 11 patients hémiparétiques et 11 sujets sains ont été testé sur une plateforme de force. Ils sont testés en condition bipodal et en condition unipodal pendant 15 secondes. La charge idéale et la non utilisation posturale sont calculées par la suite.

Résultats : La charge idéale était inférieure dans le groupe expérimental en condition genoux tendus ($p = <.001$) et en condition genoux fléchis ($p = .004$). La non utilisation posturale est significativement différente dans le groupe expérimental en condition genoux tendus ($p = .046$) et en condition genoux fléchis ($p = .045$).

Conclusion : Cette étude exploratoire a permis de mettre en avant que les sujets hémiparétiques sont exposés à un risque de développer de la non utilisation posturale, provoquant des asymétries de distribution du poids importantes.

Mots clés : Non utilisation, hémiparétique, stabilométrie, équilibre, asymétries.

Resume :

Objective : Hemiparetics patients often have weight bearing asymmetries. The purpose of this study was to suggest a quantify evaluation of postural non use. The postural non use could be one of causes of weight bearing asymmetries.

Method : 11 hemipaetics patients and 11 healthy subjects had tested on a force platform in bipedal position and one leg stand position during 15 seconds. The ideal load and postural non use were caculated.

Results : The ideal load was inferior in the experimental group with stretched knees ($p = <.001$) and with bent knees ($p = .004$). The postural non use was significantly different in the experimental group with stretched knees ($p = .046$) and with bent knees ($p = .45$).

Conclusion : This exploratory study permitted to prove that postural non use is frequent in hémiparetics population and induce important weight bearing asymmetries.

Key words : Non use, hémiparetics, stabilometry, balance, asymmetries.