



Université Paris Sud - UFR STAPS

Laboratoire d'analyse du mouvement, CMPR LADAPT Loiret, AMILLY

MEMOIRE de RECHERCHE
pour l'obtention du Master 2^{ième} année
en Sciences de la Motricité
Spécialité « Contrôle Moteur »

Co CONTRACTIONS DU PATIENT HEMIPARETIQUE
INFLUENCE DE LA PATHOLOGIE,
DE LA MODALITE D'EXERCICE
ET EVALUATION

Présenté par :

Céline COFFINEAU

Sous la direction de
Annabelle COUILLANDRE, MCU, Université Paris Ouest
et Nicol : LAMPIRE, Docteur en biomécanique, CMPR LADAPT Loiret

Année 2015

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier toutes les personnes qui ont apporté leur soutien et leur contribution dans la réalisation de ce mémoire, en particulier :

- **Annabelle Couillandre**, *MCU à l'Université Paris Ouest, Directrice de l'IRFMK d'Orléans*, pour avoir accepté d'encadrer mon projet, pour m'avoir habilement guidée tout au long de ce travail ;
- **Nicolas Lampire**, *Docteur en Biomécanique, responsable du Laboratoire d'Analyse du mouvement du CMPR L'ADAPT Loiret*, pour avoir soutenu mon projet de recherche, pour m'avoir accueillie en stage au laboratoire, pour sa disponibilité, son aide précieuse et son regard juste à chaque étape de la mise en œuvre, notamment dans le traitement des données ;
- **Dr Jean Chapus**, *Médecin Chef du CMPR L'ADAPT Loiret, spécialiste en Médecine Physique et Réadaptation*, pour m'avoir fait confiance et m'avoir permis de réaliser mon stage de mémoire dans des conditions idéales ;
- Les **Patients** du CMPR L'ADAPT Loiret qui ont accepté de participer à ce travail et les **Sujets Sains** qui se sont portés volontaires, sans qui cette étude n'aurait pu avoir lieu ;
- Mes proches pour leur compréhension, leur patience et leur soutien sans faille.

RESUME

INTRODUCTION : Cette étude visait à comparer les co contractions chez des sujets hémiplégiques (SH) et sains (SS), à comparer les co contractions chez des SH entre une modalité d'exercice analytique et la marche et à rechercher la corrélation entre les données des examens cliniques et les co contractions.

METHODE : L'activité musculaire des fléchisseurs et extenseurs du genou était enregistrée par EMG de surface lors d'exercices analytiques et lors de la marche en phase oscillante. Le calcul d'indice de co contraction (ICC), en durée et en amplitude, à partir des données EMG permettait la comparaison entre les 2 groupes et les 2 modalités.

RESULTATS : 12 SH et 11 SS ont été inclus. Les paramètres spatio-temporels et cinématiques étaient diminués chez les SH ($p<0,05$). Les ICC ne différaient pas entre SH et SS, mais différaient chez les SH entre les 2 modalités ($p<0,05$). Les données des examens cliniques n'étaient pas corrélées avec les ICC.

DISCUSSION : Les résultats observés plaident en faveur d'une rééducation plus fonctionnelle, moins analytique, pour améliorer la marche des patients hémiplégiques. Les données des examens cliniques ne renseignent pas sur l'intensité et la durée des co contractions.

MOTS CLES : Accident vasculaire cérébral ; Co contraction ; Marche ; Rééducation.

SUMMARY

INTRODUCTION: The aim of this study was first to compare co contractions among hemiparetic (SH) and healthy (SS) subjects, then to compare co contractions in SH between an analytic exercise modality and gait and finally to investigate correlation between clinical examinations and co contractions.

METHOD: Muscular activity of knee flexors and extensors was recorded by surface EMG in analytic exercises and in the swing phase of gait. Co contraction index in duration and in magnitude was calculated from EMG data allowed the comparison between the 2 groups and the 2 modalities.

RESULTS: 12 SH and 11 SS were included. Spatio-temporal and kinematic parameters were decreased in SH ($p<0.05$). ICC did not differ between SH and SS, but differed between modalities in SH ($p<0.05$). Data from clinical examinations were not correlated with ICC.

DISCUSSION: Those results could promote of a more functional and less analytic rehabilitation to improve gait in hemiparetic patients. Data from clinical examinations do not provide information in co contraction intensity and duration.

KEY WORDS: Stroke ; Co contraction ; Gait ; Rehabilitation.

SOMMAIRE

Remerciements	II
Résumé	III
Summary	III
Sommaire	IV
1 Préambule.....	1
1.1 AVC et hémiplégie	1
1.2 Constats de terrain.....	1
2 Introduction	3
2.1 Bases neurophysiologiques du mouvement	3
2.2 Perturbations motrices après un AVC	5
2.2.1 Parésie.....	5
2.2.2 Activités musculaires inappropriées	6
2.2.3 Conséquences sur la marche	7
2.3 Revue de littérature	7
2.3.1 Marche et examens cliniques conventionnels.....	8
2.3.2 Marche et force musculaire	8
2.3.3 Marche et co contraction spastique.....	9
2.3.4 Exercices analytiques et co contractions	9
2.3.5 Marche et exercices analytiques	10
2.4 Problématique, objectifs et hypothèses	10
3 Méthode et population.....	12
3.1 Population étudiée	12
3.2 Protocole d'évaluation	13
3.2.1 Examen clinique	14
3.2.2 Etude des co contractions	14

3.2.3	Description des mesures prises pour éviter les biais	21
3.3	Analyse statistique	21
3.3.1	Traitements des données manquantes	21
3.3.2	Comparaison de moyennes	21
3.3.3	Tests de corrélation	22
3.3.4	Logiciel	22
4	Résultats	23
4.1	Description de l'échantillon recueilli	23
4.1.1	Caractéristiques générales de la population étudiée	23
4.1.2	Caractéristiques spécifiques des sujets hémiplégiques	23
4.2	Description des données recueillies	24
4.2.1	Comparaison des données entre SH et SS	24
4.2.2	Comparaison des ICC entre les deux conditions chez les SH	25
4.2.3	Etude des corrélations entre examen clinique et ICC chez les SH	26
5	Discussion	27
5.1	Méthodologie	27
5.2	Comparaison des données entre SH et SS	29
5.3	Comparaison des ICC des SH entre les deux modalités	32
5.4	Etude des corrélations entre examen clinique et ICC à la marche	35
6	Conclusion	37
	Bibliographie	38
	Annexes	44
	Annexe 1: Echelles d'évaluation utilisées au cours de l'examen clinique	44
	Annexe 2 : Lettre d'information et Formulaire de consentement	45
	Annexe 3: Caractéristiques de la population	47

1 PREAMBULE

1.1 AVC ET HEMIPLEGIE

Le Ministère de la Santé définit l'accident vasculaire cérébral (AVC) comme « l'obstruction ou la rupture d'un vaisseau transportant le sang dans le cerveau. Il en résulte un manque d'apport d'oxygène mettant en danger le fonctionnement d'une ou plusieurs zones du cerveau ». Selon l'HAS, l'AVC touche environ 130 000 patients chaque année. Environ 40 000 d'entre eux décèdent et 30 000 gardent de lourdes séquelles. Dans 80 à 85% des cas l'AVC est d'origine ischémique (obstruction d'un vaisseau), dans 15 à 20% des cas il est d'origine hémorragique (rupture d'un vaisseau) (INSERM).

En France, l'AVC est la première cause de handicap non traumatique (HAS). Dans la majorité des cas, ce handicap se traduit par un déficit moteur et/ou sensitif de l'hémicorps contralatéral à la lésion cérébrale communément appelé hémiplégie (déficit complet) ou hémiplégie (déficit incomplet).

Le déficit moteur est lié à une altération de la commande volontaire, engendrant une perte de force musculaire, et à l'apparition d'une motricité pathologique dont nous détaillerons ultérieurement les différentes composantes.

La constitution d'un AVC est une urgence neurologique engageant le pronostic vital. Il nécessite une hospitalisation et des investigations (scanner, IRM) permettant de poser le diagnostic et, éventuellement de déterminer la cause de l'AVC (anomalie du rythme cardiaque, hypertension artérielle, excès de cholestérol...). A la suite de cette phase dite « aigue », les patients atteints d'une hémiplégie ou d'une hémiplégie sont le plus souvent orientés vers des structures de soins de suite et réadaptation (SSR) pour leur permettre de recouvrer une autonomie maximale. L'objectif principal de la rééducation du membre inférieur des patients victimes d'un AVC est la récupération d'une marche sécurisée, efficace et proche de la norme.

1.2 CONSTATS DE TERRAIN

La rééducation du patient hémiplégique vasculaire à la marche se partage entre des exercices analytiques (sur table) et fonctionnels (équilibre, marche). Or, les rééducateurs constatent fréquemment des discordances entre les capacités motrices des patients hémiplégiques lors d'exercices analytiques et lors de mises en situations fonctionnelles.

La capacité à mobiliser activement une articulation lors des exercices analytiques peut être supérieure à celle observée lors des mises en situations fonctionnelles. Citons deux exemples afin d'illustrer ce constat :

- Lors d'exercices sur table, le patient est capable de réaliser une flexion dorsale active volontaire de cheville, mais lors des exercices de marche, la flexion dorsale de cheville en phase oscillante est insuffisante et entraîne un « steppage » (exagération de la flexion de hanche lors de la phase oscillante afin de compenser un déficit de flexion dorsale de cheville). Plusieurs hypothèses peuvent alors être émises. Il peut exister un frein à l'action des fléchisseurs dorsaux de cheville : les extenseurs peuvent être recrutés de manière inappropriée par une incoordination motrice des muscles agonistes et antagonistes. Nous pouvons également supposer que les conditions de recrutement des fléchisseurs dorsaux de cheville sont modifiées par la situation motrice complexe qu'est la marche.
- Un exemple similaire peut-être évoqué pour l'articulation du genou. Lors d'exercices analytiques sur table, le patient est capable de réaliser volontairement une flexion du genou tandis qu'à la marche en phase oscillante, la flexion du genou est déficiente et le patient marche avec un « genou raide ». Nous pouvons supposer que la flexion du genou est contrariée par une activité inappropriée des muscles antagonistes notamment le chef droit fémoral du muscle quadriceps.

Dans d'autres cas le recrutement d'un groupe musculaire lors des exercices analytiques peut être faible voire absent tandis qu'il est observable lors des mises en situations fonctionnelles. Les deux exemples suivants peuvent, là encore, illustrer notre constat :

- Lors d'exercices sur table le patient n'est pas en mesure de réaliser une contraction volontaire des muscles extenseurs du genou, mais lors de la marche, il est capable de maintenir activement son genou en extension en phase portante.
- Dans certains cas, le patient est incapable de réaliser une flexion dorsale de cheville de manière isolée, tandis que lors d'un mouvement combiné de triple flexion du membre inférieur ou lors de la phase oscillante de la marche, la flexion dorsale est présente. L'hypothèse formulée peut être celle d'un automatisme de marche permettant un recrutement « réflexe » des muscles parésiés.

En tant que rééducateur, nous nous interrogeons constamment sur l'efficacité des techniques employées pour atteindre un objectif. Par conséquent, au vu des constats évoqués précédemment, les exercices dits « analytiques » sont-ils pertinents et indispensables pour améliorer les capacités de marche des patients hémiparétiques ?

2 INTRODUCTION

La réponse à cette question se décompose en plusieurs étapes. Dans le cadre de notre travail de recherche, nous nous sommes dans un premier temps intéressés aux connaissances actuelles sur la neurophysiologie du mouvement chez des sujets sains, puis sur ses perturbations consécutives à un AVC. Enfin nous avons tenté de recenser dans la littérature les articles mettant en lien des capacités analytiques et la marche.

2.1 BASES NEUROPHYSIOLOGIQUES DU MOUVEMENT

(Richard et Orsal, 2001)

La production d'un mouvement peut résulter de divers circuits de commande du système nerveux central : motricité volontaire, motricité réflexe, motricité dite automatique ou activité rythmique. Ces motricités régulées et coordonnées émergent de différentes structures anatomiques.

Le mouvement volontaire est un acte moteur conscient, plus ou moins dirigé vers un but. Il est élaboré en 3 étapes : l'identification du but, la programmation des contractions musculaires et l'exécution et le contrôle du mouvement.

Plusieurs aires corticales frontales interviennent dans la commande motrice volontaire : le programme moteur est élaboré au niveau de l'Aire Pré Motrice (APM) et de l'Aire Motrice Supplémentaire (AMS), puis transmis à l'Aire Motrice primaire (AMI) responsable de l'exécution du mouvement. Les noyaux gris de la base interviennent dans la programmation du mouvement, mais leur rôle exact est encore mal identifié. Le putamen semble notamment intervenir dans le contrôle moteur. De l'aire motrice primaire émergent de grandes voies nerveuses constituées d'axones de cellules pyramidales dont la voie cortico-spinale (ou faisceau pyramidal). Au niveau du bulbe rachidien, 80% des fibres du faisceau pyramidal croisent la ligne médiale, et acheminent la commande motrice vers l'hémicorps controlatéral : il s'agit du faisceau pyramidal latéral qui innervé préférentiellement les muscles proximaux et distaux des membres. Les 20% restants acheminent la commande motrice vers l'hémicorps ipsilateral : il s'agit du faisceau pyramidal ventral qui innervé préférentiellement les muscles axiaux. Dans la moelle épinière, l'influx nerveux qui transmet la commande motrice centrale est relayé des fibres du faisceau pyramidal vers les motoneurones alpha. Ces motoneurones alpha, responsables de la contraction, reçoivent donc des potentiels post synaptiques inhibiteurs ou excitateurs émanant des aires motrices. Ils assurent la transmission de l'influx

nerveux de la moelle épinière vers l'effecteur musculaire via les nerfs du système nerveux périphérique.

La moelle épinière est le siège d'autres formes de motricité :

- Une motricité réflexe responsable des réflexes spinaux, extrinsèques ou intrinsèques. Les réflexes extrinsèques comprennent le réflexe de flexion et le réflexe d'extension croisée. Ils ont un rôle de protection. Les réflexes intrinsèques contrôlent la contraction musculaire. Le réflexe myotatique asservit le muscle en longueur par l'intermédiaire du fuseau neuromusculaire ; l'inhibition autogénique asservit le muscle en force par l'intermédiaire des organes tendineux de Golgi.
- Une activité motrice rythmique d'un ou plusieurs réseaux de neurones spécialisés appelés Générateur Spinal de Marche (GSM). En condition expérimentale, chez l'animal, ces réseaux de neurones fonctionnent de manière autonome après un déclenchement contrôlé par des boucles supra spinales. L'exécution de cette activité rythmique stéréotypée peut être adaptée par des boucles de contrôle en réponse aux informations sensorielles extéroceptives (cutanées) et proprioceptives.

Le cortex moteur est en permanence informé des conséquences du mouvement par l'intermédiaire des voies de la sensibilité générale, du cortex associatif et du globus pallidus (appartenant aux noyaux gris centraux). Il est ainsi capable d'adapter l'intensité de la contraction musculaire.

L'exécution des activités motrices est contrôlée par le cervelet qui compare, régule, module et réorganise les commandes. Cette coordination des informations permet l'optimisation de l'efficacité des mouvements. Le cervelet spinal contrôle l'activité posturale et l'exécution du mouvement ; le cervelet cérébral participe à la programmation motrice, le cervelet vestibulaire contrôle les réactions d'équilibre et le mouvement des yeux.

En position debout, l'exécution d'un mouvement induit une perturbation de l'équilibre postural des sujets. Pour contrôler et maintenir leur posture, ces sujets doivent pouvoir s'adapter aux conséquences biomécaniques du mouvement en les anticipant ou en les compensant. Le contrôle de la posture fait intervenir les centres du tronc cérébral qui permettent la lutte contre la gravité, le maintien de l'équilibre du corps immobile et le maintien du corps lors de mouvements ou de déplacements. Le tronc cérébral intervient, avec le vestibule, dans la régulation du tonus musculaire qui permet notamment la lutte contre

l'action de la gravité. Il intervient également dans le contrôle des ajustements posturaux anticipateurs ou des ajustements posturaux compensateurs. Le système réticulaire coordonne la posture et l'exécution des mouvements grâce à système activateur descendant pontique et un système inhibiteur descendant bulbaire. Le contrôle de la posture est plus ou moins important selon la position adoptée par le sujet lors de l'exécution du mouvement. En position allongée, le maintien de la posture est quasi inexistant, il augmente en position assise par l'action de la gravité et atteint son maximum en position debout et notamment lors de la marche (*Figure 1*).

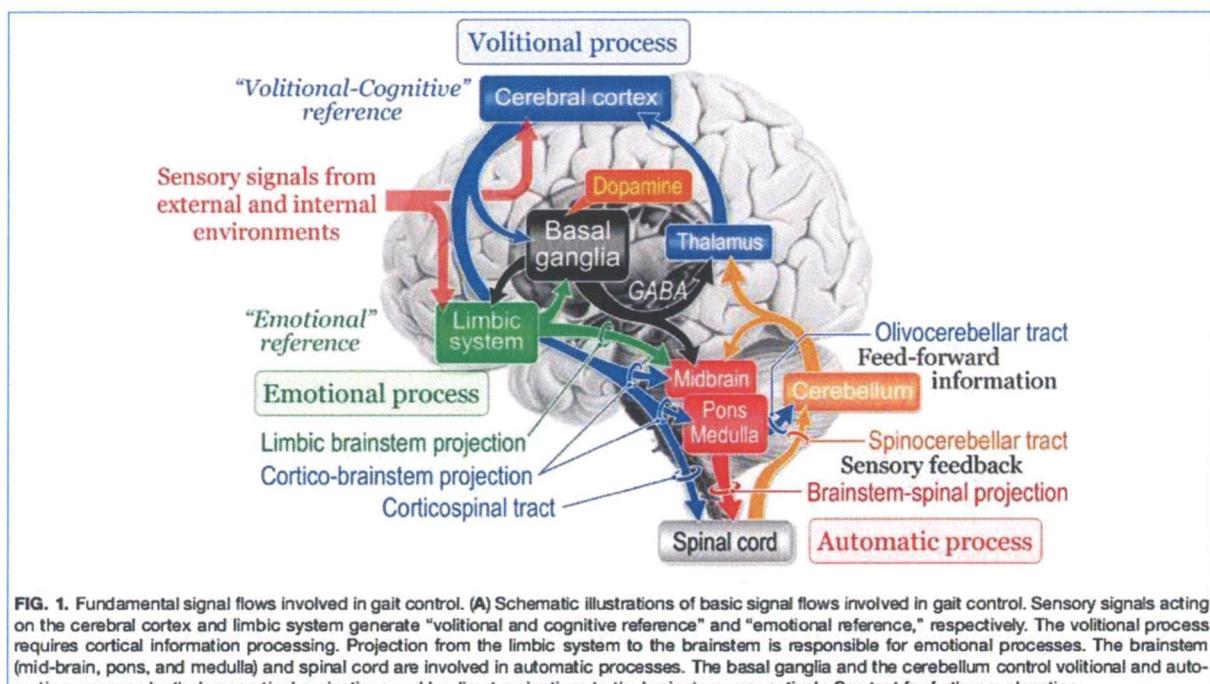


Figure 1 : Principales structures cérébrales mises en jeu dans le contrôle de la marche et leurs interactions (d'après Takakusaki, 2013)

En fonction de sa localisation et de son étendue, l'AVC vient perturber le fonctionnement habituel des différentes structures et des différents circuits décrits précédemment.

2.2 PERTURBATIONS MOTRICES APRES UN AVC

2.2.1 PARESIE

L'AVC crée une lésion cérébrale le plus souvent unilatérale entraînant une interruption de la conduction des voies motrices descendantes.

La commande volontaire du mouvement n'est plus relayée vers les effecteurs (muscles) controlatéraux à la lésion cérébrale ; on évoque alors un tableau d'hémiplégie (absence de

transmission de la commande volontaire) ou d'hémiparésie (diminution de la transmission de la commande volontaire). La diminution de la commande volontaire entraîne une diminution du recrutement des unités motrices qui engendre une diminution de la force musculaire alors que les muscles agonistes du mouvement sont sains. La force musculaire est insuffisante pour accomplir le mouvement désiré. La perte de force musculaire est rapidement majorée par la sous utilisation des membres parétiques (Gracies, 2005a).

2.2.2 ACTIVITES MUSCULAIRES INAPPROPRIÉES

Outre une altération centrale de la commande motrice, l'AVC entraîne l'apparition d'une motricité pathologique ou hyperactivité musculaire définie par une « augmentation involontaire du recrutement des unités motrices » (Gracies, 2005b). Cette hyperactivité s'exprime notamment par des activités musculaires inappropriées. Dans la pratique, le terme de spasticité englobe souvent différents types de manifestations. Dans la littérature, chaque forme d'hyperactivité est clairement définie.

SPASTICITE

Yelnik et al. (2010), définissent la spasticité comme une « augmentation vitesse-dépendante du réflexe myotatique à l'étirement ». La spasticité se manifeste au repos, comme une réponse musculaire excessive lors de l'étirement d'un muscle (Gracies, 2005b).

DYSTONIE SPASTIQUE

Pour Denny-Brown (dans Yelnik et al. 2010), la dystonie spastique est « une activité musculaire tonique chronique présente dans un contexte de spasticité ». Elle est présente spontanément sans facteur déclenchant (Gracies, 2005b).

SYNCINESIE

La syncinésie est une contraction involontaire d'un muscle ou d'un groupe de muscle apparaissant alors qu'un autre mouvement est effectué.

CO CONTRACTION SPASTIQUE

La co contraction spastique est définie comme « un niveau d'activation musculaire involontaire excessive de l'antagoniste lors d'une commande volontaire sur un muscle agoniste » (Gracies, 2005b). Elle serait probablement due à un mauvais cheminement de la conduction supra spinale. Elle entraîne une diminution de la mobilité articulaire active. Pour Knutsson et al. (1979, dans Yelnik et al. 2010), lors de la marche du sujet hémiplégique la co

contraction spastique présente sur les fléchisseurs et extenseurs du genou en phase oscillante restreint la mobilité du genou.

2.2.3 CONSEQUENCES SUR LA MARCHE

En phase subaigüe (6 premiers mois après l'AVC), les patients atteints d'une hémiplégie ou d'une hémiparésie, sont orientés vers des structures de soins de suite et réadaptation (SSR) afin d'y retrouver une autonomie maximale. La parésie et les activités musculaires inappropriées impactent les capacités fonctionnelles des patients. L'objectif principal est la récupération d'une marche la plus autonome et la plus fonctionnelle possible.

Balaban et Tok (2014), Nadeau et al. 2013, Viel (2000), Richards et al. 1999 et Olney et Richards (1996) résument les troubles de la marche des sujets victimes d'un AVC.

D'un point de vue spatio-temporel, ils rapportent :

- une diminution de la vitesse de marche,
- une diminution de la longueur de pas du côté hémiplégique,
- une augmentation de la durée de la phase portante du côté « sain » et de la durée du double appui.

D'un point de vue cinématique, dans le plan sagittal, les éléments retrouvés sont :

- une insuffisance de flexion (phase oscillante) et de l'extension de hanche (phase portante),
- une insuffisance de flexion de genou (phases oscillante et portante), voire un recurvatum en phase portante,
- une insuffisance de flexion plantaire (phase portante) et un excès de flexion plantaire (phase oscillante).

2.3 REVUE DE LITTERATURE

Les constats « de terrain » abordés en préambule amènent un questionnement quant au lien éventuel entre les capacités motrices analytiques (examen clinique, exercices de rééducation) et les capacités fonctionnelles telles que la marche. La réponse à ce questionnement pourrait permettre d'évaluer la pertinence des exercices, analytiques ou fonctionnels, proposés lors des séances de rééducation.

2.3.1 MARCHE ET EXAMENS CLINIQUES CONVENTIONNELS

Grâce à des évaluations cliniques analytiques reconnues à l'échelle internationale, les médecins et les rééducateurs quantifient les déficits de force musculaire (cotation de Held et Pierrot-Desseiligny - HPD; Medical Research Council - MRC) et la spasticité (échelle d'Ashworth modifiée) *Annexe 1*. Ces évaluations permettent de quantifier et de suivre l'évolution des patients atteints de déficits d'origine neurologique sur un plan analytique. Conventionnellement, ces évaluations sont réalisées en position allongée ou assise.

Plusieurs études chez des sujets hémiparétiques démontrent une corrélation entre la vitesse de marche et la force musculaire du membre inférieur parétique. Certaines se basent sur l'évaluation MRC (Pradon et al. 2013), d'autres sur un test maximal isométrique (Courbon et al. 2006 ; Bohannon et Andrews, 1990). En 2013, Chisholm et al. montrent également une corrélation entre un paramètre qualitatif de la marche, le steppage, et la force musculaire des releveurs du pied. La force musculaire du côté parétique semble donc corrélée à la vitesse et à la qualité de marche de marche.

Dès 1975, Norton et al. s'interrogent sur une éventuelle corrélation entre la vitesse de marche et l'évaluation analytique de la spasticité chez des sujets hémiparétiques. Les études successives retrouvées dans la littérature s'accordent sur le fait que la vitesse de marche n'est pas corrélée à la spasticité retrouvée lors de tests analytique (Pradon et al. 2013 ; Bohannon et Andrews, 1990 ; Nakamura et al. 1985 ; Norton et al. 1975). Concernant la qualité de la marche, deux travaux relatent des résultats contraires. Pour Geertsen et al. (2015) la spasticité du triceps sural n'est pas corrélée avec les données cinématiques de la cheville, tandis que pour Chisholm et al. (2013) la spasticité du triceps est corrélée au steppage.

2.3.2 MARCHE ET FORCE MUSCULAIRE

Dans la littérature, de nombreux articles ont mis en évidence un lien entre la force musculaire après un AVC et l'autonomie à la marche ou la vitesse de marche. En 1985, Nakamura et al. ont rapporté que la capacité de marche est corrélée à la force maximale isocinétique des extenseurs du genou à vitesse rapide. Courbon et al. (2006), ont montré, chez une population de 20 sujets hémiplégiques, que les capacités de marche sont corrélées à la force musculaire et à la déficience motrice (Fugl-Meyer Scale). Pour Bohannon et Andrews (1990) et Pradon et al. (2013), la vitesse de marche est corrélée à la force musculaire du membre inférieur parétique. Il existerait donc un lien entre une capacité analytique, évaluée au travers de divers tests de force musculaire (isométriques, isocinétiques, cliniques...), et les capacités de

marche. D'après ces travaux, il semble donc pertinent de proposer aux patients, par exemple, des exercices de renforcement musculaire dans le but d'améliorer leurs capacités de marche.

2.3.3 MARCHE ET CO CONTRACTION SPASTIQUE

La co contraction est un phénomène normal chez des sujets sains. Elle interviendrait lorsque l'action est incertaine ou lors des ajustements posturaux. Elle permettrait la précision du mouvement et stabilisation dynamique des articulations (Rosa, 2014). Chez les patients hémiparétiques, les co contractions sont exagérées et/ou inadaptées : le terme de co contraction spastique est alors employé.

Un nombre non négligeable d'articles étudie le phénomène de co contraction spastique autour de l'articulation de la cheville lors de la marche. Chez le sujet hémiplégique, les co contractions sont augmentées au niveau de la cheville parétique (Chow et al. 2012) et du côté non parétique (Lamontagne et al. 2000) lors de la phase de double appui. Ceci pourrait constituer une adaptation afin d'augmenter la stabilité posturale lors de la marche. En revanche, en phase de simple appui du côté parétique, les co contractions sont diminuées par rapport à des sujets sains pour Lamontagne et al. (2000) et augmentées pour Silva et al. (2012). Les auteurs ont observé une diminution de la durée de la phase oscillante mais celle-ci n'est pas associée avec des co contractions excessives des antagonistes, ni avec une spasticité des fléchisseurs plantaires (Lamontagne et al. 2002). Den Otter et al. (2006) ont montré, chez des sujets hémiplégiques, qu'une amélioration des capacités de marche au cours de plusieurs mois de rééducation ne modifiait pas les patterns de co contraction lors de la marche. L'étude des activités musculaires lors de la marche, notamment l'étude des co contractions, permet d'observer les modifications des patterns d'activation musculaire et d'analyser les adaptations des sujets hémiparétiques à leurs nouvelles capacités motrices.

Les co contractions autour du genou lors de la marche sont moins étudiés. Selon Detrembleur et al. (2003), et Den Otter et al. (2006, 2007), l'indice de co contraction des muscles fléchisseurs et extenseurs du genou lors de la marche des sujets hémiparétiques est augmenté par rapport à des sujets sains.

2.3.4 EXERCICES ANALYTIQUES ET CO CONTRACTIONS

Les phénomènes de co contraction lors d'activités analytiques (examen clinique, évaluation instrumentale, exercices de rééducation) ont été également étudiés chez des sujets hémiparétiques. En position assise, selon certains auteurs les co contractions du membre

inférieur parétique ne seraient pas augmentées autour du genou (Newham et Hsiao, 2001 ; Davies et al. 1996) et autour de la cheville (Klein et al. 2010 et 2013). Pour d'autres, Les co contractions seraient augmentées autour du genou (Knutsson et Martensson, 1980 ; McLellan, 1977) et sur les fléchisseurs plantaires de cheville (Levin et Hui-Chan, 1994).

La comparaison ou la corrélation entre les co contractions observées en analytique et les capacités de marche ou les co contractions à la marche n'a pas été effectuée.

2.3.5 MARCHE ET EXERCICES ANALYTIQUES

En 1999, Yelnik et al. ont comparé, chez des sujets hémiplégiques, l'hyper réactivité musculaire des muscles du genou et de la cheville en position assise et à la marche grâce à des tests cliniques. Ils ont démontré que la spasticité observée en position assise n'entraînait pas systématiquement de limitation lors de la marche.

En revanche, aucune publication ne compare les capacités motrices et les adaptations motrices des patients hémiplégiques lors d'exercices analytiques de rééducation et lors de la marche.

2.4 PROBLEMATIQUE, OBJECTIFS ET HYPOTHESES

Notre démarche était proche de la problématique abordée par Yelnik et al. (1999) analysant une situation motrice analytique et une situation motrice fonctionnelle, en y introduisant l'observation des activités musculaires et notamment des phénomènes de co contraction.

Ce travail visait à étudier chez des sujets hémiparétiques vasculaires le recrutement et la coordination des groupes musculaires moteurs du genou lors d'exercices analytiques et lors de la marche.

Trois axes d'étude ont été choisis pour répondre à cette problématique :

- Dans un premier temps, nous avons souhaité corroborer nos données en comparant les phénomènes de co contractions à la marche et lors d'exercices analytiques d'une population de sujets hémiparétiques à un groupe témoin de sujets sains.
 - *Hypothèse : Les co contractions observées lors de la marche et lors d'exercices analytiques, chez les sujets hémiparétiques, seraient être augmentées du fait d'une commande motrice affaiblie et inadaptée.*

- Dans un second temps, notre démarche visait à comparer, dans la population de sujets hémiplégiques, l'influence de la modalité d'exercices (analytiques et marche) sur les co contractions.
 - *Hypothèse : La situation de marche impliquant un maintien postural plus important que la situation analytique augmenterait les phénomènes de co contraction.*
- Dans un troisième et dernier temps, notre volonté était d'étudier l'existence d'une éventuelle corrélation entre les tests effectués lors des bilans cliniques conventionnels et les co contractions lors de la marche des sujets hémiplégiques.
 - *Hypothèse : Si les co contractions sont augmentées à la marche, les bilans cliniques analytiques conventionnels ne reflèteraient pas les capacités fonctionnelles à la marche.*

3 METHODE ET POPULATION

3.1 POPULATION ETUDIEE

La comparaison entre les activités musculaires dans des exercices analytiques et à la marche n'a pas été étudiée jusqu'à maintenant, il n'était pas possible calculer avec précision un nombre de sujets à inclure.

Il s'agissait donc d'une étude préliminaire pour laquelle il semblait envisageable de recruter 10 sujets hémiplégiques et 10 sujets sains.

Les sujets inclus dans l'étude étaient des patients hémiparétiques hospitalisés au CMPR L'ADAPT Loiret à Amilly suite à un accident vasculaire cérébral, auxquels un examen d'analyse quantifiée du mouvement (AQM) a été proposé.

CRITERES D'INCLUSION

- Hémiplégie d'origine vasculaire,
- Capacités cognitives permettant la compréhension des consignes,
- Marche possible avec ou sans aide technique sur au moins 10 mètres, nu pieds,
- Formulaire de consentement éclairé signé.

CRITERES D'EXCLUSION

- Orthèse du membre inférieur indispensable pour la marche,
- Douleur ressentie lors des situations évaluées (exercices analytiques, marche),
- Injections de toxine botulique dans les membres inférieurs datant de moins de 3 mois,
- Pathologie orthopédique ou rhumatologique pouvant affecter la marche,
- Autre pathologie intercurrente.

Les sujets participant à l'étude ne tireraient aucun bénéfice autre que la réalisation d'un bilan physique et moteur en lien avec leur pathologie ainsi que la satisfaction de participer à une meilleure compréhension du handicap moteur lié à leur pathologie.

Les sujets n'étaient soumis à aucune modification de leur prise en charge de rééducation en dehors des 2 heures consacrées à la visite. Ils n'étaient par conséquent pas défavorisés par rapport aux sujets ne participant pas à l'étude.

Cette étude étant uniquement observationnelle, il n'existe pas de risque particulier. Les risques étaient les mêmes que ceux qui auraient pu être observés lors de la prise en charge

rééducative (fatigue, chute) ou lors des AQM avec EMG, examen couramment pratiqué dans le cadre de la prise en charge dans le CMPR (chute, réaction allergique à l'adhésif des électrodes).

Des sujets sains volontaires, proche de l'âge des patients hémiparétiques ont été recrutés afin de constituer le groupe témoins.

3.2 PROTOCOLE D'EVALUATION

L'étude menée est de type observationnelle prospective contrôlée. Afin d'étudier le recrutement et la participation des muscles mis en jeux lors de la marche, nous avons choisi d'enregistrer l'activité électrique musculaire par électromyogramme (EMG) de surface. L'EMG permet d'analyser différents paramètres de l'activation musculaire (durée, amplitude). Notre étude s'est intéressée aux muscles moteurs de l'articulation du genou dans le plan sagittal : fléchisseurs (ischio-jambiers) et extenseurs (quadriceps). Nous avons étudié la pré-phase oscillante et la phase oscillante en les scindant en phase de raccourcissement (triple flexion) du membre inférieur et phase d'allongement (triple extension) du membre inférieur.

Les investigations ont eu lieu au CMPR L'ADAPT Loiret au sein du laboratoire d'analyse du mouvement. Elles ont été réalisées par un masseur-kinésithérapeute assisté par le responsable du laboratoire. Elles se sont déroulées sur une unique visite d'une durée totale maximale de deux heures.

Chaque sujet a été soumis successivement à :

- un examen clinique des membres inférieurs ;
- une série d'exercices analytiques sur table avec EMG de surface ;
- une Analyse Quantifiée du Mouvement (AQM) de la marche.

A partir de ces examens et enregistrements, nous avons étudié les paramètres suivants :

- la force musculaire des fléchisseurs et extenseurs de hanche
- la spasticité des fléchisseurs et extenseurs de hanche
- la vitesse de marche spontanée
- le pic de flexion de genou en phase oscillante
- l'amplitude maximale du genou en phase oscillante
- l'indice de co contraction en phase oscillante pour les fléchisseurs et extenseurs du genou en durée (ICCt)

- l'indice de co contraction en phase oscillante pour les fléchisseurs et extenseurs du genou en amplitude (ICCa)

3.2.1 EXAMEN CLINIQUE

L'examen clinique était composé :

- d'une évaluation des hypoextensibilités des muscles ischio-jambiers et du muscle droit fémoral,
- d'une évaluation de la spasticité selon l'échelle d'Ashworth modifiée – MAS (Pélissier J et al. 2009, *Annexe I*) sur les groupes musculaires des deux membres inférieurs,
- d'une évaluation de la fonction musculaire selon l'échelle de Held et Pierrot-Desseilligny – HPD (Pélissier J et al. 2009, *Annexe I*) sur les groupes musculaires des deux membres inférieurs,
- d'une évaluation de la sensibilité superficielle et profonde des membres inférieurs,
- d'une évaluation de l'autonomie à la marche selon l'échelle FAC modifiée (Pélissier J et al. 2009, *Annexe I*).

Ces évaluations sont habituellement utilisées par les masseurs-kinésithérapeutes dans les bilans des affections neurologiques. Elles ont été ici réalisées par le masseur-kinésithérapeute en charge du patient, à l'exception de l'évaluation des hypoextensibilités qui a été effectuée par le masseur-kinésithérapeute référent de l'étude.

3.2.2 ETUDE DES CO CONTRACTIONS

3.2.2.1 GROUPES MUSCULAIRES

Les groupes musculaires étudiés lors de ces deux situations étaient les principaux muscles extenseurs et fléchisseurs du genou : quadriceps (droit fémoral, vaste médial, vaste latéral) et ischio-jambiers (semi tendineux, biceps fémoral).

Les extenseurs du genou (quadriceps) sont fréquemment déficitaires chez les patients hémiparétiques (Bohannon et Andrews, 1998). Or ils sont indispensables pour maintenir le membre inférieur en extension active lors de la mise en charge du membre inférieur et lors de la phase portante de la marche. D'autre part, les extenseurs du genou, notamment le droit fémoral, sont fréquemment le siège d'activités musculaires anormales. Les fléchisseurs du genou (ischio-jambiers) sont également fréquemment déficitaires chez les patients

hémiparétiques (Bohannon et Andrews, 1998). Ce déficit de balance musculaire entraîne un déficit de flexion du genou lors de la phase oscillante de la marche et donc une marche avec un genou « raide » ou « stiff knee gait » (Goldberg et al. 2004).

3.2.2.2 EXERCICES

EXERCICES ANALYTIQUES

Les exercices analytiques étaient réalisés sur table de rééducation. Les sujets étaient équipés d'électrodes EMG de surface et installés en position assise en bord de table, segment crural reposant sur la table, pieds ne touchant pas le sol. Les sujets réalisaient :

- des **contractions isométriques** des extenseurs du genou en extension maximale du genou et des fléchisseurs du genou à 45° de flexion, contre résistance manuelle maximale placée à la partie distale de la jambe, maintenues 5 secondes. Le pic maximal d'amplitude EMG lors de ces contractions isométriques permettait la normalisation en amplitude des EMG lors des exercices analytiques et lors de la marche (Hug, 2011).
- des **mouvements de flexion (Figure 2) et d'extension (Figure 3)** (contraction dynamique) du genou contre le poids du segment jambier entre 0° et 90° de flexion du genou.



Figure 2 : Mouvement de flexion du genou



Figure 3 : Mouvement d'extension du genou

Remarque :

Afin d'enregistrer les activités musculaires lors d'un mouvement de flexion active du genou contre pesanteur en position assise, un système poids-poulie relié à la cheville du patient et reproduisant le poids du segment jambier était utilisé (Figure 2). Le calcul du poids s'opposant au mouvement était effectué à l'aide de tables anthropométriques

estimant le poids du segment jambier en % du poids total des sujets (De Leva, 1996).

Pour un homme, cette estimation est de 4.33% et pour une femme de 4.81%. Pour ajuster précisément le poids à appliquer, une poche à eau était remplie et pesée en fonction du poids calculé.

Les exercices demandés étaient expliqués par le masseur-kinésithérapeute, puis réalisés sans enregistrement afin de s'assurer de la compréhension des consignes. Les activités musculaires lors des exercices étaient ensuite enregistrées par EMG de surface sur au moins 3 répétitions pour les contractions isométriques, et au moins 10 répétitions pour les contractions dynamiques (en fonction de la qualité du signal enregistré).

Ces exercices sont communément utilisés par les masseurs-kinésithérapeutes dans l'évaluation et la rééducation des patients atteints d'affection neurologique. La différence avec une prise en charge habituelle réside dans le fait qu'au cours du protocole les activités musculaires étaient enregistrées par les électrodes d'EMG de surface utilisées pour l'AQM.

MARCHE

Il était demandé aux sujets, équipés des électrodes d'EMG de surface et de capteurs rétro réfléchissants de marcher, nus pieds, sur une distance d'environ 6 mètres avec le moins d'aide technique possible (**Figure 4**). Afin d'obtenir une marche régulière sans accélération et décélération, les sujets marchaient deux mètres avant et deux mètres après la zone d'enregistrement. Un minimum de 10 pas était enregistré afin d'obtenir des données représentatives de la marche du sujet.



Figure 4: Marche

3.2.2.3 DONNEES ENREGISTREES

L'activité musculaire était enregistrée par électromyogramme (**EMG**) de surface sans fil (WBA System, 1000 Hz, Mega Electronics Ltd, Finland) sur les groupes musculaires étudiés (droit fémoral, vaste latéral, vaste médial, biceps fémoral, semi tendineux du membre inférieur parésié) lors des exercices analytiques et de la marche. Les électrodes étaient

placées selon les recommandations du SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non – Invasive Assessment of muscle). Avant application des électrodes de surface, les sujets étaient rasés, si nécessaire, et la peau dégraissée à l'alcool afin de diminuer la résistance électrique cutanée.

Le système d'AQM utilisé pour l'enregistrement des caractéristiques de la marche était le suivant : Motion Analysis System, 100 Hz, Motion Analysis corporation, CA USA. Les sujets étaient équipés de 23 marqueurs réfléchissants placés sur des repères anatomiques du bassin et des membres inférieurs selon le modèle Helen Hayes. L'examen d'AQM avec EMG de surface est systématisé au sein de CMPR LADAPT Loiret pour les patients marchants atteints d'une affection neurologique.

Le signal EMG était ensuite traité par un offset basé sur un enregistrement de chaque sujet au repos, filtré par filtre passe haut butterworth de second ordre à 20 Hz (De Luca et al. 2010) puis rectifié. Un second traitement éliminait les valeurs inférieures à 2 écarts types de la valeur de l'enregistrement au repos. Les cycles (phase de raccourcissement, phase d'allongement et mouvements analytiques) étaient normalisés en durée de 0 à 100%, et en amplitude de 0 à 100%, 100% représentant l'amplitude maximale observée sur l'ensemble des enregistrements.

Les enregistrements étaient découpés afin d'individualiser les cycles de marche ou les mouvements analytiques. Nous avons choisi de scinder en deux la phase oscillante de la marche (*Figure 5*):

- **La phase de raccourcissement du membre inférieur** correspond à la première partie de la phase oscillante lorsque le membre inférieur réalise une triple flexion (flexion de la hanche, du genou et de la cheville). Le début de cette phase était défini par le début de la phase de double appui final, c'est-à-dire le début du décollement du talon du côté enregistré. La fin de cette phase était définie par le dernier pic de flexion de genou observé lors de la phase oscillante. Dans cette phase, les extenseurs du genou sont inactifs chez des sujets sains pour faciliter la flexion du genou. Les fléchisseurs sont également habituellement inactifs puisque la flexion du genou y est passive. (Viel, 2000)
- **La Phase d'allongement du membre inférieur** correspond à la seconde partie de phase oscillante lorsque le membre inférieur réalise une triple extension (extension de la hanche, du genou et de la cheville). Le début de la phase d'allongement du membre

inférieur était défini par le dernier pic de flexion de genou observé lors de la phase oscillante. La fin de cette phase était définie par la fin de la phase oscillante, c'est-à-dire l'attaque du talon au sol. Chez les sujets sains, les fléchisseurs du genou sont inactifs en début de phase afin de permettre l'extension du genou. Ils ne sont actifs qu'en fin de phase afin d'anticiper la stabilisation du genou avant l'attaque du talon au sol. Les extenseurs du genou ne sont également actifs qu'en fin de phase afin d'obtenir l'extension du genou et d'anticiper la stabilisation du genou avant l'attaque du talon au sol (Viel, 2000).

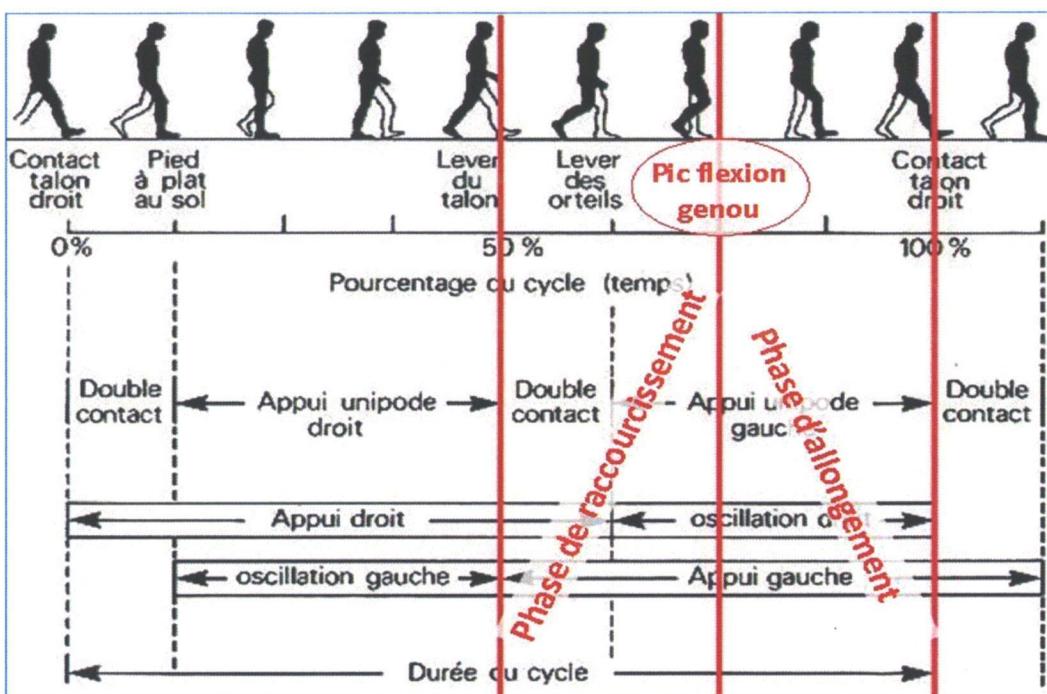


Figure 5 Découpage des phases de la marche

3.2.2.4 INDICES DE CO CONTRACTION

Les enregistrements EMG découpés, traités et normalisés ont permis le calcul de deux types d'indice de co contraction.

INDICE DE CO CONTRACTION TEMPOREL (ICCT)

L'ICCT correspond au temps d'activation simultané, ou co contraction, des muscles agonistes et antagonistes au mouvement sur la durée totale du cycle enregistré (Rosa et al. 2014 ; Chow et al. 2012 ; Massaad et al. 2009 ; Den Otter et al. 2007 et 2006 ; Detrembleur et al. 2003 ; Lamontagne et al. 2002 et 2000) (*Exemple Figure 6*). Il était calculé, pour chaque cycle de mouvement des exercices ou chaque de phase de la marche, selon la formule suivante :

$$ICCT (\%) = \frac{\text{durée de cocontraction muscles agonistes et antagonistes}}{\text{durée du cycle}} * 100$$

L'ICCT de chaque cycle d'exercice et de chaque phase de la marche était moyenné pour chaque sujet dans chaque modalité (exercices analytiques ou marche).

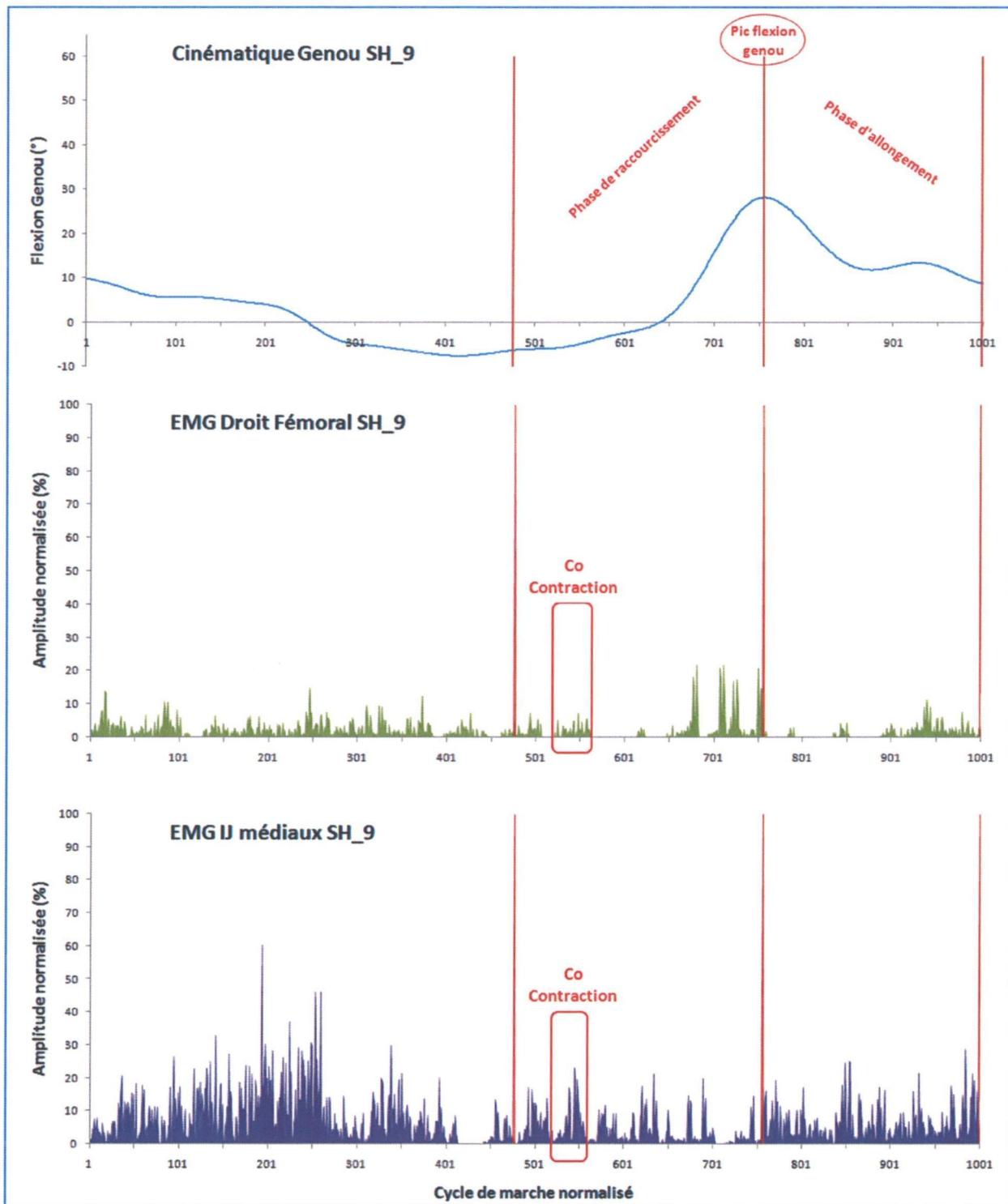


Figure 6 : Exemple d'EMG normalisés du SH 9 au cours d'un cycle de marche

INDICE DE CO CONTRACTION EN AMPLITUDE (ICCA)

L'ICCa correspond au ratio d'activité du groupe musculaire antagoniste au mouvement par rapport à la totalité de l'activité des agonistes et des antagonistes (Silva et al. 2012; Kellis et al. 2003). Il était calculé pour les fléchisseurs et pour les extenseurs pour chaque cycle de mouvement à chaque instant du cycle selon la formule suivante :

$$\text{ICCa (\%)} = \frac{\text{amplitude normalisée antagonistes}}{\text{amplitude normalisée agonistes + antagonistes}} * 100$$

Lors de la phase de raccourcissement du membre inférieur le genou réalise une flexion. Les fléchisseurs du genou étaient considérés comme agonistes tandis que les extenseurs étaient considérés comme antagonistes (ICCa du Q) (*Exemple Figure 7*).

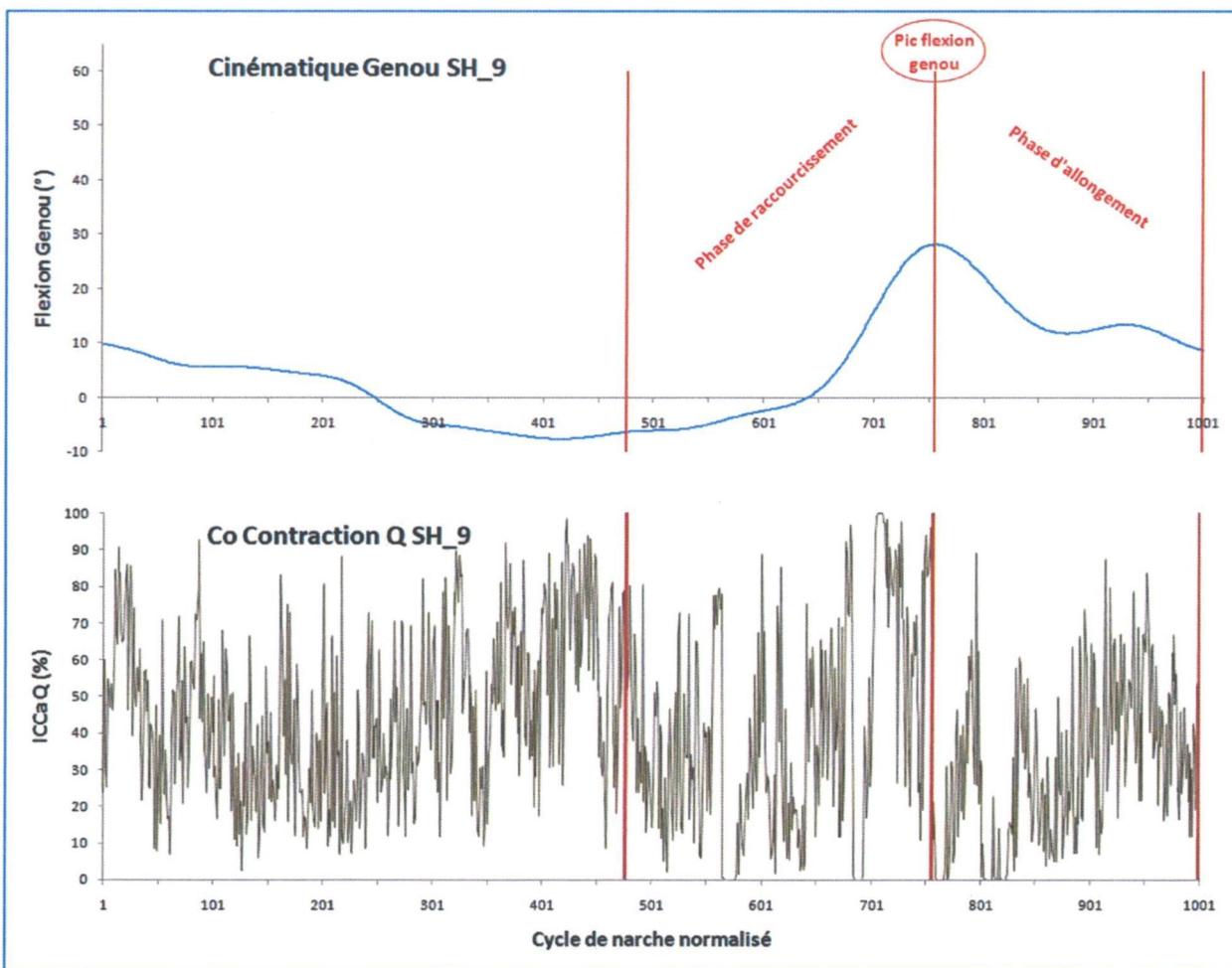


Figure 7: Exemple d'ICCa du SH 9 au cours d'un cycle de marche

Lors de la phase d'allongement du membre inférieur le genou réalise une extension. Les extenseurs du genou étaient considérés comme agonistes tandis que les fléchisseurs étaient considérés comme antagonistes (ICCa des IJ).

A partir de la courbe obtenue, l'aire sous la courbe était calculée pour chaque cycle, puis moyennée pour chaque sujet dans chaque modalité.

3.2.3 DESCRIPTION DES MESURES PRISES POUR EVITER LES BIAIS

Afin de s'affranchir de la variabilité inter évaluateur, les évaluations cliniques des hypoextensibilités musculaires et les évaluations instrumentales (placement des électrodes EMG et des marqueurs rétro réfléchissants) ont étaient effectuées par le même opérateur : un masseur-kinésithérapeute diplômé d'état (MKDE) formé aux évaluations et expérimenté, assisté du responsable du laboratoire d'analyse du mouvement du CMPR.

Les données étaient traitées pour tous les sujets par le même opérateur : le responsable du laboratoire d'analyse du mouvement du CMPR, docteur en biomécanique, formé à cet examen et expérimenté.

3.3 ANALYSE STATISTIQUE

Les analyses étaient réalisées par le MKDE et le responsable du laboratoire d'analyse du mouvement référents de l'étude.

3.3.1 TRAITEMENT DES DONNEES MANQUANTES

L'analyse statistique était réalisée sur les sujets ayant achevé toutes les modalités prévues lors de l'unique visite.

En cas d'enregistrement défectueux, l'analyse était réalisée uniquement sur les enregistrements exploitables restants.

3.3.2 COMPARAISON DE MOYENNES

Les échantillons de sujets hémiplégiques et sains étaient comparés par les statistiques usuelles non paramétriques pour petits échantillons: test de Mann et Whitney.

Les moyennes obtenues à l'issue des différents calculs exposés précédemment étaient comparées pour chaque groupe (sujets hémiplégiques et sains) et chaque modalité (exercices analytiques ou marche) par un test non paramétrique de Mann et Whitney.

3.3.3 TESTS DE CORRELATION

Des tests de corrélation entre certaines données du bilan clinique et les ICC ont été effectués par le calcul du coefficient de corrélation de Spearman. Les données cliniques retenues étaient :

- La force musculaire du quadriceps et des ischio-jambiers,
- La spasticité du quadriceps et des ischio-jambiers.

Ces paramètres pouvaient limiter la flexion ou l'extension du genou lors de la marche.

Pour toutes les analyses, le degré de signification retenu était de 5% ($p \leq 0,05$).

3.3.4 LOGICIEL

Les données étaient analysées avec le langage R : R Development Core Team (2006). R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. ISBN 3-00051-07-0, URL <http://www.R-project.org>.

4 RESULTATS

4.1 DESCRIPTION DE L'ECHANTILLON RECUEILLI

4.1.1 CARACTERISTIQUES GENERALES DE LA POPULATION ETUDIEE

12 patients hospitalisés au CMPR L'ADAPT Loiret remplissant les critères d'inclusion ont été sollicités. Ces 12 patients ont accepté de participer à l'étude en tant que sujets hémiplégiques (SH). 11 sujets sains (SS) d'âge proche de celui des patients se sont portés volontaires pour participer à l'étude.

Tous les sujets ont reçu une information orale et écrite et ont signé le consentement éclairé relatif au protocole (*Annexe 2*). Tous les sujets ont achevé les différentes étapes de l'examen (bilan initial, exercices analytiques, marche).

Les caractéristiques générales des deux groupes sont présentées dans l'*Annexe 3* et résumées dans le **Tableau 1**. Les différences observées entre les deux groupes concernant les paramètres d'âge, de taille et de poids étaient non significatives au test non paramétrique de Mann et Whitney. Nous pouvons considérer ces deux populations comme comparables.

Tableau 1 Caractéristiques générales de la population étudiée

	Effectif	Sexe	Age (années)	Taille (cm)	Poids (kg)	Côté parésié (SH)	Côté enregistré (SS)	Délai post AVC (mois)
Sujets hémiplégiques (SH)	12	F 4 M 8	64,3 ($\pm 9,9$)	167,3 ($\pm 8,6$)	73,5 ($\pm 8,5$)	D 5	G 7	39,4 ($\pm 92,3$)
Sujets sains (SS)	11	F 5 M 6	62,8 ($\pm 6,4$)	166 ($\pm 8,8$)	68,3 ($\pm 16,2$)	D 5	G 6	/

M: Homme, F: femme, D: droit, G: gauche

4.1.2 CARACTERISTIQUES SPECIFIQUES DES SUJETS HEMIPLÉGIQUES

Parmi les sujets hémiplégiques (SH) le délai post AVC variait de 1 à 300 mois. Pour 9 d'entre eux ce délai était compris entre 1,5 et 8 mois. Pour les 3 autres SH l'AVC était plus ancien, datant de plusieurs années (2,5 à 25 ans).

6 SH sur 12 présentaient une hypoextensibilité des ischio-jambiers (IJ) et 2 SH sur 5 présentaient une hypoextensibilité du droit fémoral (DF) du membre inférieur (MI) parésié, par rapport au MI non parésié. (*L'hypoextensibilité du DF n'a pas été mesurée pour les 7 premiers sujets inclus dans l'étude.*)

2 SH sur 12 présentaient une spasticité des IJ et 3 SH sur 12 présentaient une spasticité du quadriceps (Q) du MI parésié lors de l'évaluation analytique basée sur l'échelle d'Ashworth modifiée (*Annexe 1*).

Tous les SH présentaient un déficit de motricité volontaire des IJ et/ou du Q du MI côté de 1+ à 4 sur 5 à l'échelle de Held et Pierrot-Deseilligny, dont la cotation maximale est de 5 (*Annexe 1*).

5 SH sur 12 présentaient un déficit sensitif superficiel et/ou profond du MI parésié.

L'autonomie aux déplacements évaluée par FAC modifiée (*Annexe 1*) était côté à 6 sur 8 pour 10 sujets et à 7 sur 8 pour 2 SH. L'ensemble des sujets ont passé l'AQM sans aucune aide technique de marche.

Après analyse des enregistrements et suppression des cycles présentant des anomalies (perte de signal EMG), le nombre de cycle d'exercice analytique était compris entre 4 et 10, le nombre de cycle de marche était au minimum de 6 pour chaque sujet.

4.2 DESCRIPTION DES DONNEES RECUEILLIES

4.2.1 COMPARAISON DES DONNEES ENTRE SH ET SS

Les résultats comparant les paramètres de marche étudiés chez les SH et les SS sont résumés dans le *Tableau 2*.

4.2.1.1 VITESSE DE MARCHE

La vitesse de marche observée chez les SH ($1,9 \pm 0,7$ m/s) était très inférieure à celle des SS ($3,8 \pm 0,6$ m/s). Cette différence était statistiquement significative ($p \leq 0,05$).

4.2.1.2 PARAMETRES CINEMATIQUES

Le pic de flexion de genou en phase oscillante était très inférieur chez les SH ($38,2 \pm 13,6^\circ$ contre $64,0 \pm 3,2^\circ$). Cette différence était retrouvée pour l'amplitude totale du genou : $31,6 \pm 13,1^\circ$ chez les SH contre $57,0 \pm 3,3^\circ$ chez les SS. Dans les deux cas les différences étaient statistiquement significatives ($p \leq 0,05$).

L'écart type des données cinématiques est plus élevé chez les SH.

4.2.1.3 INDICE DE CO CONTRACTION (ICCT, ICCA)

Le calcul des ICCT et ICCa du quadriceps (Q) et des ischio-jambiers (IJ) lors des exercices analytiques et de la marche ne montraient pas de différence notable entre les deux populations. Chez les sujets hémiplégiques, les ICC ne différaient pas de $\pm 10\%$ par rapport aux SS.

Tableau 2 Comparaison SH et SS

Paramètres	SS		SH		Différence moyenne	valeur de "p"
	Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart type		
Vitesse de marche (km/h)	3,8	0,6	1,9	0,7	-1,9	< 0,05
Pic de flexion de genou (°)	64,0	3,2	38,2	13,6	-25,8	< 0,05
Amplitude de genou (°)	57,0	3,3	31,6	13,1	-25,5	< 0,05
ICCT	ICCT Q exercices (%)	39,8	20,5	45,7	26,4	> 0,05
	ICCT Q marche (%)	66,4	27,6	65,6	23,1	> 0,05
	ICCT IJ exercices (%)	84,5	9,1	83,2	8,3	> 0,05
	ICCT IJ marche (%)	69,1	18,8	62,6	25,2	> 0,05
ICCa	ICCa Q exercices (%)	8,1	3,9	12,5	9,3	> 0,05
	ICCa Q marche (%)	46,5	19,3	37,0	17,2	> 0,05
	ICCa IJ exercices (%)	19,9	7,1	27,4	11,9	> 0,05
	ICCa IJ marche (%)	71,5	10,6	76,5	10,7	> 0,05

4.2.2 COMPARAISON DES ICC ENTRE LES DEUX CONDITIONS CHEZ LES SH

Les résultats comparant les ICC des SH dans les conditions exercices et marche sont résumés dans le *Tableau 3*.

4.2.2.1 INDICE DE CO CONTRACTION TEMPOREL (ICCT)

L'ICCT du Q des SH lors de la marche ($65,6 \pm 23,1\%$) était supérieur à celui calculé pour les exercices analytiques ($45,7 \pm 26,4\%$). La différence observée est statistiquement significative ($p \leq 0,05$).

L'ICCT des IJ des SH lors de la marche ($62,6 \pm 25,2\%$) était inférieur à celui calculé pour les exercices analytiques ($83,2 \pm 8,3\%$). La différence observée est statistiquement significative ($p \leq 0,05$).

4.2.2.2 ICCA

L'ICCa du Q des SH lors de la marche ($37,0 \pm 17,2\%$) était supérieur à celui calculé pour les exercices analytiques ($12,5 \pm 9,3\%$). La différence observée est statistiquement significative ($p \leq 0,05$).

L'ICCt des IJ des SH lors de la marche ($76,5 \pm 10,7\%$) était supérieur à celui calculé pour les exercices analytiques ($27,4 \pm 11,9\%$). La différence observée est statistiquement significative ($p \leq 0,05$).

Tableau 3 Comparaison entre exercices et marche chez les SH

	Exercices		Marche		Différence moyenne	valeur de "p"
	Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart type		
ICCt Q (%)	45,7	26,4	65,6	23,1	19,9	< 0,05
ICCt IJ (%)	83,2	8,3	62,6	25,2	-20,6	< 0,05
ICCa Q (%)	12,5	9,3	37,0	17,2	24,5	< 0,05
ICCa IJ (%)	27,4	11,9	76,5	10,7	49,1	< 0,05

4.2.3 ETUDE DES CORRELATIONS ENTRE EXAMEN CLINIQUE ET ICC CHEZ LES SH

Les résultats des tests de corrélation de Spearman effectués entre les examens cliniques et les ICC à la marche sont résumés dans le **Tableau 4**.

4.2.3.1 FORCE MUSCULAIRE

Le coefficient de Spearman calculé entre la force musculaire du Q et l'ICCt ($r=-0,28$) et l'ICCa ($r=-0,22$) des IJ à la marche ne montre pas de corrélation.

Le coefficient de Spearman calculé entre la force musculaire des IJ et l'ICCt ($r=-0,24$) et l'ICCa ($r=0,03$) du Q à la marche ne montre pas de corrélation.

4.2.3.2 SPASTICITE

Le coefficient de Spearman calculé entre la spasticité du Q et l'ICCt ($r=0,43$) et l'ICCa ($r=0,41$) du Q à la marche ne montre pas de corrélation.

Le coefficient de Spearman calculé entre la spasticité des IJ et l'ICCt ($r=0,38$) et l'ICCa ($r=0,38$) des IJ à la marche ne montre pas de corrélation.

Tableau 4 Corrélation entre bilan clinique et ICC

	ICCt Q marche	ICCt IJ marche	ICCa Q marche	ICCa IJ marche
Force musculaire Q (/5)		$r = -0,28 (p > 0,05)$		$r = 0,22 (p > 0,05)$
Force musculaire IJ (/5)	$r = -0,24 (p > 0,05)$		$r = 0,03 (p > 0,05)$	
Spasticité Q (/4)	$r = 0,43 (p > 0,05)$		$r = 0,41 (p > 0,05)$	
Spasticité IJ (/4)		$r = 0,38 (p > 0,05)$		$r = 0,38 (p > 0,05)$

5 DISCUSSION

Cette étude observationnelle prospective contrôlée visait à étudier :

- Les phénomènes de co contraction chez des sujets sains (SS) et hémiplégiques (SH),
- Les phénomènes de co contraction dans deux modalités (exercice analytique et marche) chez des sujets hémiplégiques (SH),
- Les corrélations entre les données d'examen clinique et les co contractions chez des sujets hémiplégiques (SH).

Nos hypothèses initiales étaient que les co contractions sont plus importantes chez les SH, que les co contractions sont augmentées à la marche par rapport à une modalité analytique chez des SH et que les corrélations entre les données d'examen clinique et les co contractions sont faibles.

Les résultats observés ne montraient pas de différence entre les indices de co contraction (ICC) des SH et des SS. En revanche, nous avons observé des ICC significativement différents entre les exercices analytiques et la marche chez les SH. Les données de l'examen clinique n'étaient pas corrélées aux ICC.

Après avoir analysé nos choix méthodologiques, nous discuterons de la portée des résultats obtenus répondant aux trois objectifs étudiés.

5.1 METHODOLOGIE

Malgré des critères d'inclusion relativement larges, la taille de la population incluse est modeste. Les SH ont été recrutés parmi les patients hospitalisés au CMPR où se déroulait l'étude. Le nombre de sujets était donc dépendant du type de patients présents pendant le déroulement du stage de Master. Le nombre SS a été adapté au nombre de SH recrutés. En conséquence, des tests statistiques non paramétriques ont été choisis pour s'adapter à l'effectif des groupes. Les résultats présentés et les conclusions qui suivent s'appliquent à l'échantillon étudié, ils ne peuvent pas être extrapolés à la population générale.

Nos critères d'inclusion ne définissaient pas de délai post AVC. Au sein de la population SH, le délai post AVC est très hétérogène puisque le SH inclus le plus précocement était à 1 mois de l'AVC tandis que le SH inclus le plus tardivement était à 300 mois (25 ans) de l'AVC.

Après un AVC, la récupération des déficits moteurs a lieu majoritairement dans les six premiers mois. Cette période est appelée phase subaigüe. Au-delà de six mois post AVC, les déficits moteurs sont considérés comme définitifs, les patients sont en phase de séquelles ou phase chronique (HAS). Dans notre population, 7 sujets pouvaient être considérés en phase subaigüe et 5 en phase chronique. L'hétérogénéité des sujets en termes de délai post AVC pourrait expliquer la variabilité des résultats qui était parfois plus importante chez les SH que chez les SS. Dans la littérature la majorité des études sont réalisées chez des sujets en phase chronique. Avec une population étoffée, il semblerait pertinent d'analyser d'éventuelles différences entre les sujets en phase subaigüe et les sujets en phase chronique. Nous pouvons partiellement répondre à cette problématique grâce à l'article de Den Otter et al. (2006). Il y est démontré que malgré une amélioration des capacités de marche après un programme de réhabilitation, les patterns de co contraction des sujets hémiparétiques ne sont pas modifiés. Le délai post AVC n'interférerait alors pas dans les phénomènes de co contraction musculaire.

Les conditions de l'examen pouvaient engendrer une modification du comportement habituel des sujets (SH ou SS). En effet, si les examens effectués étaient simples et connus des sujets, le fait de participer à une étude et d'être équipé de matériel d'enregistrement (EMG, capteurs 3D), pouvait provoquer une forme de stress. Les sujets, le plus souvent par soucis de bien faire, pouvaient par exemple adopter une démarche moins spontanée.

Le genou et la cheville sont deux articulations impliquées dans les difficultés à la marche des patients hémiplégiques : en phase oscillante il est souvent observé un déficit de flexion dorsale de la cheville ou « drop foot » et un déficit de flexion du genou ou « stiff knee gait » (Balaban et Tok, 2014 ; Nadeau et al. 2013 ; Viel, 2000 ; Olney et Richards, 1996). Ces deux facteurs sont à l'origine d'une difficulté d'avancée du membre inférieur parésié lors de la marche. Nous avons choisi de nous intéresser plus particulièrement au déficit de flexion du genou en phase oscillante en étudiant les principaux muscles moteurs du genou dans le plan sagittal : le quadriceps pour les extenseurs et les ischio-jambiers pour les fléchisseurs.

Les exercices analytiques ont été choisis de manière à être simples, à comprendre et à réaliser, et de manière à correspondre à une réalité de terrain. Ces exercices sont réalisés dans une position assise, confortable et sécurisante pour les patients, pouvant être adoptée aisément par les patients hémiplégiques malgré leurs déficits moteurs. Ils sont utilisés quotidiennement dans la rééducation des patients hémiplégiques avec soit une aide, soit une résistance du rééducateur, le plus souvent dans le but de stimuler la commande motrice ou d'augmenter la

force musculaire. Après un AVC, le patient se retrouve en situation d'apprentissage : il doit réapprendre à contrôler ses mouvements, sa posture avec une commande motrice modifiée. Les co contractions pathologiques résultant de la lésion cérébrale seraient responsables d'un ralentissement moteur et d'un manque de coordination musculaire (Rosa, 2014). Lors d'une phase d'apprentissage, la gestion des co contractions serait plutôt expliquée par la théorie du point d'équilibre (Feldman et Levin, 2009): les actions motrices volontaires ne feraient pas l'objet d'un programme moteur. Après cette phase d'apprentissage, la co contraction serait plutôt régulée par la théorie des modèles internes (Rosa, 2014). L'objectif de la rééducation est de réapprendre à utiliser les capacités motrices résiduelles ou récupérées en soumettant le patient à des situations de difficulté croissante. La motricité est dans un premier temps sollicitée lors de tâches simples (flexion-extension de genou) avec un maintien postural moindre (position assise) pour aller progressivement vers des situations plus complexes telles que la marche. L'amplitude de travail (entre 0° et 90° de flexion du genou) est plus importante que celle habituellement retrouvée en phase oscillante dans la marche normale (environ 60° selon Viel, 2000). Elle correspond à l'amplitude habituelle de ce type d'exercice : le mouvement est réalisé entre la position naturelle de la jambe en position assise et l'extension du genou nécessaire à la déambulation.

5.2 COMPARAISON DES DONNEES ENTRE SH ET SS

Quel que soit l'indice de co contraction calculé (ICC_t ou ICC_a) ou la modalité d'exercice (exercice analytique ou marche), les données des SH ne différaient pas de celles de la population témoin (SS). Les SH ne développeraient donc pas plus de co contraction à la marche que les SS. Ce constat va à l'encontre de l'hypothèse formulée initialement. Dans la littérature les conclusions des travaux étudiant les co contractions autour du genou chez des sujets hémiparétiques ne sont pas réalisés en condition de marche. D'autre part, le manque d'homogénéité des méthodes employées, pour l'enregistrement des données et le calcul des ICC, rend complexe la comparaison de ces références entre elles et avec nos résultats. Leurs conclusions sont partagées : Newham et Hsiao (2001) et Davies et al. (1996) ne retrouvent pas plus de co contraction chez les sujets hémiparétiques tandis que pour McLellan (1977) et Knutsson et Martensson. (1980) elles sont augmentées.

Les résultats montrent une diminution importante de la vitesse de marche spontanée et du pic de flexion de genou et de l'amplitude totale du genou étudiés chez les SH. Ces résultats corroborent les nombreuses conclusions retrouvées dans la littérature (Balaban et Tok, 2014 ;

Nadeau et al. 2013 ; Viel, 2000 ; Olney et Richards, 1996 ; Brun et Pélissier, 1994). La diminution de la vitesse de marche des SH pourrait en partie expliquer que l'amplitude du genou et le pic de flexion du genou soient diminués. Dans la littérature, l'influence de la vitesse de marche sur les paramètres cinématiques a été évaluée, chez des enfants sains, par Schwartz et al. (2008) et Van der Linden et al. (2002). Il a été montré un pic de flexion amoindri de genou lorsque la vitesse de marche diminue. La diminution de la flexion de genou des SH pourrait être liée à la diminution de la vitesse de marche.

La vitesse de marche étant très inférieure chez les SH, il paraîtrait sommaire de conclure que les co contractions ne différaient pas entre les deux populations. Plusieurs auteurs ont démontré que chez des sujets sains, lorsque la vitesse de marche diminue, les contributions musculaires diminuent également, notamment celles des extenseurs et fléchisseurs de genou (Liu et al. 2008 ; Cappellini et al. 2006 ; Den Otter et al. 2004 ; Chen et al. 1997). Ces remarques pourraient également expliquer le fait que nous ne retrouvons pas de différence entre les ICC des SH et des SS. Nous aurions pu demander aux SH de marcher à vitesse spontanée puis à leur vitesse maximale, afin de se rapprocher de la vitesse de marche spontanée des SS. Il est probable que s'il avait été demandé aux SH de marcher à une vitesse plus proche de celle des SS, les ICC des SH auraient été supérieurs à ceux des SS.

Certaines limites méthodologiques concernant l'utilisation de l'EMG et ses modalités d'enregistrement nous amènent cependant à interpréter ces résultats avec prudence.

L'enregistrement des activités musculaires par EMG de surface comporte des limites. La première réside dans le placement des électrodes. Afin d'obtenir un signal le plus fidèle possible, les électrodes ont été placées selon les recommandations du SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non –Invasive Assessment of Muscle) (Hermens et al. 2000).

Les amplitudes maximales d'activité musculaire ont été enregistrées en condition isométrique dans le but de normaliser, par le pic d'activité, les autres activités enregistrées (Hug, 2011 ; De Luca, 1997). La normalisation sur le pic d'activité permettait de moyenner les données des sujets et de comparer les données des deux populations étudiées. L'enregistrement de l'activité musculaire est plus stable et plus reproductible en condition isométrique (De Luca, 1997). Newham et Hsiao (2001) ont montré que le recrutement de la force maximale volontaire des muscles du genou parétique de sujets hémiplégiques en position assise est diminué comparativement au côté non parétique et à des sujets sains. Cette difficulté à développer une force maximale volontaire pouvait induire un biais dans le choix de

normaliser en amplitude par le pic d'activité. Le choix de la position angulaire du genou ne reprend pas les positions habituelles de test isométrique réalisé à 90° de flexion du genou à (Hogrel et al. 2007). Lors de la marche normale, cette amplitude de flexion du genou n'est pas atteinte. Il ne paraissait alors pas pertinent de l'utiliser comme référence. A la marche normale, les muscles fléchisseurs et extenseurs du genou sont principalement actifs lors de l'attaque du talon au sol, c'est-à-dire lorsque le genou est en extension quasi-totale (Lacôte et Miranda, 2005 ; Viel, 2000 ; Winter et Yack, 1987). Nous avons donc choisi d'enregistrer l'activité musculaire maximale des extenseurs en condition isométrique à 0°. D'autre part, en rééducation, le test de force maximale isométrique des extenseurs est réalisé genou en extension (Bruyneel et al. 2012) afin d'évaluer la capacité de verrouillage du genou lors de la marche. En position assise genou en extension, les fléchisseurs se trouvent en course externe maximale. La force alors développée est moindre. Il ne semblait pas pertinent d'adopter cette position et nous avons choisi une position intermédiaire de 45°.

L'enregistrement des activités musculaires par EMG de surface en condition dynamique est communément employé dans la recherche et dans la pratique clinique, mais il est nécessaire d'en connaître les limites. En effet, le mouvement engendre un déplacement relatif des électrodes par rapport au repère musculaire initial et crée un artéfact de mouvement (Hug, 2011 ; De Luca, 1997). Néanmoins à notre connaissance il n'existe pas d'autre technique permettant l'enregistrement non invasif des activités musculaires. Les artéfacts de mouvement enregistrés étaient en partie supprimés grâce au traitement du signal EMG.

L'EMG de surface se limite, comme son nom l'indique, à l'enregistrement de l'activité de muscles superficiels. Les muscles profonds comme la portion vaste intermédiaire du quadriceps ne sont pas accessibles par cette technique et peuvent également intervenir dans les phénomènes de co contraction.

La normalisation sur la durée et sur l'amplitude de chaque cycle découpé permettait de moyenner les différents essais de chaque sujet, mais également de comparer les populations entre elles. La comparaison effectuée entre les données normalisées est à relativiser car la normalisation est dépendante de l'amplitude balayée par l'articulation du genou lors des exercices analytiques et à la marche (Hug, 2011). Dans notre travail, l'objectif était de comparer deux modalités différentes telles qu'elles sont pratiquées en rééducation. La différence d'amplitude entre les deux modalités n'est pas un frein à la comparaison.

Les enregistrements EMG permettaient le calcul des ICC. Les limites méthodologiques de l'EMG et du traitement du signal, doivent nous conduire à interpréter les ICC obtenus avec prudence.

5.3 COMPARAISON DES ICC DES SH ENTRE LES DEUX MODALITES

Dans la pratique clinique, les co contractions lors de la marche sont mises en évidence de manière qualitative lors des AQM avec EMG. Afin de comparer les phénomènes de co contraction chez plusieurs sujets, le recours au calcul d'ICC est couramment retrouvé dans la littérature. Dans une revue de littérature récente, Rosa et al. (2014), ont analysé les différentes méthodes de calcul d'ICC à partir de données EMG. La conclusion de cette revue est qu'il n'est pas possible de recommander un calcul d'ICC en particulier au vu de la multiplicité des méthodes employées.

Nous avons choisi deux ICC mettant en avant deux caractéristiques des co contraction : la durée (ICC_t) (Rosa et al. 2014 ; Chow et al. 2012 ; Massaad et al. 2009 ; Den Otter et al., 2007 et 2006 ; Detrembleur et al. 2003 ; Lamontagne et al., 2002 et 2000) et l'intensité (ICC_a) (Silva et al., 2012; Kellis et al., 2003). Parmi les différentes méthodes existant dans la littérature, celles choisies nous semblaient plus proche de la réalité clinique et plus simples à interpréter. Comme évoqué en introduction, la comparaison d'ICC entre une activité analytique et la marche n'a, à notre connaissance, pas été étudiée.

Quels que soient les muscles étudiés et le type d'ICC calculé, la différence entre la condition analytique et la marche était importante et statistiquement significative. A l'exception de l'ICC_t des IJ, les ICC calculés étaient tous très supérieurs dans la condition marche. D'un point de vue temporel (ICC_t), les SH développent plus de co contraction du Q lors de la marche (+19,9%), mais moins de co contractions des IJ (-20,6%). D'un point de vue de l'intensité de la co contraction (ICC_a), l'analyse de l'amplitude du signal EMG montre une augmentation importante des co contractions des antagonistes au mouvement lors de la marche : Q lors de la flexion + 24,1 % et IJ lors de l'extension + 49,1 %. L'ICC_a doit être interprété avec vigilance. Il reflète l'intensité de la co contraction sur une durée globale puisqu'il est calculé à partir de l'aire sous la courbe exprimant le ratio d'activité entre agonistes et antagonistes. Autrement dit, l'ICC_a « lisse » l'intensité de la co contraction sur la durée du cycle choisi. Or, au cours du cycle l'intensité de la co contraction peut varier de 0 à 100% à chaque instant. L'ICC_a ne reflète pas ces variations. Il apparaît donc évident qu'en fonction de la modalité testée, les SH recrutent différemment les muscles du MI parétique.

L'augmentation des co contractions lors de la marche correspond à notre hypothèse initiale. En effet, lors de la marche les sujets sont soumis à des contraintes plus importantes : les membres inférieurs doivent supporter le poids du corps et gérer l'équilibre global du corps dans une condition dynamique. Les co contractions sont alors le moyen d'assurer le contrôle et la stabilisation des différentes articulations. D'après Rosa (2014) le phénomène physiologique de co contraction serait programmé au niveau central et renforcé au niveau spinal. Deux modèles coexistent quand à la régulation nerveuse de l'activité agoniste-antagoniste au niveau spinal. Dans le premier, le système nerveux central programme l'activation de pool de motoneurones commandant à la fois l'agoniste et l'antagoniste (modèle d'entrainement commun), l'activation serait dépendante de la commande à exécuter. L'inhibition de l'antagoniste interviendrait dans ce cas avant l'activation de l'agoniste. Le second modèle fait intervenir l'inhibition réciproque disynaptique Ia : les interneurones disynaptiques Ia, activés au niveau central, seraient responsables de l'inhibition de l'antagoniste. Dans ce cas de figure, si les deux muscles sont activés simultanément, ils sont également inhibés simultanément et la force musculaire produite est moindre. Le mécanisme des co contractions physiologiques dans le maintien de la posture, dans les tâches dynamiques et lors de la marche ne fait actuellement pas l'objet d'un consensus. Après une lésion centrale, les co contractions pathologiques à la marche seraient plutôt liées à un disfonctionnement du modèle d'entrainement commun. Néanmoins, il semble que l'inhibition réciproque disynaptique Ia pourrait expliquer à la fois les phénomènes de co contraction pathologique et le phénomène de spasticité.

Une interrogation persiste quand au cas particulier de l'ICCT des IJ qui est plus important lors des exercices analytiques. Les IJ sont des muscles bi-articulaires. Selon la position des segments du membre inférieur, ils peuvent agir à la fois sur l'articulation de la hanche et/ou du genou (Dufour, 2007 ; Lacôte et Miranda, 2005). Ils ont également un rôle dans la stabilité antéro-postérieure du bassin (Lacôte et Miranda, 2005). Il est envisageable que, lors de l'exercice analytique, les IJ participent au maintien d'une position assise stable. Lors des exercices analytiques, les sujets étaient assis sans dossier, pieds ne reposant pas au sol et il leur était demandé de ne pas se tenir à la table avec les membres supérieurs. Cette position nécessite donc de maintenir le tronc en équilibre. D'autre part, en position assise, lorsque le genou est en extension, les IJ sont placés en course externe. Une co contraction « de protection » pourrait également expliquer ce résultat. Dans les deux cas, cette co contraction,

présente sur 83,2% de la durée de l'exercice, semblait être de faible intensité puisque sur le même mouvement l'ICCa des IJ n'était que de 27,4%.

Ces résultats nous permettent de confronter les constats de terrain exposés en préambule avec des données objectives. Nous pouvons présumer que le travail analytique chez les patients hémiplégiques est effectué dans des conditions de recrutement musculaire différentes de celle d'une situation fonctionnelle telle que la marche. Autrement dit l'activité de marche qui requiert un contrôle postural supplémentaire nécessiterait davantage de co contractions qui limiteraient alors les actions motrices des agonistes. Cela pourrait expliquer, au moins pour partie, le non transfert de certaines compétences acquises en analytiques vers la marche.

Depuis une vingtaine d'année, un concept de rééducation a émergé: l'entraînement orienté vers la tâche à améliorer ou « task-oriented training ». L'amélioration des possibilités fonctionnelles d'un patient nécessite un travail spécifique de la tache fonctionnelle à améliorer. Ce concept émane également de l'expérience de l'entraînement des sportifs de haut niveau pour lesquels on recherche en permanence à améliorer l'efficacité et la précision du geste en le corrigéant et en le répétant jusqu'à l'automatiser. En 2005, Yelnik aborde ce concept dans un article recensant les techniques émergeantes en rééducation. Les effets sur la marche de l'entraînement orienté vers la tache à améliorer ont été mis en évidence dans plusieurs revues systématiques de littérature menée chez des sujets hémiparétiques (Wevers et al. 2009 ; Veerbeek et al. 2008 ; French et al. 2008). Notre travail permet donc d'apporter un nouvel argument en faveur de ces techniques de rééducation. Autrement dit, pour améliorer la marche des patients hémiplégiques, les rééducateurs doivent favoriser les exercices de marche et les mises en situations écologiques.

Nous avons évoqué en introduction le lien positif fait par plusieurs auteurs entre la force musculaire des membres inférieurs et certains paramètres de la marche (Pradon et al. 2013 ; Courbon et al. 2006 ; Bohannon et Andrews, 1990 ; Nakamura et al. 1985). Ces travaux ne permettent pas de savoir si les sujets sont plus performants à la marche grâce à une force musculaire plus importante ou si le fait d'avoir une marche plus performante développe davantage leur force musculaire. Il semble que les exercices analytiques visant un gain de force musculaire devraient conserver une place dans la rééducation des patients hémiparétiques.

Il serait pertinent d'évaluer une éventuelle corrélation entre l'importance des co contractions à la marche et les capacités de marche (vitesse, autonomie).

5.4 ETUDE DES CORRELATIONS ENTRE EXAMEN CLINIQUE ET ICC A LA MARCHE

Aucune corrélation n'est retrouvée entre les ICC enregistrés à la marche et les examens cliniques. A notre connaissance, l'étude de telles corrélations n'a pas été menée jusqu'alors.

Dans la population testée, la force musculaire évaluée par la cotation de Held et Pierrot-Desseilligny (HPD) (*Annexe 1*) n'est pas corrélée avec la durée ou l'intensité des co contractions. Les co contraction ne sont pas dépendantes de la force musculaire. L'échelle HPD, ou échelle MRC (Medical Research Council) dans la littérature anglo-saxone, a démontré une bonne validité inter et intra opérateur (Gregson et al. 2000). Toutefois, dans l'usage clinique de cette échelle, les cotations 4 et 5 sont peu sensibles au changement et plus subjectives que les cotations inférieures. Dans notre travail, la plupart des SH ont une force musculaire évaluée à 4 ou 5 pour le Q et les IJ. Le manque de sensibilité de l'échelle HPD lorsque la force musculaire est normale ou proche de la norme pourrait nuancer nos résultats. Pour pallier à ce problème, nous aurions pu évaluer la force musculaire par dynamomètre statique ou isocinétique afin d'obtenir des données quantifiées reflétant plus précisément la force musculaire des SH. L'évaluation isocinétique, disponible dans l'établissement, aurait augmenté le temps de passation de l'examen et nous souhaitions limiter l'impact de notre travail sur la prise en charge habituelle des sujets.

La spasticité évaluée par l'échelle d'Ashworth modifiée (MAS) (*Annexe 1*) n'est pas corrélée aux ICC lors de la marche. Autrement dit, la spasticité évaluée analytiquement par la MAS n'est pas un indicateur de la durée ou de l'intensité des co contractions à la marche des SH. Dans le groupe SH, nous pouvons remarquer que très peu de sujets sont spastiques (2 sur les IJ, 3 sur le Q). La MAS est l'échelle clinique d'évaluation de la spasticité la plus employée dans la littérature internationale. Sa validité a été démontrée par certains auteurs (Ansari et al. 2008 ; Naghdi et al. 2008 ; Gregson et al. 2000 ; Bohannon et Smith 1987) et remise en question par d'autres (Fleuren et al. 2010 ; Alibiglou et al. 2008 ; Blackburn et al. 2002). La co contraction spastique est fréquemment assimilée à de la spasticité. Or, si les deux phénomènes pourraient être la conséquence d'un même dysfonctionnement du système nerveux central (Rosa, 2014), leur intensité n'est a priori pas corrélée. L'évaluation clinique de la spasticité est la plus simple et la plus rapide à mettre en œuvre. Des mesures instrumentales sont utilisées dans le cadre de protocoles expérimentaux. Elles permettent de quantifier plus précisément la spasticité, notamment grâce à des dynamomètres isocinétiques mesurant la résistance lors d'un mouvement passif (Boudarham et al. 2014 ; Pierce et al. 2008

et 2006 ; Biering-Sorensen et al. 2006 ; Ploutz-Snyder et al. 2006 ; Kakebeeke et al. 2002 ; Firoozbakhsch et al. 1993 ; Bohannon et Andrews, 1990). Comme évoqué précédemment, type d'évaluation aurait augmenté le temps de passation de l'examen.

Les échelles cliniques utilisées pour évaluer la force musculaire et la spasticité des SH ne permettent pas de prédire l'importance des co contractions. L'évolution et la démocratisation des différentes techniques d'analyse du mouvement (analyse tridimensionnelle, accélérométrie, plateformes de force, analyse vidéo) couplées à des enregistrements EMG (Gillain et Petermans, 2013 ; Azulay et al. 2005) permettent désormais d'analyser directement en situation les différents facteurs pouvant intervenir dans les difficultés de marche des patients.

6 CONCLUSION

A l'issue de ce travail, nous ne pouvons pas conclure sur le fait que les co contractions seraient augmentées ou non chez les SH. En effet, si les co contractions enregistrées ne diffèrent pas dans les deux groupes, la vitesse de marche très inférieure chez les SH biaise notre conclusion. Il serait souhaitable à l'avenir, de faire marcher les SS à une vitesse proche de celle des SH.

Notre travail a permis de mettre en avant que, chez les SH, les co contractions sont augmentées de manière significative à la marche. Ces résultats plaident en faveur d'une rééducation en situation de marche pour améliorer la marche. Nous devons alors nous interroger sur la rééducation à la marche proposée aux patients hémiplégiques et notamment sur la pertinence de maintenir des exercices en situation analytique.

Enfin, si l'évaluation de la force musculaire et de la spasticité par des échelles cliniques permet un suivi des capacités analytiques des patients, elle ne permet pas de présager de l'intensité des co contractions lors de la marche et de leur impact sur capacités de marche des patients hémiplégiques.

Nous avons choisi d'étudier les co contractions puisqu'elles nous semblent être en partie responsables des difficultés de marche des patients hémiplégiques. Afin d'approfondir cette réflexion, il serait intéressant d'étudier les corrélations entre la durée ou l'intensité des co contractions à la marche et les capacités de marche (vitesse, qualité). Les co contractions entraînent-elles réellement des difficultés de marche ?

L'augmentation du maintien postural en condition d'équilibre dynamique est une hypothèse expliquant l'augmentation des co contractions à la marche. Il serait alors intéressant de corrélérer les co contractions avec des paramètres marqueurs de l'instabilité comme l'écartement des pieds, temps de simple/double appui ou la vitesse de marche.

Notre travail portait exclusivement sur des paramètres biomécaniques et neurophysiologiques du mouvement humain. Or ces paramètres peuvent être modifiés par l'état cognitif et émotionnel des sujets. La recherche d'un éventuel lien entre co contractions et processus émotionnels et/ou cognitifs pourrait constituer un axe d'étude ultérieur.

BIBLIOGRAPHIE

- Alibiglou, L., Rymer, W. Z., Harvey, R. L., & Mirbagheri, M. M. (2008). The relation between Ashworth scores and neuromechanical measurements of spasticity following stroke. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 5, 18.
- Ansari, N. N., Naghdi, S., Younesian, P., & Shayeghan, M. (2008). Inter- and intrarater reliability of the Modified Modified Ashworth Scale in patients with knee extensor poststroke spasticity. *Physiotherapy Theory and Practice*, 24(3), 205-213.
- Azulay, J.-P., Assaiante, C., Vaugoyeau, M., Serratrice, G., & Amblard, B. (2005). Exploration instrumentale des troubles de la marche. *EMC - Neurologie*, 2(1), 26-43.
- Balaban, B., & Tok, F. (2014). Gait Disturbances in Patients With Stroke. *PM&R*, 6(7), 635-642.
- Biering-Sørensen, F., Nielsen, J. B., & Klinge, K. (2006). Spasticity-assessment: a review. *Spinal Cord*, 44(12), 708-722.
- Blackburn, M., van Vliet, P., & Mockett, S. P. (2002). Reliability of measurements obtained with the modified Ashworth scale in the lower extremities of people with stroke. *Physical Therapy*, 82(1), 25-34.
- Bohannon, R. W., & Smith, M. B. (1987). Interrater Reliability of a Modified Ashworth Scale of Muscle Spasticity. *Physical Therapy*, 67(2), 206-207.
- Bohannon, R. W., & Andrews, A. W. (1990). Correlation of knee extensor muscle torque and spasticity with gait speed in patients with stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 71(5), 330-333.
- Bohannon, R. W., & Andrews, A. W. (1998). Relationships between impairments in strength of limb muscle actions following stroke. *Perceptual and Motor Skills*, 87(3 Pt 2), 1327-1330.
- Boudarham, J., Roche, N., Teixeira, M., Hameau, S., Robertson, J., Bensmail, D., & Zory, R. (2014). Relationship between neuromuscular fatigue and spasticity in chronic stroke patients: A pilot study. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(2), 292-299.
- Brun, V., & Pelissier, J. (1994). *La marche humaine et sa pathologie: explorations et rééducation*. Masson.
- Bruyneel, A.-V., Deat, P., & Boussion, L. (2012). Évaluation de la reproductibilité du test de force isométrique sur balance et par dynamomètre à pression pour les muscles extenseurs de genou. *Kinésithérapie, la Revue*, 12(126), 33-40.
- Cappellini, G., Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2006). Motor Patterns in Human Walking and Running. *Journal of Neurophysiology*, 95(6), 3426-3437.
- Chen, I. H., Kuo, K. N., & Andriacchi, T. P. (1997). The influence of walking speed on mechanical joint power during gait. *Gait & Posture*, 6(3), 171-176.
- Chisholm, A. E., Perry, S. D., & McIlroy, W. E. (2013). Correlations between ankle-foot impairments and dropped foot gait deviations among stroke survivors. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 28(9-10), 1049-1054.

- Chow, J. W., Yablon, S. A., & Stokic, D. S. (2012). Coactivation of ankle muscles during stance phase of gait in patients with lower limb hypertonia after acquired brain injury. *Clinical Neurophysiology*, 123(8), 1599-1605.
- Courbon, A., Calmels, P., Roche, F., Ramas, J., & Fayolle-Minon, I. (2006). Relationship between walking capacity and maximal exercise capacity, strength and motor deficiency in adult hemiplegic stroke patients. *Annales De Réadaptation Et De Médecine Physique: Revue Scientifique De La Société Française De Rééducation Fonctionnelle De Réadaptation Et De Médecine Physique*, 49(8), 614-620.
- Davies, J. M., Mayston, M. J., & Newham, D. J. (1996). Electrical and mechanical output of the knee muscles during isometric and isokinetic activity in stroke and healthy adults. *Disability and Rehabilitation*, 18(2), 83-90.
- De Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1223-1230.
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, 13, 135–163.
- De Luca, C. J., Donald Gilmore, L., Kuznetsov, M., & Roy, S. H. (2010). Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics*, 43(8), 1573-1579.
- Den Otter, A. R., Geurts, A. C. H., Mulder, T., & Duysens, J. (2004). Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. *Gait & Posture*, 19(3), 270-278.
- Den Otter, A. R., Geurts, A. C. H., Mulder, T., & Duysens, J. (2006). Gait recovery is not associated with changes in the temporal patterning of muscle activity during treadmill walking in patients with post-stroke hemiparesis. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 117(1), 4-15.
- Den Otter, A. R., Geurts, A. C. H., Mulder, T., & Duysens, J. (2007). Abnormalities in the temporal patterning of lower extremity muscle activity in hemiparetic gait. *Gait & Posture*, 25(3), 342-352.
- Detrembleur, C., Dierick, F., Stoquart, G., Chantraine, F., & Lejeune, T. (2003). Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. *Gait & Posture*, 18(2), 47-55.
- Dufour, M. (2007). *Anatomie de l'appareil locomoteur: ostéologie, arthrologie, myologie, neurologie, angiologie, morpho-topographie. Membre inférieur*. Elsevier Masson.
- Feldman, A. G., & Levin, M. F. (2009). The Equilibrium-Point Hypothesis – Past, Present and Future. In D. Sternad (Ed.), *Progress in Motor Control* (p. 699-726). Springer US.
- Firoozbakhsh, K. K., Kunkel, C. F., Scremin, A. M., & Moneim, M. S. (1993). Isokinetic dynamometric technique for spasticity assessment. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, 72(6), 379-385.
- Fleuren, J. F. M., Voerman, G. E., Erren-Wolters, C. V., Snoek, G. J., Rietman, J. S., Hermens, H. J., & Nene, A. V. (2010). Stop using the Ashworth Scale for the assessment of spasticity. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 81(1), 46-52.

- French, B., Leathley, M., Sutton, C., McAdam, J., Thomas, L., Forster, A., ... Watkins, C. (2008). A systematic review of repetitive functional task practice with modelling of resource use, costs and effectiveness. *Health Technology Assessment (Winchester, England)*, 12(30), iii, ix-x, 1-117.
- Geertsen, S. S., Kirk, H., Lorentzen, J., Jorsal, M., Johansson, C. B., & Nielsen, J. B. (2015). Impaired gait function in adults with cerebral palsy is associated with reduced rapid force generation and increased passive stiffness. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*.
- Gillain, S., & Petermans, J. (2013). Contribution of new techniques to study the gait in old populations. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 56(5), 384-395.
- Goldberg, S. R., Anderson, F. C., Pandy, M. G., & Delp, S. L. (2004). Muscles that influence knee flexion velocity in double support: implications for stiff-knee gait. *Journal of Biomechanics*, 37(8), 1189-1196.
- Gracies, J.-M. (2005a). Pathophysiology of spastic paresis. I: Paresis and soft tissue changes. *Muscle & Nerve*, 31(5), 535-551.
- Gracies, J.-M. (2005b). Pathophysiology of spastic paresis. II: Emergence of muscle overactivity. *Muscle & Nerve*, 31(5), 552-571.
- Gregson, J. M., Leathley, M. J., Moore, A. P., Smith, T. L., Sharma, A. K., & Watkins, C. L. (2000). Reliability of measurements of muscle tone and muscle power in stroke patients. *Age and Ageing*, 29(3), 223-228.
- Haute Autorité de Santé - Accident Vasculaire Cérébral (AVC) - Parcours de soins. Consulté 16 septembre 2014, à l'adresse http://www.has-sante.fr/portail/jcms/r_1505260/fr/accident-vasculaire-cerebral-avc-parcours-de-soins?xtmc=&xtcr=4
- Haute Autorité de Santé - Rééducation motrice après un AVC : à déclencher dès que possible. Consulté 20 mai 2015, à l'adresse http://www.has-sante.fr/portail/jcms/c_1359319/fr/reeducation-motrice-apres-un-avc-a-declencher-des-que-possible
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 10(5), 361-374.
- Hogrel, J.-Y., Payan, C. A., Ollivier, G., Tanant, V., Attarian, S., Couillandre, A., ... Desnuelle, C. (2007). Development of a French isometric strength normative database for adults using quantitative muscle testing. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(10), 1289-1297.
- Hug, F. (2011). Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(1), 1-12.

- INSERM. AVC - Accident vasculaire cérébral. Consulté 25 mai 2015, à l'adresse <http://www.inserm.fr/thematiques/neurosciences-sciences-cognitives-neurologie-psychiatrie/dossiers-d-information/avc-accident-vasculaire-cerebral>
- Kakebeeke, T. H., Lechner, H., Baumberger, M., Denoth, J., Michel, D., & Knecht, H. (2002). The importance of posture on the isokinetic assessment of spasticity. *Spinal Cord*, 40(5), 236-243.
- Kellis, E., Arabatzi, F., & Papadopoulos, C. (2003). Muscle co-activation around the knee in drop jumping using the co-contraction index. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(3), 229-238.
- Klein, C. S., Brooks, D., Richardson, D., McIlroy, W. E., & Bayley, M. T. (2010). Voluntary activation failure contributes more to plantar flexor weakness than antagonist coactivation and muscle atrophy in chronic stroke survivors. *Journal of Applied Physiology*, 109(5), 1337-1346.
- Klein, C. S., Power, G. A., Brooks, D., & Rice, C. L. (2013). Neural and muscular determinants of dorsiflexor weakness in chronic stroke survivors. *Motor Control*, 17(3), 283-297.
- 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.
- Lacôte, M., & Miranda, A. (2005). *Évaluation clinique de la fonction musculaire*. Maloine.
- Lamontagne, A., Richards, C. L., & Malouin, F. (2000). Coactivation during gait as an adaptive behavior after stroke. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 10(6), 407-415.
- Lamontagne, A., Malouin, F., Richards, C. L., & Dumas, F. (2002). Mechanisms of disturbed motor control in ankle weakness during gait after stroke. *Gait & Posture*, 15(3), 244-255.
- Levin, M. F., & Hui-Chan, C. (1994). Ankle spasticity is inversely correlated with antagonist voluntary contraction in hemiparetic subjects. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 34(7), 415-425.
- Liu, M. Q., Anderson, F. C., Schwartz, M. H., & Delp, S. L. (2008). Muscle contributions to support and progression over a range of walking speeds. *Journal of Biomechanics*, 41(15), 3243-3252.
- Massaad, F., Lejeune, T. M., & Detrembleur, C. (2010). Reducing the energy cost of hemiparetic gait using center of mass feedback: a pilot study. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 24(4), 338-347.
- McLellan, D. L. (1977). Co-contraction and stretch reflexes in spasticity during treatment with baclofen. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 40(1), 30-38.
- Nadeau, S., Betschart, M., & Bethoux, F. (2013). Gait Analysis for Poststroke Rehabilitation: The Relevance of Biomechanical Analysis and the Impact of Gait Speed. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 24(2), 265-276.

- Naghdi, S., Ansari, N. N., Mansouri, K., Asgari, A., Olyaei, G. R., & Kazemnejad, A. (2008). Neurophysiological examination of the Modified Modified Ashworth Scale (MMAS) in patients with wrist flexor spasticity after stroke. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 48(1), 35-41.
- Nakamura, R., Hosokawa, T., & Tsuji, I. (1985). Relationship of muscle strength for knee extension to walking capacity in patients with spastic hemiparesis. *The Tohoku Journal of Experimental Medicine*, 145(3), 335-340.
- Newham, D. J., & Hsiao, S. F. (2001). Knee muscle isometric strength, voluntary activation and antagonist co-contraction in the first six months after stroke. *Disability and Rehabilitation*, 23(9), 379-386.
- Norton, B. J., Bomze, H. A., Sahrmann, S. A., & Eliasson, S. G. (1975). Correlation between gait speed and spasticity at the knee. *Physical Therapy*, 55(4), 355-359.
- Olney, S. J., & Richards, C. (1996). Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait & Posture*, 4(2), 136-148.
- Pelissier, J., Pellas, F., Benaïm, C., & Fattal, C. (2009). *Principales échelles d'évaluation chez l'adulte en MPR (deuxième édition)*.
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. SLACK.
- Pierce, S. R., Johnston, T. E., Shewokis, P. A., & Lauer, R. T. (2008). Examination of spasticity of the knee flexors and knee extensors using isokinetic dynamometry with electromyography and clinical scales in children with spinal cord injury. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 31(2), 208-214.
- Pierce, S. R., Lauer, R. T., Shewokis, P. A., Rubertone, J. A., & Orlin, M. N. (2006). Test-retest reliability of isokinetic dynamometry for the assessment of spasticity of the knee flexors and knee extensors in children with cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(5), 697-702.
- Ploutz-Snyder, L. L., Clark, B. C., Logan, L., & Turk, M. (2006). Evaluation of spastic muscle in stroke survivors using magnetic resonance imaging and resistance to passive motion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(12), 1636-1642.
- Pradon, D., Roche, N., Enette, L., & Zory, R. (2013). Relationship between lower limb muscle strength and 6-minute walk test performance in stroke patients. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 45(1), 105-108.
- Richard, D., & Orsal, D. (2001). *Neurophysiologie: Organisation et fonctionnement du système nerveux, 2ème édition*. Dunod.
- Richards, C. L., Malouin, F., & Dean, C. (1999). Gait in stroke: assessment and rehabilitation. *Clinics in Geriatric Medicine*, 15(4), 833-855.
- Rosa, M. C. N. (2014). Co-contraction Role on Human Motor Control. A Neural Basis. *Journal of Novel Physiotherapies*, 05(01).
- Rosa, M. C. N., Marques, A., Demain, S., & Metcalf, C. D. (2014). Lower limb co-contraction during walking in subjects with stroke: A systematic review. *Journal of*

- Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 24(1), 1-10.
- Schwartz, M. H., Rozumalski, A., & Trost, J. P. (2008). The effect of walking speed on the gait of typically developing children. *Journal of Biomechanics*, 41(8), 1639-1650.
- Silva, A., Sousa, A. S. P., Tavares, J. M. R. S., Tinoco, A., Santos, R., & Sousa, F. (2012). Ankle dynamic in stroke patients: agonist vs. antagonist muscle relations. *Somatosensory & Motor Research*, 29(4), 111-116.
- Takakusaki, K. (2013). Neurophysiology of gait: from the spinal cord to the frontal lobe. *Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society*, 28(11), 1483-1491.
- Van der Linden, M. L., Kerr, A. M., Hazlewood, M. E., Hillman, S. J., & Robb, J. E. (2002). Kinematic and kinetic gait characteristics of normal children walking at a range of clinically relevant speeds. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 22(6), 800-806.
- Veerbeek, J. M., van Wegen, E., van Peppen, R., van der Wees, P. J., Hendriks, E., Rietberg, M., & Kwakkel, G. (2014). What is the evidence for physical therapy poststroke? A systematic review and meta-analysis. *PLoS One*, 9(2), e87987.
- Viel, É. (2000). *La Marche humaine, la course et le saut: biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements*. Elsevier Masson.
- Wevers, L., van de Port, I., Vermue, M., Mead, G., & Kwakkel, G. (2009). Effects of task-oriented circuit class training on walking competency after stroke: a systematic review. *Stroke; a Journal of Cerebral Circulation*, 40(7), 2450-2459.
- Winter, D. A., & Yack, H. J. (1987). EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 67(5), 402-411.
- Yelnik, A., Albert, T., Bonan, I., & Laffont, I. (1999). A Clinical Guide to Assess the Role of Lower Limb Extensor Overactivity in Hemiplegic Gait Disorders. *Stroke*, 30(3), 580-585.
- Yelnik, A. (2005). Évolution des concepts en rééducation du patient hémiplégique. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 48(5), 270-277.
- Yelnik, A., Simon, O., Parratte, B., & Gracies, J. (2010). How to clinically assess and treat muscle overactivity in spastic paresis. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 42(9), 801-807.

ANNEXES

ANNEXE 1: ECHELLES D'EVALUATION UTILISEES AU COURS DE L'EXAMEN CLINIQUE

Ces échelles ci-dessous sont issues de l'ouvrage de Pelissier, J., Pellas, F., Benaïm, C., & Fattal, C. (2009) : *Principales échelles d'évaluation chez l'adulte en MPR (deuxième édition)* édité par le Collège français des enseignants universitaires de médecine physique et réadaptation (COFEMER)

Cotation de Held et Pierrot-Desseilligny (Lacote et al, 1996)

La force est appréciée selon une cotation de 0 à 5.

- 0 : absence de contraction
- 1 : contraction perceptible sans déplacement du segment
- 2 : contraction entraînant un déplacement quel que soit l'angle parcouru
- 3 : le déplacement peut s'effectuer contre une légère résistance
- 4 : le déplacement s'effectue contre une résistance plus importante
- 5 : le mouvement est d'une force identique au côté sain

Echelle d'Ashworth modifiée (Ashworth et al. 1994; Bohannon 1987)

MAS (sur 4)	MAS (sur 5)	Descriptif du niveau
0	0	Pas d'hypertonie
1	1	Légère hypertonie avec <i>stretch reflex</i> ou minime résistance en fin de course
1+	2	Hypertonie avec <i>stretch reflex</i> et résistance au cours de la première moitié de la course musculaire autorisée
2	3	Augmentation importante du tonus musculaire durant toute la course musculaire, mais le segment de membre reste facilement mobilisable
3	4	Augmentation considérable du tonus musculaire. Le mouvement passif est difficile
4	5	Hypertonie majeure. Mouvement passif impossible

FAC modifiée (Brun et al. 2000)

Classe 0
Ne peut marcher ou a besoin de l'aide de plus d'une personne.
Classe 1
Peut marcher avec l'aide permanente d'une personne.
Classe 2
Peut marcher avec l'aide intermittente d'une personne.
Classe 3
Peut marcher avec l'aide d'un soutien verbal sans contact physique.
Classe 4
Peut marcher seul sur surface plane, mais le passage des escaliers est impossible.
Classe 5
Peut marcher seul sur surface plane. Le passage des escaliers est possible avec aide physique d'une tierce personne. (contact physique ou simple surveillance)
Classe 6
Peut marcher seul sur surface plane. Le passage des escaliers est possible en utilisant une rampe ou une canne, sans aide et/ou surveillance de la part d'une tierce personne.
Classe 7
Peut marcher seul sur surface plane. Le passage des escaliers est possible seul mais anormalement (plus lent avec boiterie), sans aide et/ou surveillance de quelqu'un, ni d'appui externe.
Classe 8
Peut marcher seul en surface plane et franchit seul les escaliers de façon normale sans se servir de la rampe ou d'une canne avec passage des marches normalement.

ANNEXE 2 : LETTRE D'INFORMATION ET FORMULAIRE DE CONSENTEMENT**LETTRE D'INFORMATION**

Madame, Monsieur,

A la suite d'un Accident Vasculaire Cérébral (AVC), vous êtes hospitalisé au CMPR L'ADAPT Loiret pour y suivre une rééducation. Dans le cadre de cette rééducation, votre médecin référent vous a proposé un examen de la marche par Analyse Quantifiée du Mouvement (AQM).

Cet examen est habituellement pratiqué dans notre établissement pour les patients victimes d'un AVC et permet d'optimiser la rééducation et les traitements afin d'améliorer votre marche.

Nous vous sollicitons aujourd'hui dans le cadre d'une étude scientifique. L'objectif est d'utiliser les données enregistrées au cours de l'examen d'AQM afin d'analyser la motricité normale et anormale des membres inférieurs après un AVC dans des exercices simples de rééducation et à la marche. En effet, un certain nombre de patients victimes d'un AVC sont capables de réaliser des mouvements dans certaines situations et ne sont pas capables de le faire dans d'autres. Une meilleure compréhension de ces phénomènes permettrait d'ajuster et d'améliorer les techniques de rééducation de la marche habituellement employées.

Nous sollicitons donc votre participation.

Les activités musculaires seront enregistrées par ElectroMyoGramme (EMG) de surface par l'intermédiaire d'électrodes adhésives fixées sur la peau. Les mouvements réalisés pendant la marche seront enregistrés par des cameras à infra rouges grâce à des capteurs fixés sur la peau. Ces examens et dispositifs sont couramment utilisés au sein de l'établissement pour les patients ayant subi un AVC capables de marcher.

L'AQM se déroulera sur une séance d'environ 2 heures, au laboratoire d'analyse du mouvement du CMPR L'ADAPT Loiret. Pendant cette séance seront réalisés :

- Un examen clinique des membres inférieurs ;
- L'enregistrement des activités musculaires lors d'exercices en position assise ;
- L'enregistrement des activités musculaires et des mouvements lors de la marche.

Les mouvements ou exercices demandés seront similaires à ceux que vous effectuez quotidiennement lors de vos séances de rééducation.

Afin de faciliter le placement des capteurs et électrodes sur vos membres inférieurs nous vous demanderons de porter un short court et un tee shirt confortables. Si besoin et avec votre accord, nous raserons les emplacements où seront collées les électrodes. L'examen se déroule pieds nus.

Cet examen ne comporte pas de risque spécifique puisque les tâches demandées sont similaires à celles que vous effectuez quotidiennement dans les séances de kinésithérapie. Les risques potentiels sont : la chute, une allergie aux adhésifs utilisés pour fixer les électrodes et capteurs. Nous vous invitons donc à signaler tout antécédent en rapport avec ces risques.

Votre participation ne modifiera pas votre programme de rééducation en dehors des 2 heures allouées à cette étude durant lesquelles vos séances habituelles seront suspendues.

Les données recueillies sont confidentielles et leur exploitation est rigoureusement anonyme, conformément aux lois qui régissent la recherche scientifique en France. Pour cette raison, nous vous demandons de bien vouloir lire et signer les deux exemplaires du formulaire de consentement puis de nous restituer l'un des deux exemplaires.

Si vous le souhaitez, nous vous informerons des résultats de notre recherche.

Pour toute information complémentaire ou pour toute question concernant cette étude, vous pouvez prendre contact avec :

Mme Céline Coffineau, au service Kinésithérapie ou par téléphone :
17 09 en interne / 02 38 28 17 09 de l'extérieur.

M. Nicolas LAMPIRE, au Laboratoire d'analyse du mouvement ou par téléphone:
17 06 en interne / 02 38 28 17 06 de l'extérieur.

FORMULAIRE DE CONSENTEMENT

Je soussigné(e)..... atteste sur l'honneur participer volontairement à l'étude ci nommée :

«Existe-t-il une relation entre la motricité volontaire et la motricité fonctionnelle du membre inférieur atteint chez des sujets hémiparétiques vasculaires ?».

Mme Céline COFFINEAU, masseur kinésithérapeute DE, M Nicolas LAMPIRE, ingénieur en biomécanique du CMPR L'ADAPT, investigateurs de l'étude, m'ont fourni les informations nécessaires à la compréhension ainsi que les modalités de participation à cette étude.

J'ai bien compris les objectifs et risques encourus.

Je reconnaissais avoir pu poser toute question aux observateurs.

Je suis informé que je peux me retirer à tout moment de l'étude sans préjudice pour ma part.

L'ensemble des données me concernant pourra être exploité dans le cadre de cette étude, il reste ma propriété et je peux le consulter et en disposer librement.

L'ensemble des données informatisées, codées ou anonymes est protégé par la loi Informatique et Liberté N° 78-17 de 1978.

J'autorise toute personne habilitée par le Ministère de la Santé ou de la Région Sanitaire à utiliser ces données dans un but de recherche, dans le respect de la loi Informatique et Liberté.

En raison de cette information, je reconnaissais donner par la présente, mon consentement éclairé pour participer à cette étude.

Je reconnaissais qu'un exemplaire de la lettre d'information ainsi qu'un double de ce formulaire de consentement m'ont été remis par l'un des investigateurs.

Nom Prénom :

Céline COFFINEAU

Nicolas LAMPIRE

Fait à :

Fait à :

Fait à :

Le :

Le :

Le :

Signature :

Signature :

Signature :

ANNEXE 3: CARACTERISTIQUES DE LA POPULATION

Sujets	Sexe	Age (années)	Taille (cm)	Poids (kg)	Délai AVC (mois)	Côté parésié	Hypoext. P		Spasticité ¹ P		Motricité ² P		Déficit sensitif P	Déplacements ³
							U	DF	U	Q	U	Q		
SH_1	F	63	160	63	300	D	oui		1	3	4			6
SH_2	M	57	160	81	3	D	oui			4	4			7
SH_3	F	58	163	63	3	D		nt		4	4			6
SH_4	F	73	162	68	2,5	D		nt		1	4	4		6
SH_5	F	67	155	76	3	G	oui	nt		4	4			6
SH_6	M	45	176	87	1	G				4	4		oui	7
SH_7	M	71	168	81	33	D	oui	nt	2	3	3	oui		6
SH_8	M	79	163	63	7	G		oui		4	5			6
SH_9	M	57	170	67	1,5	G		nt		3	5	oui		6
SH_10	M	68	183	80	8	G	oui	oui		2	1+	4	oui	6
SH_11	M	76	180	80	5	G	oui	nt		4	4			6
SH_12	M	57	168	73	31	G		nt	1+	4	4	oui		6
SS_1	M	61	174	80										
SS_2	F	63	165	66										
SS_3	F	61	160	49										
SS_4	F	63	157	84										
SS_5	M	62	160	75										
SS_6	F	54	159	51										
SS_7	M	68	183	102										
SS_8	M	58	168	60										
SS_9	M	56	175	63										
SS_10	M	68	170	70										
SS_11	F	77	155	51										

SH: sujet hémiplégique; SS: sujet sain; F: femme; M: homme; D: droit; G: gauche

hypoext.: hypoextensibilité; P: côté parésié; nt: non testé

¹ selon l'échelle d'Ashworth modifiée² selon l'échelle de Held et Pierrot-Deseilligny³ selon l'échelle FAC modifiée

RESUME

INTRODUCTION : Cette étude visait à comparer les co contractions chez des sujets hémiplégiques (SH) et sains (SS), à comparer les co contractions chez des SH entre une modalité d'exercice analytique et la marche et à rechercher la corrélation entre les données des examens cliniques et les co contractions.

METHODE : L'activité musculaire des fléchisseurs et extenseurs du genou était enregistrée par EMG de surface lors d'exercices analytiques et lors de la marche en phase oscillante. Le calcul d'indice de co contraction (ICC), en durée et en amplitude, à partir des données EMG permettait la comparaison entre les 2 groupes et les 2 modalités.

RESULTATS : 12 SH et 11 SS ont été inclus. Les paramètres spatio-temporels et cinématiques étaient diminués chez les SH ($p<0,05$). Les ICC ne différaient pas entre SH et SS, mais différaient chez les SH entre les 2 modalités ($p<0,05$). Les données des examens cliniques n'étaient pas corrélées avec les ICC.

DISCUSSION : Les résultats observés plaident en faveur d'une rééducation plus fonctionnelle, moins analytique, pour améliorer la marche des patients hémiplégiques. Les données des examens cliniques ne renseignent pas sur l'intensité et la durée des co contractions.

MOTS CLES : Accident vasculaire cérébral ; Co contraction ; Marche ; Rééducation.

SUMMARY

INTRODUCTION: The aim of this study was first to compare co contractions among hemiparetic (SH) and healthy (SS) subjects, then to compare co contractions in SH between an analytic exercise modality and gait and finally to investigate correlation between clinical examinations and co contractions.

METHOD: Muscular activity of knee flexors and extensors was recorded by surface EMG in analytic exercises and in the swing phase of gait. Co contraction index in duration and in magnitude was calculated from EMG data allowed the comparison between the 2 groups and the 2 modalities.

RESULTS: 12 SH and 11 SS were included. Spatio-temporal and kinematic parameters were decreased in SH ($p<0.05$). ICC did not differ between SH and SS, but differed between modalities in SH ($p<0.05$). Data from clinical examinations were not correlated with ICC.

DISCUSSION: Those results could promote of a more functional and less analytic rehabilitation to improve gait in hemiparetic patients. Data from clinical examinations do not provide information in co contraction intensity and duration.

KEY WORDS: Stroke ; Co contraction ; Gait ; Rehabilitation.