

UNIVERSITÉ DE NANTES

FACULTÉ DE MÉDECINE

Année : 2020

N°

THÈSE

pour le

DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN MÉDECINE

Diplôme d'Etudes Spécialisées de Médecine Physique et de Réadaptation

par

Stéfane LOPES

Présentée et soutenue publiquement le 20/11/2020

**Etude IIMPS, Interface Instrumentalisée Médecin / Patient Spastique
Reproductibilité et Sensibilité au changement**

Président : Madame le Professeur Brigitte PERROUIN VERBE

Directeur de thèse : Dr Matthieu GAHIER

Remerciements :

Je remercie le personnel du centre de médecine physique et réadaptation de l'hôpital Saint-Jacques de Nantes, qui s'est impliqué dans ce projet mais aussi tous ceux avec qui j'ai eu le privilège de travailler et grandir en tant que médecin, pour le temps partagé et pour leur aide.

Je remercie tout spécialement Fabien Leboeuf pour sa disponibilité, son aide précieuse lors de l'analyse statistique et son œil avisé dans cet univers obscur qu'est pour nous le monde de RStudio.

Je remercie sincèrement le Professeur Perrouin Verbe, de la qualité et la richesse de son enseignement, de l'attention qu'elle porte à notre formation et de la confiance qu'elle m'accorde pour les deux années à venir. Elle restera pour moi un modèle de rigueur et d'engagement.

Je remercie le Professeur Buffenoir-Billet, à l'origine de ce passionnant projet, d'avoir accepté de faire partie de mon jury et de sa contribution au bon déroulé de l'étude.

Je souhaite exprimer ma profonde gratitude au Dr Gahier de m'avoir proposé de travailler avec toi sur ce projet. Merci Matthieu d'autant t'investir pour mon travail. Merci pour ta disponibilité, de ta confiance, et de m'avoir donné toutes les armes nécessaires pour la concrétisation de ces travaux. Je te remercie pour l'exemple que tu es pour moi et de ton amitié.

Je remercie le Dr Gross pour son implication dans ce projet et dans notre formation d'interne. Merci pour le staff d'analyse de la marche. Merci de nous faire profiter de votre savoir et de m'avoir formé avec le Dr Gahier à l'évaluation et la prise en charge de la spasticité.

Je remercie l'ensemble des médecins de l'hôpital Saint-Jacques d'avoir participé à ma formation, pour leur soutien et leur bonne humeur. Merci de m'avoir adopté en girondin expatrié. C'est avec une certaine émotion que je deviendrai l'un de vos collègues.

Je remercie l'ensemble des universitaires qui ont participé à notre enseignement en MPR, qui ont su nous transmettre leur passion et leur savoir.

Merci à mes co-internes pour tous les moments passés et le soutien mutuel durant ces 4 ans.

Merci aux patients qui ont donné de leur temps pour cette étude, et à tous dont j'ai croisé la route lors de ma formation.

A mes parents et mon frère, pour leur présence toutes ces années et leur soutien indéfectible tous le long de mes études. Merci de m'avoir appris le sens du travail et de m'avoir donné toutes les ressources nécessaires pour me permettre de réussir.

A ma femme Clarène, pour son soutien depuis les bancs de l'université jusqu'à ce jour et jusqu'à ce banc d'où l'on regardera grandir nos petits enfants... un jour. Merci de ton amour, de m'avoir dit oui et d'être celle que tu es. Sans toi rien n'aurait été possible. Merci pour notre petit ange de 4 mois, Gabriel, ma plus belle réussite.

I. Introduction

L'atteinte du faisceau cortico-spinal est responsable d'une altération de la commande motrice définie sous le terme de syndrome du motoneurone supérieur (syndrome pyramidal). Il comprend un déficit moteur avec faiblesse motrice, fatigabilité et altération de la commande motrice, une hypotonie à la phase initiale et l'apparition dans un second temps d'une hyperactivité musculaire (syncinésies, co-contractions agonistes-antagonistes, exagération des réflexes ostéotendineux et cutanées, clonus et spasmes) (1,2).

La spasticité est un terme dont la définition a évolué ces cinquante dernières années. La définition historique a été proposée par Lance en 1980 : *“Spasticity is a motor disorder characterized by a velocity-dependent increase in tonic stretch reflexes with exaggerated tendon jerk, resulting from hyperexcitability of the stretch reflex, as one of the components of the upper motor neuron syndrome.”* (3) Cette définition ne rend compte que de l'hyperexcitabilité du réflexe myotatique direct, réflexe spinal, libéré des modulations spinales et supra-spinales. Elle exclut donc les symptômes appartenant aux deux autres composantes du syndrome du motoneurone supérieur à savoir la parésie et le défaut de sélectivité du mouvement.

En 2005 le SPASM Consortium élargit le concept en considérant la spasticité comme « *(a) disordered sensori-motor control, [...], presenting as intermittent or sustained involuntary activation of muscle* » (4) » et dont les déterminants ne sont pas exclusivement neurogènes.

Enfin en 2017 un consensus européen propose le terme *“hyper-resistance”* pour désigner la spasticité comme définie par Lance. Les auteurs y distinguent une composante non-neurale liée aux propriétés mécaniques du tissu musculaire (et par extension son tissu de soutien) et une composante neurale liée à l'hyperexcitabilité du réflexe à l'étirement et aux phénomènes d'activation musculaires involontaires (5).

L'évaluation de la spasticité en pratique courante est réalisée à partir de manœuvres de mobilisation passive au cours desquelles la résistance à l'étirement est cotée en utilisant des échelles cliniques comme l'échelle d'Ashworth modifiée (6), l'échelle de Tardieu (7) ou le *Pendulum test* (8). Ces échelles subjectives et semi quantitatives présentent une reproductibilité médiocre (10–12) et ne permettent pas de différencier les paramètres de composante neurale et non-neurale (11,13,14). Leurs propriétés métrologiques associées (sensibilité au changement, dimensionnalité ...) ont été peu étudiées (16–18).

Bien que les qualités métrologiques de ces échelles ne soient pas optimales, elles sont largement utilisées en pratique courante et comme critère d'évaluation dans les études portant sur l'effet des thérapeutiques sur la spasticité (19–22). Les stratégies thérapeutiques actuelles sont multiples et peuvent associer différentes techniques de rééducation, des traitements oraux, l'utilisation de baclofène en intrathécale, les injections de toxine botulique, les neurotomies sélectives.

Les modalités d'évaluation instrumentale de la spasticité ont été détaillées lors du SPASM consortium (4,23–26) puis réaffirmées lors du consensus européen de 2017 (5). L'enjeu médico-scientifique est de proposer un outil d'évaluation quantitative fiable et dont l'utilisation peut se faire dans le cadre d'une pratique clinique courante. Actuellement la plupart des outils proposés ne sont pas utilisables en pratique courante car les modèles d'évaluation choisis, comme l'isocinétisme ou les appareils de stimulation électriques, sont trop complexes et éloignés de la pratique clinique. De plus, là encore, leurs propriétés métrologiques ont été peu documentées

(27,28). Les rares dispositifs développés à partir du cahier des charges du *SPASM consortium* doivent encore bénéficier d'évaluations de leurs qualités métrologiques plus poussées et aucun d'entre eux ne s'est encore imposé en pratique clinique courante (15,27,29,30).

Le but de notre étude est d'évaluer les qualités métrologiques d'un outil de mesure de la spasticité du triceps sural élaboré en collaboration avec l'UTC de Compiègne selon les recommandations du *SPASM Consortium*. Dans le cadre du sujet de cette thèse nous présentons ici les résultats de reproductibilité intersession et de sensibilité au changement de cet outil de mesure.

II. Matériel et méthode

L'étude IIMPS est une étude prospective interventionnelle monocentrique menée sur le CHU de Nantes à risques et contraintes minimales (*clinical trials register* : NCT03307135).

a. Population

Les participants étaient sélectionnés parmi les patients, adultes ou enfants, hospitalisés ou consultants du service de MPR neurologique de l'hôpital Saint Jacques (CHU de Nantes). Le critère d'inclusion était la présence d'une spasticité du triceps sural supérieure ou égale à 1 sur l'échelle d'Ashworth modifiée (MAS). Les patients étaient exclus s'ils présentaient une contre-indication à la manipulation de cheville (thrombose veineuse, escarre en regard de la zone de mise en place de l'orthèse, fracture du membre inférieur concerné) ou s'ils étaient atteints d'une sclérose latérale amyotrophique.

Entre octobre 2017 et mars 2020, 67 patients représentant 109 chevilles ont été inclus (38 blessés médullaires, 10 scléroses en plaques, 10 accidents vasculaires cérébraux (AVC), un traumatisme cranio-encéphalique, deux paralysies cérébrales, une maladie de Devic, deux maladies de Strumpell-Lorrain, trois lésions tumorales cérébrales). Les caractéristiques de ces patients sont présentées dans le tableau 1.

	Moyenne	(min, max)	écart-type
Age	49,33	(20 ; 81)	16,23
Poids (kg)	72	(47 ; 120)	15
Taille (cm)	1,71	(1,30 ; 1,93)	0,11
IMC (kg/m ²)	24,44	(17,64 ; 41,52)	4,84
Durée post-lésion (mois)	113	(1 ; 618)	152
Force du triceps sural (MRC)	2,25	(0 ; 5)	1,82
Force du tibial antérieur (MRC)	3,17	(0 ; 5)	2,25
Echelle <i>NewFac</i>	2,60	(0 ; 7)	2,54
CMS	1,15	(0 ; 2)	0,18
Score de Penn	1,12	(0 ; 4)	0,96
Flexion dorsal genou fléchi (degré)	10,21	(-30 ; 30)	10,11
Flexion dorsale genou tendu (degré)	3,74	(-40 ; 20)	11,90
MAS GF	2,09	(0 ; 5)	1,51
MAS GT	2,05	(0 ; 5)	1,50
Tardieu V1 GF	0,29	(0 ; 4)	0,75
Tardieu V2 GF	1,79	(0 ; 4)	1,35
Tardieu V3 GF	1,94	(0 ; 4)	1,30
Tardieu V1 GT	0,28	(0 ; 4)	0,75
Tardieu V2 GT	1,66	(0 ; 4)	1,24
Tardieu V3 GT	1,94	(0 ; 4)	1,22

Tableau 1 : description de l'échantillon de la population évaluée pour l'étude IIMPS (IMC : indice de masse corporelle, MRC : échelle du *Medical Research Council*, CMS : échelle de contrôle moteur sélectif, MAS : échelle d'Ashworth modifiée GF : genou fléchi, GT : genou tendu, V1 : vitesse lente, V2 : vitesse intermédiaire, V3 : vitesse rapide).

Lors de leur inclusion les patients étaient classés en 3 groupes :

- un groupe de patients évalués une seule fois (43 patients, 75 chevilles)
- un groupe de patients réévalués à une semaine d'intervalle pour l'analyse des paramètres métrologiques intersession (reproductibilité, erreur de mesure et « *Minimal Detectable Change* ») (9 patients, 18 chevilles). L'évaluation était réalisée dans les mêmes conditions (lieu, horaire, examinateur et installation) et en l'absence d'événement intercurrent susceptible de modifier la spasticité (cf tableau 2).
- un groupe de patients (15 patients, 16 chevilles) réévalués après la réalisation d'une intervention dont l'efficacité sur la spasticité est établie dans la littérature scientifique afin d'évaluer la sensibilité au changement des paramètres IIMPS (cf tableau 3).

Ces interventions comprenaient :

- *Le bloc moteur neuro-sélectif (BMNS)*, ici à la Lidocaïne 2%, agit en diminuant la perméabilité des canaux sodiques membranaires des fibres nerveuses pour induire un bloc de conduction. L'efficacité du bloc sur la spasticité a été observée sur les paramètres cliniques, électrophysiologiques et mécaniques (31,32). Le BMNS était réalisé avec repérage par électrostimulation. Les cibles, doses et stimulation électrique minimale nécessaire étaient recueillies. Le patient était réévalué entre 30 minutes et 2 heures après le geste.
- *L'injection de toxine botulinique* intramusculaire agit sur la jonction neuromusculaire

en inhibant la libération des vésicules d'acétylcholine dans la fente synaptique. Son efficacité augmente progressivement sur 3 à 4 semaines suivie d'une phase de plateau d'environ 2 mois. L'efficacité de la toxine botulinique a fait l'objet de nombreuses études (20,33). Les muscles ciblés et les doses utilisées étaient recueillis. La réévaluation avait lieu après un délai de 4 à 6 semaines.

Patient	1	4	16	17	18	23	30	35	47
Dates	12/10/17 19/10/17	13/10/17 20/10/17	23/10/17 29/10/17	24/10/17 30/10/17	24/10/17 01/11/17	26/10/17 02/11/17	12/04/18 23/04/18	21/11/18 30/11/18	29/01/19 05/02/19
délai de réévaluation	7 jours	7 jours	6 jours	6 jours	8 jours	7 jours	11 jours	9 jours	7 jours
Age (ans)	32	27	53	24	37	67	75	27	70
Sexe	M	M	F	F	F	M	F	M	F
IMC (kg/m ²)	25,1	21,88	29,9	18,07	21,66	25,82	28,89	17,91	24,77
Etiologie	BM	Autre	BM	TC	BM	BM	BM	BM	BM
durée post-lésion (mois)	81	34	162	5	6	5	5	7	6
Force TS (MRC)	0	1	0	2	1	2	2	0	3
Force TA (MRC)	0	0,5	0	4	2,5	5	3,5	0	3
NewFac	0	0	0	1	0	2	0	0	0
CMS	0	0	0	2	1	1,5	1	0	1,25
PENN	2	2	2	0	1	1	2	1	1
flexion dorsal GF (degré)	0	10	20	20	20	20	10	5	10
flexion dorsale GT (degré)	-10	10	10	15	15	10	0	0	0
MAS GF	2	2	2	1	2	3	2	5	2
MAS GT	2	2	1	1	2	3	3	4	2
Tardieu V1 GF	0	0	1	0	0	0	0	2	0
Tardieu V2 GF	1	3	1	1	3	4	2	3	2
Tardieu V3 GF	0	3	1	1	3	4	1	3	2
Tardieu V1 GT	0	0	1	0	0	0	0	2	0
Tardieu V2 GT	0	3	1	1	3	3	2	3	1
Tardieu V3 GT	0	3	1	1	3	4	2	3	2

Tableau 2 : caractéristiques des patients du groupe « réévaluation » (IMC : indice de masse corporelle, BM : blessé médullaire, TC : Traumatisé crânien, Autre : maladie de Devic, TA : tibial antérieur, TS : triceps sural, MRC : échelle du *Medical Research Council*, CMS : échelle de contrôle moteur sélectif, GF : genou fléchi, GT : genou tendu, MAS : échelle d'Ashworth modifiée, V1 : vitesse lente, V2 : vitesse intermédiaire, V3 : vitesse rapide).

Patient	8	21	34	38	39	41	43	49	59	60	61	62	63	66	67
Dates	17/10/17 17/10/17	29/09/17 27/10/17	21/11/18 21/11/18	05/12/18 15/01/19	10/12/18 21/01/19	10/01/19 28/02/19	14/01/19 14/01/19	11/02/19 30/04/19	30/10/19 30/10/19	29/11/19 29/11/19	13/12/19 13/12/19	03/01/20 03/01/20	10/01/20 10/01/20	05/02/20 05/02/20	13/03/20 13/03/20
Traitement	LIDOCAINE	BOTOX®	LIDOCAINE	BOTOX®	BOTOX®	XEOMIN®	LIDOCAINE	BOTOX®	LIDOCAINE	LIDOCAINE	LIDOCAINE	LIDOCAINE	LIDOCAINE	LIDOCAINE	LIDOCAINE
coté traité	gauche	droit	droit	bilatéral	droit	gauche	droit	droit	droit	droit	gauche	droit	droit	droit	droit
cibles/doses	SOL 2ml GM 1ml GL 1ml	SOL 100u GM 75u GL 25u	SOL 1ml	SOL 100u GM 50u GL 25u	SOL 100u GM 50u GL 25u	SOL 75u GM 50u GL 25u	SOL 5ml	SOL 150u GM 75u GL 50u	SOL 1ml GM 2ml GL 2ml	SOL 3ml GM 1ml GL 1ml	SOL 5ml GM 1ml GL 1ml	SOL 5ml GM 2ml GL 2 ml	SOL 3ml GM 1ml GL 1ml	SOL 4ml GL 1,5ml	SOL 2ml
			TP 1ml LFO 1ml	TP 50u	RF 50u				TP 1ml			TP 1ml			TP 1ml
délai de réévaluation	30 min	26 jours	90 min	32 jours	42 jours	49 jours	50 min	38 jours	45 min	60 min	NC	60 min	15 min	50 min	30 min
Age (ans)	44	29	63	38	43	66	44	59	37	65	65	53	23	46	53
Sexe	F	M	M	F	M	F	F	M	F	M	F	M	M	M	F
IMC (kg/m²)	19,14	27,46	23,71	19,75	30,78	27,64	19,29	23,73	29,34	27,1	21,34	27,04	28,65	22,22	24,51
Etiologie	AVC	SEP	AVC	BM	BM	BM	AVC	BM	Autre	BM	AVC	AVC	Autre	Autre	AVC
durée post-lésion (mois)	37	106	25	173	20	6	6	7	418	4	59	94	272	7	9
Force TS (MRC)	3		3	0,5	4	3	5	4	3	5	0	0	5	3	0
Force TA (MRC)	4		3	2,5	5	5	5	1	5	4	0	0	5	5	2
NewFac	6	1	6	0	7	6	7	0	6	4	5	6	6	6	4
CMS	0,5		0,5	0,75	2	1,5	1,5	1	1,5	1,5	0	0,5	1,5	1,5	0,5
PENN	1	2	0	2	0	0	0	1	2	2	2	3	0	2	1
flexion dorsal GF (degré)	10	20	15	10	20	0	10	0	20	0	-20	5	-10	15	-30
flexion dorsale GT (degré)	0	15	5	5	20	-5	5	-10	5	-5	-30	0	-20	5	-40
MAS GF	1	4	1	5	3	2	2	5	4	4	5	5	1	3	1
MAS GT	1	4	0	5	3	2	3	5	4	4	5	5	2	4	2
Tardieu V1 GF	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0
Tardieu V2 GF	1	3	1	4	1	2	1	2	4	4	4	4	1	2	1
Tardieu V3 GF	1	3	1	4	2	2	2	3	4	3	4	4	1	2	
Tardieu V1 GT	0	0	0	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0
Tardieu V2 GT	0	3	0	4	1	1	1	3	4	3	3	4	2	1	2
Tardieu V3 GT	1	3	0	4	2	1	1	3	4	4	3	4	2	3	2

Tableau 3 : caractéristiques avant traitement des patients du groupe « intervention » (SOL : soléaire, GM : gastrocnémien médial, GL : gastrocnémien latéral, TP : tibial postérieur, LFO : long fléchisseur des orteils, RF : rectus fémoris, IMC : indice de masse corporelle, TA : tibial antérieur, TS : triceps sural, MRC : échelle du *Médical Research Council*, CMS : échelle de contrôle moteur sélectif, GF : genou fléchi, GT : genou tendu, MAS : échelle d'Ashworth modifiée, V1 : vitesse lente, V2 : vitesse intermédiaire, V3 : vitesse rapide).

a. Protocole de mesure

Tous les participants et, pour les enfants et les majeurs sous tutelle, leurs représentants légaux bénéficiaient d'une information orale et écrite adaptée à leur niveau de compréhension. Leur non-opposition orale était recueillie avant l'inclusion.

Les données démographiques, sur l'étiologie de l'atteinte neurologique et son ancienneté, le poids et la taille étaient recueillis à l'interrogatoire et dans le dossier clinique.

L'examen physique évaluait les éventuelles complications de la spasticité du triceps sural, les déformations du pied dans les trois plans de l'espace, la qualité du contrôle moteur sélectif (échelle du Contrôle Moteur Sélectif), la force du muscle triceps sural et du muscle tibial antérieur cotée sur l'échelle du *Medical Research Council* ainsi que plusieurs mesures anthropométriques et les amplitudes articulaires de cheville en flexion dorsale et plantaire (goniométrie). Enfin, il était réalisé une évaluation du score de spasme de Penn. Pendant les manœuvres de mobilisation passive de l'évaluation instrumentale, l'examineur évaluait la spasticité selon l'échelle d'Ashworth modifiée cotée de 0 à 5 (6) à vitesse moyenne genou fléchi et genou tendu et selon l'échelle de Tardieu (7) pour les 3 vitesses de passation et dans les 2 positions d'évaluation (genou fléchi et tendu).

i. Préparation et installation

Le patient était installé sur une table de Bobath ou dans un lit. La surface cutanée était préparée avant l'application des électrodes d'électromyographie (EMG) (objectif de résistance inter électrode inférieur à 50 kOhms contrôlé par ohmmètre). Cinq électrodes sèches chlorurées (référence : DVTP22/FS1.5RJN/C60/AgCl10 de la société Dorvit Medical) étaient utilisées pour l'enregistrement de surface du muscle gastrocnémien médial et du muscle soléaire positionnées selon les recommandations du groupe SENIAM (27).

L'orthèse de l'IIMPS est composée de 2 éléments positionnés sur la face médiale du membre inférieur évalué, de part et d'autre de la cheville. L'élément pédieux, possédant à son extrémité un dynamomètre à capteur piézo-électrique (référence : XFL 225 – SXXXX-100N de la société *Measurements Specialities*) était positionné en regard de la tête du 2ème et 3ème métatarsien et attaché à l'aide d'une sangle velcro. L'élément, jambier, positionné parallèlement à l'axe de la jambe également fixé par une sangle velcro à la cheville, présente à son extrémité proximal une prise pour le câble de communication avec le boîtier d'enregistrement et à son extrémité distale l'élément mobile, comportant un potentiomètre qui convertit la variation angulaire en variation électrique, devant être appliqué sur la malléole médiale et le reliant à l'élément pédieux. L'installation est représentée sur la figure 1. L'orthèse IIMPS est protégée par un brevet international (brevet WO2012098121A1).

ii. Passation

Les manœuvres de mobilisation passive étaient réalisées par deux examinateurs. Un tirage au sort déterminait l'ordre de passage des examinateurs et du côté initialement testé.

Le patient était installé en décubitus dorsal hanche en flexion intermédiaire, genou fléchi à 90 degrés afin d'obtenir une relaxation des muscles gastrocnémiens, puis genou en extension pour permettre la mise en tension de l'ensemble du triceps sural. La mobilisation de la cheville était réalisée dans le respect des consignes proposées pour les échelles d'Ashworth et de Tardieu

modifiées (6,12). Elle se faisait donc uniquement dans le plan sagittal, l'articulation sous-talienne maintenue immobile, en partant de la position en flexion plantaire maximale obtenue. Le mouvement était réalisé à trois vitesses différentes (12).

- la vitesse lente "V1" sur environ 8 secondes (sous le seuil de déclenchement du réflexe à l'étirement),
- la vitesse moyenne "V2" de l'ordre d'une seconde ou vitesse de chute du segment de membre
- la vitesse rapide "V3" selon la consigne "aussi vite que possible".

La pression devait être relâchée dès l'obtention de l'amplitude maximale de flexion dorsale afin de limiter l'effet d'un étirement (35). Un délai minimum de 10 secondes était respecté entre chaque manœuvre afin de ne pas sous-estimer la réponse de la manœuvre suivante du fait de la dépression post-activation (29).

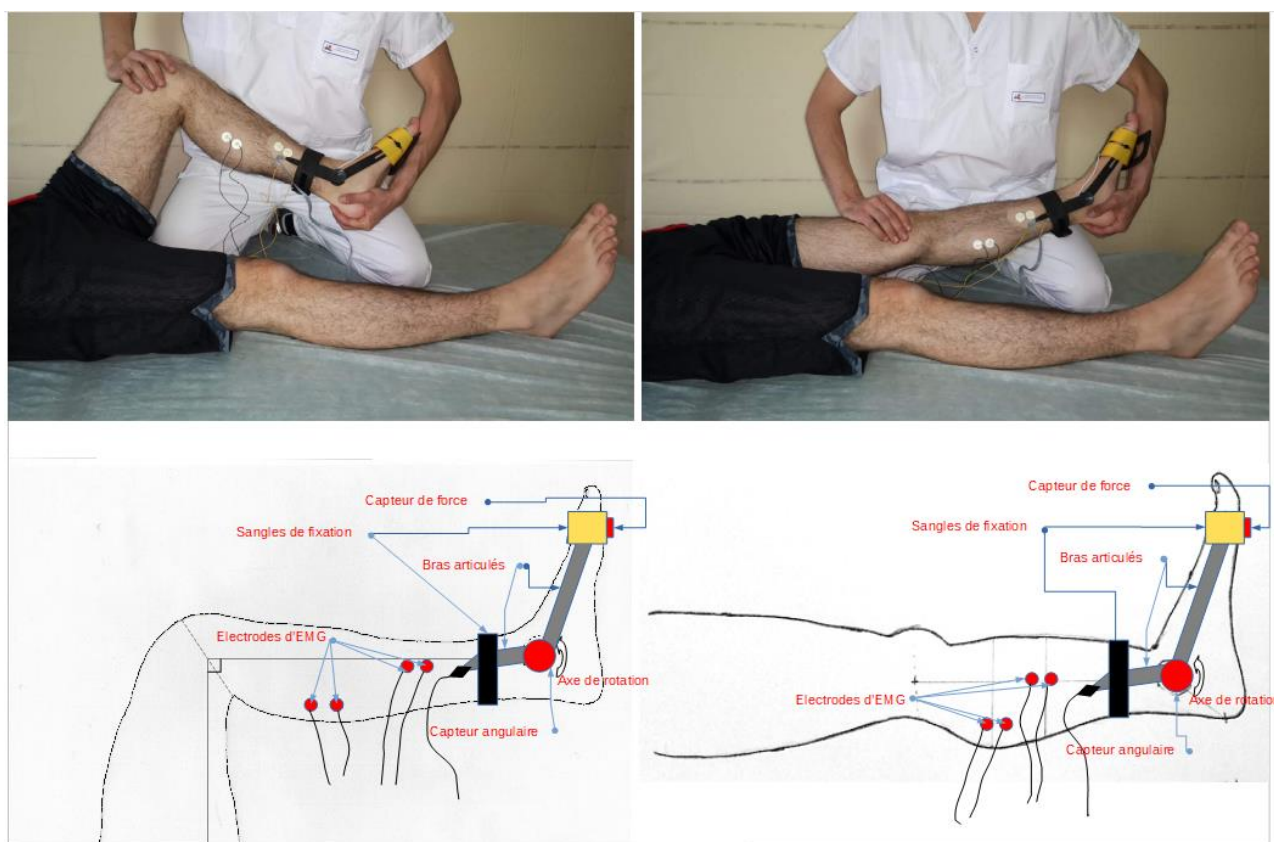


Figure 1 : illustration des positions d'évaluation et de l'installation de l'orthèse IIMPS.

b. Traitement des données

i. Outils et méthodes de traitement

Les signaux étaient extraits à partir d'un logiciel d'acquisition dédié (voir figure 2). Ils étaient fenêtrés manuellement. Le début de la manœuvre est considéré comme le temps T où était observée une variation du signal de force ou du signal angulaire. La fin était considérée au moment où la variation angulaire apparaissait proche de 0. Il existait donc une différence entre le temps théorique imposé par la condition expérimentale (V1, V2, V3) et la durée fenêtrée de la manœuvre, par exemple, si un clonus inépuisable était déclenché. La durée d'acquisition des signaux ne dépassait pas 10 secondes.

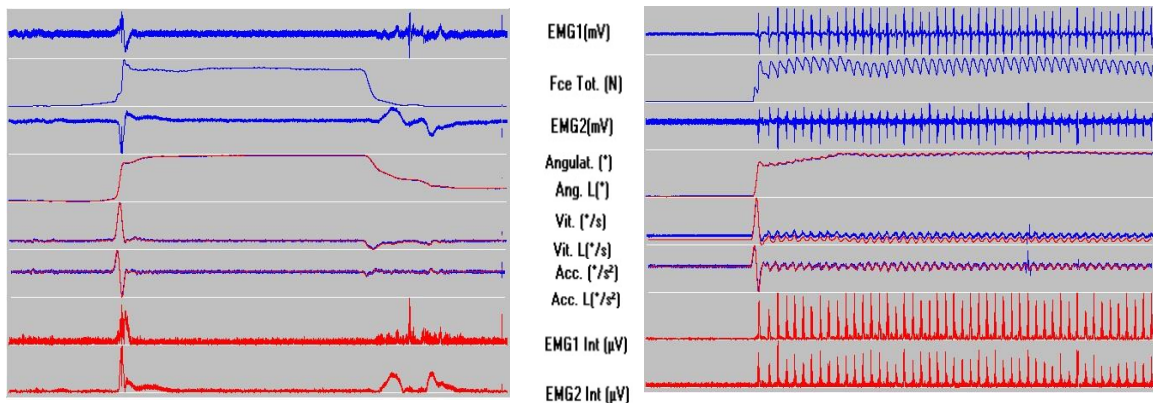


Figure 2 : Exemple de signaux à partir du logiciel d'acquisition : à gauche le signal obtenu chez un sujet sain présentant un stretch réflex à vitesse rapide ; à droite signal obtenu chez un sujet pathologique avec un clonus Tardieu 4 déclenché à vitesse rapide.

Les signaux étaient ensuite exportés sur un second logiciel de traitement dédié (évaluation de la raideur, des paramètres cinématiques et EMG) ainsi que sur une feuille de calcul Excel (calcul des variables cinétiques).

Une évaluation qualitative de tous les signaux réalisés par deux examinateurs a permis de supprimer tous les signaux parasites.

i. Variables cinématiques

Les variables cinématiques obtenues et analysées sont :

- la durée (en secondes),
- l'amplitude de la course articulaire (en degrés)
- la vitesse maximale observée et la vitesse moyenne (en degrés.sec-1)

ii. Variables cinétiques

A partir des mesures du capteur de force nous pouvons calculer de nombreuses variables cinétiques.

Tout d'abord de la force F (N) mesurée nous obtenons le Moment de force M (N.m) en lui multipliant le bras de levier calculé par trigonométrie à partir des mesures effectuées sur le patient lors de l'examen clinique. On retient dans l'analyse la valeur maximale de M observée pendant la manœuvre, appelée **pic du couple de force** M_{max} (N.m).

Le produit du couple de force par la variation angulaire, mesuré par le capteur angulaire, nous donne la valeur du travail instantané W_i (N.m ou J). En fonction de l'orientation du vecteur de la résultante des forces en jeux lors de la manœuvre le travail est soit générateur du mouvement (dans le sens de la manipulation de la cheville) et donc **moteur**, soit freinateur du mouvement et donc **résistif**.

Le travail instantané peut ensuite être étudié en fonction du temps (en secondes). Nous obtenons alors une courbe $W_i = f(t)$ (figure 3).

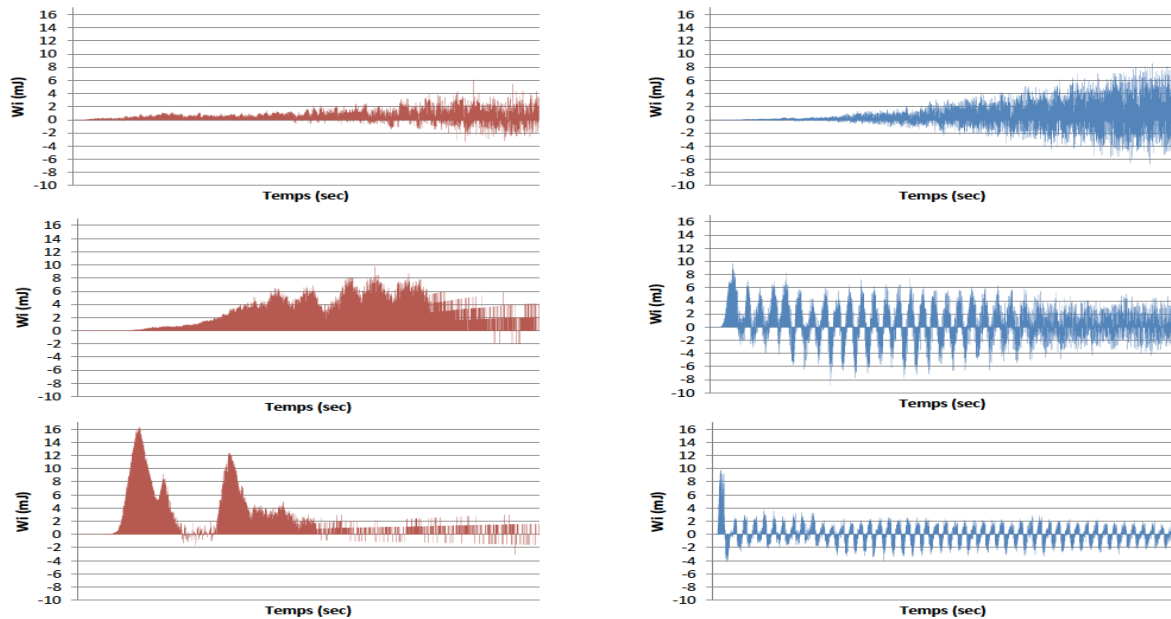


Figure 3 : Illustration de différentes courbes $W_i = f(t)$ chez un sujet sain (en rouge) et chez un sujet spastique (en bleu) à différentes vitesses de mobilisations passives (de haut en bas : vitesse lente, intermédiaire et rapide).

Chez ce sujet sain on note la survenue d'un *stretch reflex* physiologique à vitesse rapide tandis que le sujet spastique présente un clonus pathologique lentement épuisable à vitesse intermédiaire et inépuisable à vitesse rapide.

C'est à partir de cette fonction que nous pouvons obtenir les intégrales (ou aires sous la courbe **AUC**), en utilisant la méthode des rectangles (utilisation permise par la résolution du recueil de donnée élevée de 1000Hz), du travail résistif (**AUCr**) lorsque la courbe est dans les valeurs négatives, du travail moteur (**AUCm**) lorsqu'elle est dans les valeurs positives et du travail total (**AUCt**), correspondant à la somme des deux précédentes. L'aire sous la courbe de l'évolution du travail absolu **Wi** est également calculée (**AUCredressée**). Ces intégrales sont exprimées en joule-secondes (J.sec).

Enfin nous retrouvons le **travail total Wt** à partir de son intégrale en réalisant le quotient de **AUCt** par la durée totale de la manœuvre et de la même manière le **travail absolu Wabs**, ou énergie relative, à partir de l'intégrale du travail redressé. Ces résultats s'expriment en Joule (J). La puissance **Pt** est calculée par le quotient du travail total sur la durée de la manœuvre (en watt).

Un index de variabilité du travail **varWi** est calculé à partir du produit des différences du moment de force et de l'angulation à « t » et « t-1 » afin d'obtenir une variable très sensible aux variations de résistance par rapport au travail instantané.

$$\text{var } W_i = \int_{t_0}^{t_{\text{fin}}} (M_t - M_{t-1}) \cdot (\theta_t - \theta_{t-1}) \cdot dt$$

On peut ainsi également obtenir l'**index de variabilité du travail moteur**, du **travail résistif**, du **travail redressé**, le **rapport de l'index de variabilité du travail résistif sur celui du travail moteur** ainsi que la détermination des **valeurs maximales et minimales de cet index de variabilité**. Tous ces index de variabilité sont exprimés en Joule - secondes (J.sec).

i. Variables EMG

À partir de ces données brutes nous obtenons, pour chaque muscle, les paramètres suivants :

- l'amplitude maximale de l'activité EMG, **EMGmax** (en μV),
- le *root mean square* de l'EMG (en μV), qui correspond à la moyenne quadratique de l'EMG (racine de la moyenne des carrés) sur un intervalle de temps et représente l'amplitude du signal EMG sur ce temps donné en éliminant la variabilité due à l'excitation instantanée des fibres musculaires. Soit :

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \cdot \int_{t-T/2}^{t+T/2} (x(t))^2 \cdot dt}$$

Où $x(t)$ est le signal EMG à analyser, T l'intervalle de temps,

- le *root mean square* moyenné de l'EMG, **RMSmoy** (en $\mu V \cdot sec^{-1}$) soit le quotient du RMS par le temps de la manœuvre.

i. Variable mécanique

La manœuvre consistait en une flexion dorsale passive de cheville réalisée par l'application d'une force F en regard des têtes métatarsiennes selon un vecteur orienté uniquement dans le plan sagittal (mouvement de flexion/extension, 1 seul degré de liberté). Pour l'interprétation de la courbe contrainte déformation, nous avons utilisé comme hypothèse de travail que la résistance à la mobilisation est principalement liée à l'unité muscle-tendon (UMT) du triceps sural.

La force appliquée est responsable d'une déformation du corps étudié (unité muscle-tendon) soit une variation de sa forme, dans ce contexte un étirement donc variation de longueur, par rapport à sa forme initiale. La relation contrainte/déformation nous permet d'obtenir la raideur du volume étudié (36).

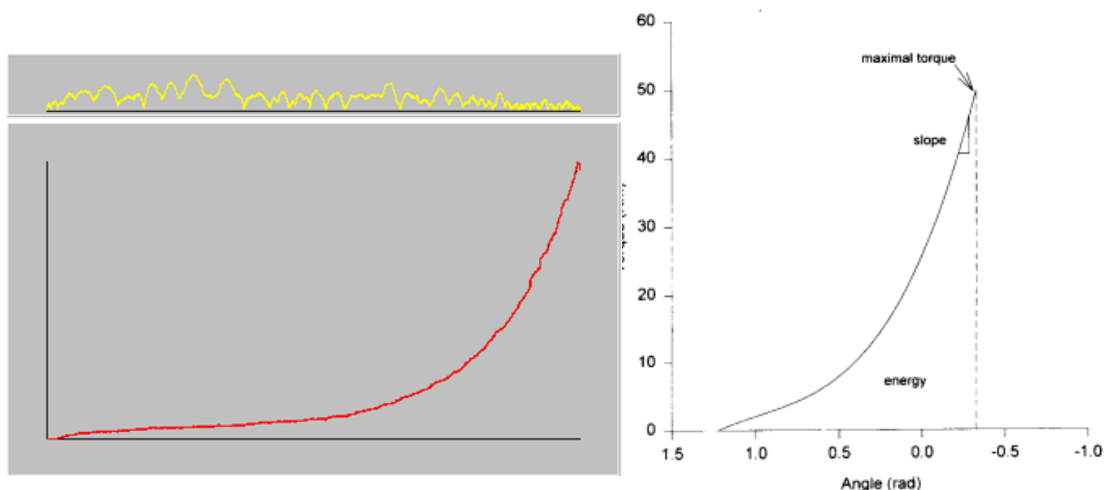


Figure 4 : à gauche : exemple de courbe contrainte-déformation obtenue avec l'IIMPS lors d'une mobilisation à vitesse lente ; à droite : exemple de courbe contrainte-déformation obtenu selon la technique décrite par Magnusson (33)

Cette relation est illustrée par une courbe permettant d'estimer la raideur à partir du coefficient de pente de la tangente à cette courbe (figure 4). Le coefficient de raideur était ainsi obtenu lorsque la courbe était qualitativement acceptable (double évaluation systématique) et que le coefficient de corrélation de la tangente à la courbe était supérieur à 0,90.

Pour que la raideur ainsi exprimée ne reflète que la composante non-neurale de la résistance à l'étirement et qu'elle soit le moins possible impactée par la viscosité (variation vitesse dépendante de l'élasticité d'un corps solide), il est important qu'elle soit estimée dans des conditions de mobilisation les plus isocinétiques possibles et en l'absence d'activité musculaire (37).

i. Paramètres du ressaut

Le ressaut est défini comme le moment de la première contraction musculaire involontaire déclenchée par l'étirement passif du triceps sural. Il est déterminé manuellement lors du traitement de données au moment de l'apparition de l'activité EMG.

Les variables associées au ressaut sont :

- le moment de force du ressaut (N.m),
- le pourcentage de l'angulation lors du ressaut par rapport à l'amplitude totale mesurée (en %),
- la vitesse mesurée lors du ressaut (m.sec⁻¹).

Le récapitulatif de l'ensemble des paramètres et le pourcentage de données manquantes sont présentés dans le tableau 4.

Paramètres	Définitions	% manquant
durée	durée de la manœuvre (en secondes)	1,42
amplitude θ	amplitude articulaire (en degrés)	1,79
vitesse max	vitesse maximales observée au cours de manœuvre (degrés.sec-1)	2,00
vitesse moyenne	vitesse moyenne au cours de la manœuvre (degrés.sec-1)	1,42
Mmax	pic du couple de force au cours de la manœuvre (N.m)	1,37
varWi=f(t)non red	index de variabilité du travail non redressé (J.sec)	3,79
varWi=f(t)neg	valeur négative de l'index de variabilité du travail (J.sec)	1,52
varWi=f(t)pos	valeur positive de l'index de variabilité du travail (J.sec)	4,05
varWi=f(t) red	index de variabilité du travail redressé (J.sec)	4,42
ratio neg/pos	ratio de l'index de variabilité négatif sur index de variabilité positif	1,74
varWi max	valeur max de l'index de variabilité du travail (joule)	3,68
varWi min	valeur min de l'index de variabilité du travail (joule)	1,58
AUC Wi non red	intégrale du travail en fonction du temps: valeur non redressée (J.sec)	2,10
AUC Wi res	intégrale du travail en fonction du temps: valeur négative(J.sec)	2,10
AUC Wi mot	intégrale du travail en fonction du temps: valeurs positives (J.sec)	2,37
AUC Wi red	intégrale du travail en fonction du temps: valeur redressée (J.sec)	2,21
ratio AUC W res sur mot	ratio intégrale travail résistif fonction du temps sur intégrale travail moteur fonction du temps	1,58
AUC W valeur max	valeur max du travail instantané	1,79
AUC W valeur min	valeur min du travail instantané	2,00
Wt	travail total au cours de la manœuvre (J)	3,00
Wabs	travail absolue au cours de la manœuvre (J)	3,94
Pt	puissance totale au cours de la manœuvre (watt)	1,95
EMG1 rms	valeur du root mean square de l'EMG du gastrocnémien médial (μV)	5,52
EMG1 rms moyen	valeur moyenné du root mean square de l'EMG du gastrocnémien médial ($\mu V, sec-1$)	5,63
EMG1 max	valeur maximale observée de l'EMG du gastrocnémien médial (μV)	5,42
EMG2 rms	valeur du root mean square de l'EMG du soléaire (μV)	11,25
EMG2 rms moyen	valeur moyenné du root mean square de l'EMG du soléaire ($\mu V, sec-1$)	11,04
EMG2 max	valeur maximale observée de l'EMG du soléaire (μV)	11,20
Ressaut Mforce	valeur du moment de force au moment du ressaut (N.m)	29,81
Anglerelativ	% de l'angulation au moment du ressaut (%)	30,13
Ressaut vitesse	vitesse mesurée au moment du ressaut (degrés.sec-1)	29,86
raideur	coefficient de raideur (N.degrés-1)	74,03

Tableau 4 : récapitulatif de l'ensemble des paramètres IIMPS analysés

Le coefficient de raideur était essentiellement évalué à V1 (données manquantes à V1 : 48 %) et peu à V2 et V3 pour les raisons évoquées en II.c.v.

ii. Etape préalable de sélection des paramètres

A partir des données collectées sur l'ensemble de la population étudiée, une étude de la reproductibilité inter observateur intra-session et de la dimensionnalité des variables a été réalisée et a permis la sélection d'un nombre réduit de paramètres (Etude IIMPS : reproductibilité et dimensionnalité, données préparées pour publication).

Les paramètres ont été sélectionnés en fonction de leur reproductibilité, de leur redondance éventuelle et de leur pertinence clinique. A vitesse lente (sous le seuil de déclenchement du réflexe myotatique), nous avons donc fait le choix d'exclure les paramètres liés à la caractérisation du ressaut et de conserver la raideur malgré son ICC faible, et l'index de variabilité du travail qui caractérise la qualité de réalisation de la manœuvre (la plus proche de condition isocinétique et isotonique). A vitesse intermédiaire et rapide, nous avons supprimé ces deux paramètres dont l'interprétation est parasitée par la survenue d'une activité électrique musculaire et nous avons privilégié les paramètres liés à la caractérisation du ressaut. Ces données sont présentées dans le tableau 5.

Variable	ICC inter observateur intra-session						ICC moyen
	Genou fléchi V1	Genou fléchi V2	Genou fléchi V3	Genou tendu V1	Genou tendu V2	Genou tendu V3	
Durée	0,33	0,60	0,67	0,32	0,61	0,64	0,53
Amplitude	0,54	0,58	0,59	0,65	0,61	0,49	0,58
Vitesse Moyenne	0,31	0,47	0,54	0,47	0,54	0,47	0,47
Mmax	0,41	0,44	0,49	0,41	0,55	0,51	0,47
W_{f(t)}nr	0,93			0,63			0,78
AUC_W_nr	0,36	0,35	0,54	0,42	0,58	0,49	0,46
Ratio_AUC_W_res_sur_mot	0,42	0,43	0,64	0,35	0,57	0,53	0,50
EMG1 max	0,23	0,55	0,55	0,31	0,55	0,62	0,52
EMG2 max	0,34	0,63	0,72	0,40	0,58	0,71	0,61
Anglerelativ		0,71	0,75		0,75	0,78	0,75
Ressaut vitesse		0,71	0,85		0,68	0,79	0,76
Raideur	0,42			0,33			0,33

Tableau 5 : paramètres IIMPS retenus avec leurs coefficients de corrélation intra-classe (ICC), pour chaque manœuvre et moyen, obtenus lors de l'analyse de reproductibilité inter observateur intra session.

c. Statistiques

i. Reproductibilité

La reproductibilité inter session est estimée à partir du calcul du coefficient de corrélation intra-classe (ICC). L'ICC est obtenu à partir d'un modèle linéaire mixte considérant que la variation de chaque paramètre est la résultante d'une variabilité inter-session, d'une variabilité inter individuelle, d'une variabilité liée à la latéralité et d'une variabilité résiduelle. La reproductibilité est jugée excellente si l'ICC est supérieur ou égale à 0,80, bonne s'il est compris entre 0,60 et 0,79, moyenne s'il est entre 0,40 et 0,59 et pauvre si l'ICC est inférieur à 0,40 (24). L'ICC de chaque paramètre est calculé pour chaque condition expérimentale.

L'erreur standard de mesure (SEM) est calculée à partir des résultats de l'analyse de reproductibilité intersession comme la racine carrée de la variance résiduelle obtenue à partir de modèle linéaire mixte. La SEM quantifie la précision de la mesure individuelle et est un indicateur de reproductibilité de la mesure. Nous présenterons sa valeur brute et l'exprimerons en pourcentage de la moyenne des résultats obtenus pour les évaluations effectuées dans le groupe « réévaluation ».

Avec la SEM nous pouvons calculer le « *Minimal Detectable Change* » (MDC) qui est la variation minimale de la mesure qui doit pouvoir être quantifiée par l'outil pour être supérieur à la variabilité inter-sujet et à l'erreur de mesure. La formule utilisée pour le calcul du MDC est la suivante : $MDC = \text{Standard Error of Measurement} \times 1.96 \times \sqrt{2}$ (38).

i. *Sensibilité au changement*

Avec les résultats obtenus aux deux évaluations des patients du groupe « intervention », la sensibilité au changement est estimée à partir du modèle linéaire mixte en calculant la moyenne des différences des résultats des deux sessions pour chaque paramètre et en évaluant sa significativité avec risque alpha de 5 %.

ii. *Analyses statistiques*

L'ensemble des analyses sont réalisées avec la version Windows du logiciel en open source RStudio. Les analyses de reproductibilité et de la sensibilité au changement sont issues du modèle linéaire mixte du package "Lme4" (36). Lors de l'analyse statistique, nous avons également analysé la distribution des résultats de chaque paramètre et écarté les valeurs aberrantes.

III. Résultats

a. Reproductibilité intersession

Le tableau 6 représente les résultats de reproductibilité intersession intra observateur des paramètres dans le groupe « réévaluation ».

Les paramètres cinématiques ont des résultats satisfaisants notamment l'amplitude qui présente une reproductibilité intersession bonne à très bonne dans toutes les conditions d'évaluation (ICC moyen à 0,84) et la vitesse moyenne qui présente une reproductibilité bonne dans cinq conditions d'évaluation sur six (ICC moyen 0,61).

Les paramètres électromyographiques EMGmax 1 et 2 présentent une reproductibilité moyenne à très bonne dans toutes les conditions d'évaluation, notamment des résultats d'ICC à vitesse rapide entre 0,59 et 0,82 et des ICC moyens respectifs de 0,62 et 0,60. A vitesse rapide, les meilleurs résultats de reproductibilité sont obtenus dans les positions d'intérêt pour chaque muscle avec un ICC à 0,82 genou tendu pour le muscle gastrocnémien médial (EMGmax 1) et 0,69 genou fléchi pour le muscle soléaire (EMGmax 2).

Les paramètres du ressaut sont reproductibles à vitesse moyenne et rapide avec même une très bonne reproductibilité (ICC supérieur à 0,80) pour la vitesse instantanée lors du ressaut en position genou fléchi. Seule l'amplitude relative de survenue du ressaut, à vitesse moyenne genou fléchi, présente un ICC proche de 0,50.

Le paramètre de raideur présente à vitesse lente une reproductibilité bonne genou fléchi et tendu mais ce résultat est à tempérer du fait du faible nombre de données disponibles pour l'analyse, notamment pour la position genou tendu.

Les paramètres cinétiques (pic du moment de force, l'intégrale du travail non redressé et le ratio de l'intégrale du travail résistif sur celle du travail moteur) sont reproductibles essentiellement

à vitesse lente (ICC supérieur à 0,67 sauf pour le ratio des intégrales en position genou fléchi). Le pic du moment de force semble être le paramètre cinétique le plus reproductible dans les différentes conditions d'évaluation avec un ICC moyen de 0,62.



Variable	ICC Intersession Intra observateur								
	vitesse lente			vitesse moyenne			vitesse rapide		
	ICC	SEM	MDC	ICC	SEM	MDC	ICC	SEM	MDC
Durée	0,43	1,08	2,11	0,45	1,13	2,22	0,46	0,97	1,91
Amplitude	0,92	5,59	10,96	0,81	6,75	13,22	0,78	7,21	14,13
Vitesse Moyenne	0,69	1,97	3,86	0,68	5,79	11,35	0,65	7,22	14,16
Mmax	0,73	2,07	4,05	0,58	1,97	3,86	0,43	2,08	4,08
AUC_W_nr	0,73	0,67	1,31	0,62	0,82	1,60	0,40	1,03	2,02
Ratio_AUC_W_res_sur_mot	0,46	0,16	0,31	0,39	0,17	0,34	0,30	0,17	0,34
EMG1 max	0,57	148,79	291,62	0,48	253,13	496,13	0,59	283,62	555,89
EMG2 max	0,71	129,30	253,44	0,50	356,30	698,34	0,69	375,67	736,30
Anglerelativ	0,64	0,16	0,32	0,44	0,20	0,39	0,65	0,18	0,36
Ressaut vitesse	0,00	8,93	17,50	0,85	47,59	93,28	0,83	80,70	158,17
Raideur	0,64	1,47	2,88						



Variable	ICC Intersession Intra observateur								
	vitesse lente			vitesse moyenne			vitesse rapide		
	ICC	SEM	MDC	ICC	SEM	MDC	ICC	SEM	MDC
Durée	0,37	1,09	2,13	0,37	1,28	2,50	0,50	0,99	1,95
Amplitude	0,88	5,86	11,49	0,87	5,82	11,40	0,78	6,67	13,06
Vitesse Moyenne	0,73	1,65	3,24	0,62	5,77	11,31	0,28	12,79	25,07
Mmax	0,77	1,78	3,50	0,70	1,66	3,24	0,51	1,87	3,67
AUC_W_nr	0,77	0,52	1,02	0,47	1,07	2,09	0,52	0,74	1,44
Ratio_AUC_W_res_sur_mot	0,67	0,13	0,26	0,36	0,22	0,43	0,51	0,17	0,34
EMG1 max	0,55	231,05	452,85	0,71	288,75	565,94	0,82	294,41	577,05
EMG2 max	0,66	132,51	259,72	0,45	339,43	665,29	0,60	451,50	884,95
Anglerelativ	0,49	0,22	0,44	0,57	0,20	0,39	0,54	0,18	0,36
Ressaut vitesse	0,69	6,68	13,09	0,71	40,40	79,19	0,77	70,40	137,99
Raideur	0,76	1,27	2,50						

Tableau 6 : Résultats de l'analyse de reproductibilité intersession dans le groupe « réévaluation ». Présentation des coefficients de corrélation intra-classe (ICC), de l'erreur standard de mesure (SEM), et du « *Minimal Detectable Change* » (MDC) pour les paramètres retenus.

b. Erreur standard de mesure et « *Minimal Detectable Change* » intersession

Le tableau 6 représente également la SEM et le MDC obtenus à partir de l'analyse de reproductibilité intersession intra observateur des paramètres dans le groupe « réévaluation ». Le tableau 7 représente le résultat de la SEM et son expression en pourcentage de la moyenne des résultats de chaque paramètre pour les évaluations du groupe « réévaluation » (SEM%). Parmi ces résultats, 9/58 sont en dessous de 20 %, 8/58 sont entre 20 % et 30 %, 28/58 sont entre 30 % et 50 % et 13/58 sont au-delà de 50 %. Les paramètres avec un SEM % inférieur à 20 % sont essentiellement les paramètres cinématique à vitesse lente dont l'amplitude dans toutes les conditions d'évaluation. Parmi les paramètres avec les résultats de SEM % les plus élevés nous avons les EMGmax 1 et 2 pour 5/12 résultats, la vitesse instantanée lors du ressaut pour un résultat sur 4 (vitesse moyenne genou tendu), les paramètres cinétiques pour 6/18 résultats. Dans les paramètres cinétiques le pic de moment de force présente des résultats plutôt homogènes entre 25 % et 34 %.



Variable	Erreur standard de mesure								
	vitesse lente			vitesse moyenne			vitesse rapide		
	moy	SEM	SEM%	moy	SEM	SEM%	moy	SEM	SEM%
Durée	6,93	1,08	15,52	3,67	1,13	30,84	3,16	0,97	30,78
Amplitude θ	50,45	5,59	11,09	48,63	6,75	13,87	48,97	7,21	14,72
Vitesse moyenne	9,19	1,97	21,40	19,36	5,79	29,90	22,28	7,22	32,42
Mmax	7,05	2,07	29,32	6,26	1,97	31,44	6,24	2,08	33,42
AUC W nr	1,70	0,67	39,12	1,76	0,82	46,31	1,87	1,03	55,29
Ratio AUC W res sur mot	0,33	0,16	47,76	0,29	0,17	60,48	0,31	0,17	56,50
EMG1 max	240,86	148,79	61,77	467,28	253,13	54,17	747,36	283,62	37,95
EMG2 max	269,93	129,30	47,90	650,23	356,30	54,80	994,89	375,67	37,76
Anglerelativ				2,07	0,20	9,50	0,56	0,18	32,34
Ressaut vitesse				104,19	47,59	45,68	195,75	80,70	41,23
Raideur	3,68	1,47	39,84						



Variable	Erreur standard de mesure								
	vitesse lente			vitesse moyenne			vitesse rapide		
	moy	SEM	SEM%	moy	SEM	SEM%	moy	SEM	SEM%
Durée	6,65	1,09	16,32	3,53	1,28	36,20	3,14	0,99	31,67
Amplitude θ	39,15	5,86	14,98	38,73	5,82	15,02	37,92	6,67	17,58
Vitesse moyenne	7,96	1,65	20,76	15,38	5,77	37,51	18,16	12,79	70,45
Mmax	7,13	1,78	25,01	6,50	1,66	25,46	6,36	1,87	29,48
AUC W nr	1,60	0,52	32,66	1,73	1,07	61,64	1,62	0,74	45,46
Ratio AUC W res sur mot	0,38	0,13	34,68	0,29	0,22	73,96	0,33	0,17	52,91
EMG1 max	450,89	231,05	51,24	812,63	288,75	35,53	1082,47	294,41	27,20
EMG2 max	314,57	132,51	42,12	534,81	339,43	63,47	909,99	451,50	49,62
Anglerelativ				0,48	0,20	41,94	0,50	0,18	37,00
Ressaut vitesse				57,36	40,40	70,43	145,12	70,40	48,51
Raideur	4,09	1,27	31,11						

Tableau 7 : Erreur standard de mesure représenté sous forme valeur brutes (SEM) de pourcentages (SEM%) de la moyenne des résultats de chaque paramètre dans le groupe « réévaluation » (moyenne).

c. Sensibilité au changement

Le tableau 8 présente les résultats de la moyenne des différences pour chaque paramètre entre les deux sessions d'évaluation réalisées chez les patients du groupe « intervention ».

Concernant les paramètres cinématiques :

- La durée de la manœuvre diminue de manière significative, de l'ordre d'une seconde dans toutes les conditions d'évaluation, sauf à vitesse lente genou tendu.
- L'amplitude articulaire augmente de manière significative à vitesse moyenne dans les deux positions et vitesse rapide genou fléchi. Cette amélioration augmente avec la vitesse de la manœuvre.
- La vitesse moyenne de la manœuvre augmente de manière significative, dans toutes les conditions d'évaluation. Cette amélioration à vitesse moyenne et rapide est de l'ordre de 2.5 degré.sec⁻¹.

Les paramètres EMGmax baissent de façon importante et de manière significative dans toutes les conditions d'évaluation. Plus de la moitié de ces résultats (58%) sont très significatifs ($p < 0.001$).

Concernant les paramètres cinétiques et les paramètres du ressaut, les résultats ne sont pas significatifs.

Nous n'avons des données suffisantes que pour l'analyse de la raideur en position genou tendu. Dans cette condition d'évaluation la raideur diminue de 1,86 N.degré⁻¹ avec un résultat significatif.



	Sensibilité au changement					
	vitesse lente		vitesse moyenne		vitesse rapide	
	mean Δ value	p-value	mean Δ value	p-value	mean Δ value	p-value
Variable						
Durée	-0,979	0,005	-0,905	0,004	-1,195	0,003
Amplitude	0,980	0,670	5,395	0,014	10,375	0,037
Vitesse Moyenne	2,191	0,002	2,795	0,003	2,617	<< 0,001
Mmax	-0,126	0,826	-0,362	0,590	-0,772	0,247
AUC_W_nr	0,331	0,206	0,739	0,073	0,586	0,090
Ratio_AUC_W_res_sur_mot	-0,118	0,072	-0,064	0,348	-0,110	0,114
EMG1 max	-470,835	<< 0,001	-466,446	<< 0,001	-484,413	<< 0,001
EMG2 max	-229,770	0,047	-454,827	<< 0,001	-490,379	<< 0,001
Anglerelativ			0,047	0,238	-0,043	0,369
Ressaut vitesse			1,361	0,832	-19,266	0,244
Raideur						



	Sensibilité au changement					
	vitesse lente		vitesse moyenne		vitesse rapide	
	mean Δ value	p-value	mean Δ value	p-value	mean Δ value	p-value
Variable						
Durée	-0,326	0,352	-0,766	0,018	-0,979	0,005
Amplitude	0,494	0,804	5,514	< 0,001	0,980	0,670
Vitesse Moyenne	1,121	0,032	2,645	<< 0,001	2,191	0,002
Mmax	-0,737	0,320	0,369	0,492	-0,126	0,826
AUC_W_nr	-0,194	0,335	0,604	0,068	0,331	0,206
Ratio_AUC_W_res_sur_mot	-0,083	0,118	-0,232	< 0,001	-0,118	0,072
EMG1 max	-171,073	0,011	-534,966	<< 0,001	-470,835	<< 0,001
EMG2 max	-251,264	0,008	-332,712	0,013	-229,770	0,047
Anglerelativ			-0,063	0,193	0,021	0,594
Ressaut vitesse			6,365	0,346	-12,405	0,299
Raideur	-1,864	0,062				

Tableau 8 : Résultats de sensibilité au changement dans le groupe « intervention ». Calcul de la moyenne des différences pour chaque paramètre entre les sessions pré et post-intervention par un même évaluateur (mean Δ value) et sa significativité (p-value) avec un seuil fixé à 0,05.

IV. Discussion

a. Rappels des principaux résultats

Cette étude a évalué les propriétés métrologiques d'un outil d'évaluation instrumentale de la spasticité du triceps sural utilisable en pratique clinique courante, l'IIMPS.

Nous obtenons une reproductibilité intersession bonne pour l'ensemble des paramètres retenus. Les paramètres cinétiques et la raideur ont une bonne reproductibilité à vitesse lente pour l'analyse de la composante non neurale de l'hyper-résistance.

Les paramètres du ressaut sont reproductibles aux vitesses moyenne et rapide, vitesses pouvant déclencher un clonus et adaptées pour étudier la composante neurale dépendante de la vitesse (5). Les paramètres EMG et les paramètres cinématiques d'amplitude et de vitesse moyenne sont reproductibles dans toutes les conditions d'évaluation. A vitesse lente les paramètres cinématiques donnent des informations sur la composante non neurale de l'hyper-résistance alors que les paramètres EMG seront un indice de bonne réalisation de la manœuvre par l'absence d'activité électrique intense de repos et permettent de détecter la présence d'une activité musculaire de repos inappropriée. A vitesse rapide ces paramètres nous donnent des informations concernant la composante neural vitesse dépendante (5).

Il s'agit-là de résultats de reproductibilité relative obtenus à partir des coefficients de corrélation intra-classe évaluant la reproductibilité à l'échelle d'un échantillon. L'approche de la reproductibilité à l'échelle du sujet est faite de manière indirecte ici avec l'erreur standard de mesure. L'amplitude articulaire est le paramètre ayant le pourcentage d'erreur rapporté à la moyenne le plus faible dans toutes les conditions d'évaluation.

Les autres paramètres cinématiques et le pic du moment de force présentent un pourcentage d'erreur également intéressant à vitesse lente et acceptable dans les autres conditions d'évaluation.

L'amplitude maximale EMG du muscle soléaire présente un pourcentage d'erreur acceptable, dans le cadre d'une analyse sur un faible effectif, à vitesse rapide genou fléchi, et l'amplitude maximale EMG du muscle gastrocnémien médial présente, quant à lui, un pourcentage d'erreur acceptable à vitesse moyenne et rapide genou tendu.

Pour les paramètres du ressaut, l'amplitude relative de survenu du ressaut présente un pourcentage d'erreur stable et acceptable dans ces conditions aux vitesses moyennes et rapide dans les deux positions d'évaluation.

Treize patients sur 15 ont obtenu une amélioration de leur spasticité après intervention avec une baisse de 1 à 3 points d'Ashworth ou de Tardieu modifiée. Ces résultats sont similaires aux données de la littérature (40–42). Les deux sujets pour lesquels aucun effet n'a été mesuré sont deux patients chez qui le bloc moteur réalisé était incomplet (sujet 62, réduction de l'activité EMG dans toutes les conditions) ou inefficace (sujet 67) et n'a pas permis de modifier la situation clinique.

L'amplitude maximale de l'EMG du muscle gastrocnémien médial et du muscle soléaire est statistiquement diminuée dans toutes les conditions en post traitement. La diminution de l'activité EMG traduit directement l'effet du traitement utilisé. Le BMNS induit un bloc de conduction nerveux et la toxine botulique agit au niveau des jonctions neuromusculaires pour empêcher le déclenchement du potentiel d'action musculaire. Des paramètres retenus, il s'agit

donc de celui le plus à même de refléter l'effet pharmacologique de ce type d'intervention. Avec ces seuls paramètres EMG, l'IIMPS pourrait être en mesure d'évaluer l'effet des traitements focaux de la spasticité actuellement disponible pour le thérapeute.

La diminution de la durée de la manœuvre est significative dans toutes les conditions, sauf à vitesse lente genou tendu. C'est un témoin de la diminution de la résistance à l'étirement passif en reflétant l'obtention plus facile de l'amplitude articulaire maximale grâce à la disparition du clonus, à son épuisement plus rapide ou enfin une diminution du caractère phasique de la résistance à l'étirement. L'augmentation moyenne de l'amplitude articulaire est de 5,5 ° à vitesse moyenne et de 10,3 ° à vitesse rapide genou fléchi. Cette amélioration de l'amplitude augmente avec la vitesse de manipulation en position genou fléchi. Elle reflète l'un des bénéfices attendus du traitement de la spasticité.

Les paramètres cinétiques n'apparaissent pas sensibles au changement, résultats déjà soulignés par d'autres équipes (39,40). Ces paramètres reflètent la composante neurale et non-neurale de la spasticité et sont donc probablement moins sensibles à des interventions portant uniquement sur la composante neurale (toxines botuliques et bloc moteur).

Les résultats concernant les paramètres du ressaut ne sont pas sensibles au changement, ceci pouvant être expliqué par l'absence de prise en compte de la disparition du ressaut (8/15 patients dans au moins une condition) dans les statistiques.

b. Les résultats des autres équipes

A partir d'un modèle proposé par Lindberg et al. (43), Gäverth et al. ont étudié les qualités métrologiques d'un outil de mesure des composantes neurales et non-neurales de la résistance à l'étirement passif des fléchisseurs du carpe et des doigts chez les patients AVC, le NeuroFlexor. Cet outil réalise des mouvements isocinétiques en extension de poignet avec la possibilité d'enregistrer à vitesse lente et rapide. Il y est recueilli la mesure de la force de résistance au mouvement imposé, à différents moments clés de la manœuvre, mais aussi l'activité EMG et l'amplitude articulaire. Dans leur analyse de la reproductibilité, ils ont calculé un « coefficient de reproductibilité » qui correspond au MDC. Ainsi, dans l'analyse de la sensibilité au changement du NeuroFlexor, ils ont pu comparer les résultats avec la diminution du score de MAS chez 24 patients avec un AVC traités par toxine botulique mais aussi avec le résultat de leur MDC. Ils ont donc obtenu une différence supérieure au MDC pour la « fraction » de force dépendante de la composante neurale (selon leur modèle : total de force = composante élastique + composante inertielle + composante visqueuse + composante neurale) chez 7 patients ayant reçu une dose moyenne de 158 UI Botox® alors que selon la réduction de la MAS 19 patients pouvaient être décrits comme répondeurs dont 8 patients avec une dose de toxine inférieure à 70 UI Botox®.

Enfin un dispositif de mesure, l'ISA (*Intrumented Spasticity Assessment*) a été développé par une équipe belge et a fait l'objet de plusieurs publications (11,15,44–49) évaluant les propriétés métrologiques de cet outil dans une population de patients enfants et adolescents avec paralysie cérébrale. Ce dispositif enregistre les mêmes grandeurs physiques de l'IIMPS grâce à deux centrales inertielle, d'un dynamomètre à 6 degrés de liberté et des électrodes d'EMGs de surface placées sur les muscles agonistes et antagonistes du mouvement sollicité (figure 7).

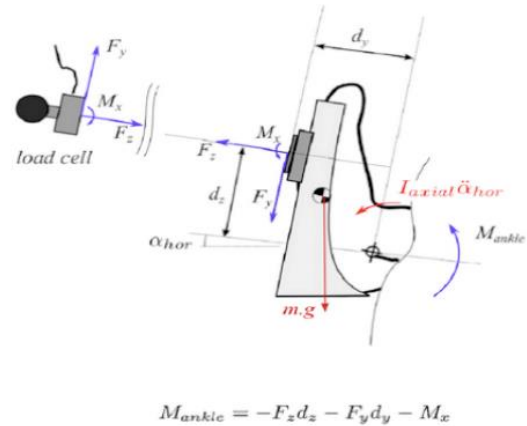
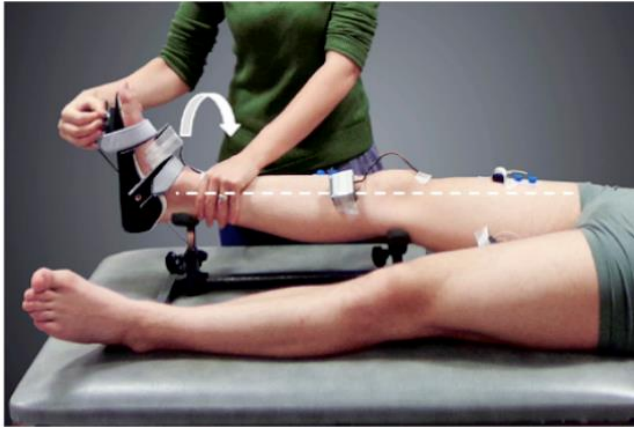


Figure 7 : outil de mesure ISA et modèle utilisé par l'équipe de Leuven (39)

Les données sont distinguées en deux types, celles liées à la performance (amplitude, vitesse max angulaire, pic rmsEMG lors d'une contraction volontaire maximale) et celles liés à la spasticité (rmsEMG moyen brut et en pourcentage de CVM, moment de début activité EMG, couple articulaire à Vmax, travail et différents ratios par rapport à la vitesse lente). La reproductibilité intra-observateur intra et intersession est intéressante (ICC entre 0,60 et 0,80) (38). Schless a évalué l'erreur de mesure et la reproductibilité de l'ISA. Dans leur étude 90 % des paramètres présentaient un ICC supérieur à 0,60 et 70 % des paramètres avaient une erreur standard de mesure inférieure à 20 % de la moyenne des résultats lors d'une analyse inter observateur (46).

La sensibilité au changement de cet outil a également été étudiée par Bar-on et al. Ils retrouvent une amélioration significative des paramètres liés à la spasticité et les paramètres rmsEMG, couple de force et angle du ressaut, présentaient une amélioration supérieure au MDC (soit 3 paramètres sur 8). Schless a comparé les résultats pré-post toxine de l'étude de Bar-on avec l'ISA avec ses résultats de MDC et il a pu observer que la différence pour le travail et pour le couple de force était inférieure au MDC ce qui est similaire à nos résultats concernant les paramètres cinétiques. Schless émet également l'hypothèse que ces résultats sont liés au fait que ces paramètres ne reflètent pas que la composante neurale mais aussi la composante non-neurale. La même analyse pour le paramètre rmsEMG est faite et il retrouve cette fois une différence supérieure au MDC. Les paramètres EMG semblent plus adaptés pour évaluer l'effet des traitements de la spasticité.

c. Les limites de l'étude

L'étude de la reproductibilité intersession porte sur un effectif de seulement 9 sujets (soit 18 chevilles). Nous notons également que 7 des 9 patients dans le groupe « réévaluation » sont porteurs d'une lésion médullaire. Ce groupe n'est pas assez représentatif de notre population et rend difficile la comparaison des résultats de MDC avec la différence trouvée dans le groupe « intervention ». Néanmoins, l'analyse statistique n'a pas montré d'effet majeur de l'étiologie sur la variation des paramètres (*known group ability*, résultats non exposés). L'effectif de nos sous-groupes est similaire aux études précédentes (24,26,38,40). L'étude IIMPS a inclus 67 patients soit 109 chevilles, ce qui représente l'étude de plus grande ampleur réalisée sur le sujet à notre connaissance.

D'autres éléments ayant un impact suspecté sur les résultats des ICC et de SEM sont les potentielles sources d'erreur en lien avec le positionnement de l'outil, des électrodes de surface, du membre inférieur lors de la manipulation, de la position du bras de l'examineur et la technique de mobilisation de la cheville. Même si ces éléments sont détaillés dans le protocole, un apprentissage entre praticiens et une uniformisation des techniques pourraient limiter la survenue de ces erreurs. L'utilisation d'électrodes d'électromyographie de surface est également une source potentielle d'erreur du fait de l'enregistrement de « bruit » potentiel provenant des muscles voisins (diaphonie). Ces erreurs systématiques sont identifiables devant la présence de valeurs ICC élevées (comme c'est le cas pour les paramètres EMG) avec des valeurs de SEM élevées. Ce phénomène est observé également avec les paramètres du ressaut pour lesquels là encore une source d'erreur systématique (la détermination manuelle du moment du ressaut) a pu être identifiée et pourra être corrigée. Lorsque la source d'erreur est moins évidente une des façons d'estimer la présence d'une erreur systématique par rapport à une variation due au hasard est de comparer différents modèles de calcul des ICC (50).

L'un des facteurs d'erreur extrinsèque, non maîtrisé ici, est l'importance du délai de réévaluation pour les patients traités par toxine. Elle expose à l'existence potentielle de nombreux facteurs confondants ayant pu avoir un impact bénéfique ou péjoratifs sur la spasticité du patient (prises en charges complémentaires ou d'un facteur favorisant la survenue des spasmes, apparition d'une épine irritative potentielle, état de fatigue du patient ...). Cette durée est habituelle dans la réévaluation du traitement par toxine et ce risque de facteur confondant est bien connu des praticiens qui utilisent régulièrement la toxine botulique.

L'IIMPS étant un dispositif prototype à l'heure actuelle, nous avons rencontré quelques difficultés d'acquisition de signaux de force et EMG. Nous avons donc réalisé un filtre qualitatif (relecture qualitative de l'aspect des signaux par deux évaluateurs (MG et SL)) et quantitatif (élimination des données aberrantes (FL, SL, MG)) afin de permettre la réalisation de statistiques valables. Ces étapes pourraient être automatisées à terme par l'IIMPS.

Pour la sensibilité au changement, nos interventions étaient hétérogènes dans leur nature (toxines botulique ou BMNS) et dans leurs cibles. Néanmoins, pour des raisons éthiques (étude en RIRCM) et afin d'être représentatif de nos pratiques, nous sommes partis de l'hypothèse que le choix du praticien intervenant serait efficace sur la réduction de la spasticité, ce qui a été le cas pour 13 des 15 patients concernés.

Les différences observées après intervention apparaissent inférieures au MDC (sauf pour l'EMG max du gastrocnémien médial à vitesse lente genou fléchi). Néanmoins, ce MDC a été calculé à partir d'évaluations réalisées à sept jours d'intervalle et ne reflète donc probablement pas le MDC en condition intra-session intra observateur (non évalué dans le cadre de cette étude). Les résultats observés (chute très significative de l'activité EMG, amélioration des amplitudes, réduction de la durée de la manœuvre) sont cohérents avec l'amélioration clinique observée et les résultats de la littérature.

Les résultats des paramètres du ressaut sont difficilement interprétables dans l'analyse de la sensibilité au changement. Outre l'erreur systématique du fait de la non prise en compte de la disparition du ressaut dans le calcul statistique, la détermination manuelle du moment du ressaut entraîne des variations dans la mesure non liée à l'évaluation ou à l'intervention. Comme suggéré par certains auteurs, la détermination automatique du moment du ressaut pourrait améliorer la reproductibilité de nos valeurs (44).

Les résultats de la raideur doivent être analysés avec précaution du fait de la quantité de données manquantes. Elle est liée aux difficultés en situation de pratique clinique de s'approcher des conditions isocinétiques. L'objectif étant justement de réaliser cette étude en condition d'utilisation réelle cette difficulté était attendue. Néanmoins la reproductibilité intersession intra-observateur est élevée.

d. Les perspectives

Une première analyse des résultats de l'IIMPS sur la reproductibilité intra-session et de la dimensionnalité nous a permis de sélectionner onze paramètres d'intérêt. Leur reproductibilité intersession est également intéressante, avec de bons résultats concernant les coefficients de corrélation intra-classe, mais les résultats de l'erreur standard de mesure sont plus modérés en partie du fait du faible échantillon et de certains facteurs de variabilité de la mesure, liés à une utilisation « pratique », au lit du malade. L'analyse de la sensibilité au changement de ces paramètres permet d'entrevoir l'utilisation de l'IIMPS pour une mesure objective de l'effet des traitements focaux sur les composantes neurales vitesse dépendante de l'hyper-résistance à l'étirement passif, notamment avec les paramètres électromyographiques.

Pour compléter ces résultats et proposer une autre indication de l'utilisation de cet outil, il pourrait être proposé de réaliser les mêmes évaluations chez un groupe de patients avant et après BMNS, puis après injection de toxine ou après une neurotomie sélective pour étudier l'efficacité prédictive de l'IIMPS.

La détermination automatisée du ressaut pourrait améliorer les résultats de ces paramètres.

Enfin la validation de cet outil devra passer par la confirmation de nos résultats par d'autres équipes, et son adaptation à l'évaluation d'autres groupes musculaires.

V. Conclusion

A partir des résultats de cette étude nous proposons d'envisager l'IIMPS comme outil utilisable en pratique clinique pour l'évaluation initiale et le suivi de l'efficacité des traitements focaux de la spasticité du triceps sural. Ils nous assurent une évaluation globale et pertinente de l'hyper-résistance à l'étirement passif du muscle. Les paramètres EMG sont les plus intéressants au vu des résultats et sur le plan physiopathologique pour l'évaluation de la composante neurale dépendante de la vitesse. Ces qualités métrologiques en font un outil suffisamment robuste et pertinent pour suivre l'efficacité des traitements de la spasticité. L'IIMPS répond aux attentes du *SPASM consortium*.

Bibliographie

1. Gracies J-M. Pathophysiology of spastic paresis. II: Emergence of muscle overactivity. *Muscle Nerve*. mai 2005;31(5):552-71.
2. Yelnik A, Simon O, Parratte B, Gracies J. How to clinically assess and treat muscle overactivity in spastic paresis. *J Rehabil Med*. 2010;42(9):801-7.
3. Lance JW. Symposium Synopsis. In: *Spasticity: Disordered control*. 1980a; Chicago Yearbook Medical.
4. Pandyan A, Gregoric M, Barnes M, Wood D, Wijck FV, Burridge J, et al. Spasticity: Clinical perceptions, neurological realities and meaningful measurement. *Disabil Rehabil*. janv 2005;27(1-2):2-6.
5. .. van den Noort JC, Bar-On L, Aertbeliën E, Bonikowski M, Braendvik SM, Broström EW, et al. European consensus on the concepts and measurement of the pathophysiological neuromuscular responses to passive muscle stretch. *Eur J Neurol*. juill 2017;24(7):981-e38.
6. ... Bohannon RW, Smith MB. Interrater Reliability of a Modified Ashworth Scale of Muscle Spasticity. :4.
7. Tardieu G. Research on a technic for measurement of spasticity. *Rev Neurol Paris*. 1954;(91(2)):143-4.
8. Wartenberg R. Pendulousness of the legs as a diagnostic test. *Neurology*. févr 1951;1(1):18-24.
9. Wartenberg R. Pendulousness of the legs as a diagnostic test. *Neurology*. févr 1951;
10. .. Biering-Sørensen F. Spasticity-assessment: a review. *Spinal Cord*. déc 2006;44(12)(708-22).
11. Bar-On L, Aertbeliën E, Molenaers G, Dan B, Desloovere K. Manually controlled instrumented spasticity assessments: a systematic review of psychometric properties. *Dev Med Child Neurol*. oct 2014;56(10):932-50.
12. Held J-P, Pierrot-Deseilligny C. chapitre III Le bilan Moteur Central. In: J. B. Baillière, éditeur. *Rééducation motrice des affections neurologiques*. Paris, France; 1969. p. 200 p.
13. Bar-On L, Molenaers G, Aertbeliën E, Van Campenhout A, Feys H, Nuttin B, et al. Spasticity and Its Contribution to Hypertonia in Cerebral Palsy. *BioMed Res Int*. 2015;2015:1-10.
14. ... Fleuren JF, Voerman GE, Erren-Wolters CV, et al. Stop using the Ashworth Scale for the assessment of spasticity. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 2010;46-52.
15. . Bar-On L, Desloovere K, Molenaers G, Harlaar J, Kindt T, Aertbeliën E. Identification of the neural component of torque during manually-applied spasticity assessments in children with cerebral palsy. *Gait Posture*. juill 2014;40(3):346-51.
16. ... A D PANDYAN. a review of the properties and limitations of the Ashworth an modified Ashworth Scales as measures of spasticity. *Clin Rehabil*. 1999;13(5):373-83.
17. Chen C-L, Chen C-Y, Chen H-C, Wu C-Y, Lin K-C, Hsieh Y-W, et al. Responsiveness and minimal clinically important difference of Modified Ashworth Scale in patients with stroke. *Eur J Phys Rehabil Med [Internet]*. janv 2020 [cité 25 août 2020];55(6). Disponible sur: <https://www.minervamedica.it/index2.php?show=R33Y2019N06A0754>
18. Naghdi S, Ansari NN, Ghorbani-rad S, Senobari M, Sahraian MA. Intra-rater reliability of the Modified Tardieu Scale in patients with multiple sclerosis. *Neurol Sci*. janv 2017;38(1):93-9.
19. Gracies J-M, Brashear A, Jech R, McAllister P, Banach M, Valkovic P, et al. Safety and efficacy of abobotulinumtoxinA for hemiparesis in adults with upper limb spasticity after stroke or traumatic brain injury: a double-blind randomised controlled trial. *Lancet Neurol*. oct 2015;14(10):992-1001.
20. .. Dobkin BH, Landau WM, Sahrman S, Thomas Thach W, Simpson DM, Gracies J-M, et

- al. ASSESSMENT: BOTULINUM NEUROTOXIN FOR THE TREATMENT OF SPASTICITY (AN EVIDENCE-BASED REVIEW). *Neurology*. 1 sept 2009;73(9):736-8.
21. .. Sun L-C, Chen R, Fu C, Chen Y, Wu Q, Chen R, et al. Efficacy and Safety of Botulinum Toxin Type A for Limb Spasticity after Stroke: A Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *BioMed Res Int*. 7 avr 2019;2019:1-17.
22. Buffenoir K, Rigoard P, Ferrand-Sorbets S, Lapierre F. Étude rétrospective du résultat à long terme des neurotomies sélectives périphériques dans le traitement du membre supérieur spastique. *Neurochirurgie*. mars 2009;55:S150-60.
23. Burridge J, Wood D, Hermens H, Voerman G, Johnson G, Wijck FV, et al. Theoretical and methodological considerations in the measurement of spasticity. *Disabil Rehabil*. janv 2005;27(1-2):69-80.
24. . Platz T, Eickhof C, Nuyens G, Vuadens P. Clinical scales for the assessment of spasticity, associated phenomena, and function: a systematic review of the literature. *Disabil Rehabil*. janv 2005;27(1-2):7-18.
25. Wood D, Burridge J, Wijck FV, McFadden C, Hitchcock R, Pandyan A, et al. Biomechanical approaches applied to the lower and upper limb for the measurement of spasticity: A systematic review of the literature. *Disabil Rehabil*. janv 2005;27(1-2):19-33.
26. .. Voerman G, Gregorič M, Hermens H. Neurophysiological methods for the assessment of spasticity: The Hoffmann reflex, the tendon reflex, and the stretch reflex. *Disabil Rehabil*. janv 2005;27(1-2):33-68.
27. Gäverth J. Development and evaluation of a new method to objectively measure spasticity [Internet]. Stockholm; 2013 [cité 6 mai 2020]. Disponible sur: <http://hdl.handle.net/10616/41725>
28. Gäverth J. Test-retest and inter-rater reliability of a method to measure wrist and finger spasticity. *J Rehabil Med*. juill 2013;
29. Schless SH, Desloovere K, Aertbeliën E, Molenaers G, de Jong IM, Bar-On L. Quantifying spasticity of the triceps surae using an instrumented spasticity assessment in children with cerebral palsy. *Gait Posture*. déc 2015;42:S31-2.
30. ... Chino N, Muraoka Y, Ishihama H, Ide M, Ushijima R, Basford J. Measurement of ankle plantar flexor spasticity following stroke: Assessment of a new quantitative tool. *J Rehabil Med*. 2015;47(8):753-5.
31. Filipetti P. L'APPORT DES BLOCS ANESTHÉSiques DANS L'ÉVALUATION DU PATIENT SPASTIQUE À propos d'une série de 815 blocs moteurs. :13.
32. ... Buffenoir K. Neuromechanical assessment of lidocaine test block in spastic lower limbs. *Appl Physiol Nutr Metab*. nov 2013;38(11):1120-7.
33. Wissel J, Ward A, Erztgaard P, Bensmail D, Hecht M, Lejeune T, et al. European consensus table on the use of botulinum toxin type A in adult spasticity. *J Rehabil Med*. 2009;41(1):13-25.
34. .. Hermie J. Hermens, Bart Freriks, Roberto Merletti, Dick Stegeman, Joleen Blok, Günter Rau, et al. SENIAM 8 European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy. Roessingh Research and Development, Enschede, the Netherlands, 1999, ISBN 90-75452-15-2.
35. .. Guissard N, Duchateau J. Neural Aspects of Muscle Stretching: *Exerc Sport Sci Rev*. oct 2006;34(4):154-8.
36. .. Magnusson SP. Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. A review. *Scand J Med Sci Sports*. avr 1998;8(2):65-77.
37. Gajdosik RL. Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clin Biomech*. févr 2001;16(2):87-101.
38. de Vet HC, Terwee CB, Ostelo RW, Beckerman H, Knol DL, Bouter LM. Minimal changes in health status questionnaires: distinction between minimally detectable change and

- minimally important change. *Health Qual Life Outcomes*. déc 2006;4(1):54.
39. Bates D, Mächler M, Bolker B, Walker S. Fitting Linear Mixed-Effects Models Using **lme4**. *J Stat Softw* [Internet]. 2015 [cité 15 sept 2020];67(1). Disponible sur: <http://www.jstatsoft.org/v67/i01/>
 40. Buffenoir K, Rigoard P, Lefaucheur J-P, Filipetti P, Decq P. Lidocaine Hyperselective Motor Blocks of the Triceps Suræ Nerves: Role of the Soleus Versus Gastrocnemius on Triceps Spasticity and Predictive Value of the Soleus Motor Block on the Result of Selective Tibial Neurotomy. *Am J Phys Med Rehabil* [Internet]. 2008;87(4). Disponible sur: https://journals.lww.com/ajpmr/Fulltext/2008/04000/Lidocaine_Hyperselective_Motor_Block_s_of_the.7.aspx
 41. Deltombe T, De Wispelaere J-F, Gustin T, Jamart J, Hanson P. Selective blocks of the motor nerve branches to the soleus and tibialis posterior muscles in the management of the spastic equinovarus foot. No commercial party having a direct financial interest in the results of the research supporting this article has conferred or will confer a financial benefit on the author(s) or on any organization with which the author(s) is/are associated. *Arch Phys Med Rehabil*. janv 2004;85(1):54-8.
 42. ...Bollens B, Gustin T, Stoquart G, Detrembleur C, Lejeune T, Deltombe T. A Randomized Controlled Trial of Selective Neurotomy Versus Botulinum Toxin for Spastic Equinovarus Foot After Stroke. *Neurorehabil Neural Repair*. oct 2013;27(8):695-703.
 43. .Lindberg PG, Gäverth J, Islam M, Fagergren A, Borg J, Forssberg H. Validation of a New Biomechanical Model to Measure Muscle Tone in Spastic Muscles. *Neurorehabil Neural Repair*. sept 2011;25(7):617-25.
 44. ...Bar-On L, Aertbeliën E, Wambacq H, Severijns D, Lambrecht K, Dan B, et al. A clinical measurement to quantify spasticity in children with cerebral palsy by integration of multidimensional signals. *Gait Posture*. mai 2013;38(1):141-7.
 45. Bar-On L, Aertbeliën E, Molenaers G, Van Campenhout A, Vandendoorent B, Nieuwenhuys A, et al. Instrumented assessment of the effect of Botulinum Toxin-A in the medial hamstrings in children with cerebral palsy. *Gait Posture*. janv 2014;39(1):17-22.
 46. Schless S-H, Desloovere K, Aertbeliën E, Molenaers G, Huenaearts C, Bar-On L. The Intra- and Inter-Rater Reliability of an Instrumented Spasticity Assessment in Children with Cerebral Palsy. *Lebedev MA, éditeur. PLOS ONE*. 2 juill 2015;10(7):e0131011.
 47. Bar-On L, Aertbeliën E, Molenaers G, Desloovere K. Muscle Activation Patterns When Passively Stretching Spastic Lower Limb Muscles of Children with Cerebral Palsy. *Phillips W, éditeur. PLoS ONE*. 20 mars 2014;9(3):e91759.
 48. Bar-On L, Molenaers G, Aertbeliën E, Monari D, Feys H, Desloovere K. The relation between spasticity and muscle behavior during the swing phase of gait in children with cerebral palsy. *Res Dev Disabil*. déc 2014;35(12):3354-64.
 49. Sloot LH, Bar-On L, van der Krogt MM, Aertbeliën E, Buizer AI, Desloovere K, et al. Motorized versus manual instrumented spasticity assessment in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. févr 2017;59(2):145-51.
 50. ...Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res*. févr 2005;19(1):231-40.

NOM : LOPES PRENOM : Stéfane

Titre de Thèse :

Etude IIMPS, Interface Instrumentalisée Médecin / Patient Spastique
Reproductibilité et Sensibilité au changement

RESUME (10 lignes)

La spasticité définit aujourd'hui la composante neurale vitesse dépendante de l'hyper-résistance à l'étirement passif d'un muscle. Son évaluation à travers les échelles cliniques est imprécise, ce qui pousse à développer des évaluations instrumentalisées. L'étude IIMPS vise à évaluer les qualités métrologiques d'un dispositif simple d'évaluation de la résistance passive à l'étirement du triceps sural, à partir de 4 paramètres mesurés (durée, force, amplitude et EMG). Les résultats des paramètres retenus (11) montrent une bonne reproductibilité intersession dans les conditions d'évaluation d'intérêt et une sensibilité au changement significative, notamment pour les paramètres électromyographiques. L'IIMPS semble être une bonne alternative pour l'évaluation de l'efficacité des traitements focaux de la spasticité.

MOTS-CLES

SPASTICITE

EVALUATION INSTRUMENTALE

REPRODUCTIBILITE

SENSIBILITE AU CHANGEMENT

TRICEPS SURAL