MINISTERE DE LA SANTE
REGION LORRAINE
INSTITUT LORRAIN DE FORMATION EN MASSO-KINESITHERAPIE
DE NANCY

Effets d'un étirement passif des triceps suraux sur la qualité du contrôle postural chez une population d'enfants paralysés cérébraux spastiques.

Mémoire présenté par François WINNINGER
étudiant en 3ème année de masso-kinésithérapie
en vue de l'obtention du Diplôme d'Etat
de Masseur-Kinésithérapeute.
2012-2013.

SOMMAIRE

RESUME

1. **INTRODUCTION**..... 1

2. **RAPPELS**..... 2
   2.1. **La paralysie cérébrale**..... 2
      2.1.1. Définition..... 2
      2.1.2. Différentes catégories..... 2
   2.2. **La forme spastique**..... 3
      2.2.1. La spasticité..... 3
      2.2.2. Retentissements de la spasticité sur la structure musculaire..... 4
      2.2.3. Les étirements dans la prise en charge des patients spastiques..... 6
   2.3. **Le contrôle postural**..... 7
      2.3.1. Le système postural..... 7
      2.3.2. La stabilométrie statique..... 10
         2.3.2.1. *Déroulement des mesures et paramètres stabilométriques*..... 10
         2.3.2.2. *Stabilométrie statique chez les enfants paralysés cérébraux*..... 11
      2.3.3. Effet de l'étirement des triceps suraux sur l'équilibre..... 11
   2.4. **Problématique**..... 12

3. **METHODE DE RECHERCHE BIBLIOGRAPHIQUE**..... 13

4. **MATERIEL ET METHODE**..... 13
   4.1. **Population**..... 13
   4.2. **Matériel expérimental**..... 14
   4.3. **Protocole**..... 15
      4.3.1. Mesure de l'amplitude et de la spasticité..... 15

4.3.2. Stabilométrie statique..... 16
4.3.3. Etirement..... 17
4.4. **Méthode statistique**..... 18

5. **RESULTATS**..... 20
5.1. **Effet de l'étirement sur les différents paramètres**..... 20
5.2. **Comparaison des différentes populations**..... 22

6. **DISCUSSION**..... 25
6.1. **Effet de l'étirement**..... 25
6.2. **Comparaison des différentes populations**..... 27
6.3. **Réflexion sur notre travail**..... 28

7. **CONCLUSION**..... 29

BIBLIOGRAPHIE

ANNEXES

RESUME

La paralysie cérébrale constitue la déficience motrice la plus fréquente chez l'enfant. Cette pathologie s'exprime sous différentes formes dont la forme spastique qui est la plus répandue. Celle-ci est caractérisée par la présence de spasticité qui peut retentir sur la qualité du contrôle postural. Les masseurs-kinésithérapeutes ont fréquemment recours aux étirements passifs des triceps suraux (TS) lors de la prise en charge des paralysés cérébraux spastiques (PCS), notamment dans le but d'entretenir ou d'améliorer l'amplitude articulaire. Les études réalisées chez les personnes sans trouble moteur montrent une meilleure performance du système postural suite à des étirements passifs des TS en particulier. Cependant, aucune étude à notre connaissance ne mesure, de façon objective, l'effet de tels étirements sur le contrôle postural des PCS.

Notre travail a pour objectif de mesurer l'effet d'un étirement passif des TS sur le contrôle postural, en station bipodale statique, chez des enfants PCS.

Le protocole est réalisé chez 16 sujets PCS, âgés de 3 à 18 ans. Trois paramètres sont mesurés avant et après un étirement de trente minutes des TS : la spasticité de ces muscles, l'amplitude de flexion dorsale de cheville ainsi que le contrôle postural. La plateforme de stabilométrie, en objectivant la position du centre de pression, permet d'évaluer le contrôle postural en station bipodale statique.

Nous observons après l'étirement une augmentation de l'amplitude de flexion dorsale de cheville ainsi qu'une diminution de la spasticité du TS. En ce qui concerne les mesures stabilométriques, une avancée significative de la position moyenne du centre de pression sur l'axe antéro-postérieur est mise en évidence après l'étirement.

En nous référant à des études analysant l'effet des étirements passifs du TS, et à nos propres résultats relatifs au statokinésigramme, nous pouvons supposer une meilleure réactivité du système postural après l'étirement. Il serait intéressant d'étudier l'effet d'étirements réguliers, tels qu'ils sont pratiqués en rééducation, sur la stabilité des PCS. Ceci permettrait de confirmer leur intérêt pour améliorer le contrôle postural.

Mots clés anglais : « cerebral palsy », « postural balance », « spasticity », « stretching ».

Mots clés français : « paralysie cérébrale », « équilibre », « contrôle postural », « étirement », « spasticité ».

1. INTRODUCTION

La paralysie cérébrale (PC), du terme anglo-saxon « cerebral palsy », constitue la déficience motrice la plus fréquente chez l'enfant. En France, elle touche environ 2 enfants pour 1000 naissances, soit 1500 nouveaux cas par an. La prématurité et le faible poids de naissance sont les principaux facteurs de risque. En effet, la prévalence de la paralysie cérébrale est 60 fois supérieure chez les enfants nés à moins de 32 semaines d'aménorrhée et/ou de poids de naissance inférieur à 1500 grammes par rapport aux enfants nés à terme (à partir de 37 semaines d'aménorrhée) et/ou de poids de naissance supérieur à 2500 grammes (1). Les déficits moteurs, qui peuvent prendre différentes formes, sont la conséquence d'une lésion cérébrale intervenue sur un cerveau en développement. La forme spastique est caractérisée, entre autres, par la présence d'une spasticité qui perturbe la posture et le mouvement entraînant une diminution des capacités fonctionnelles (2).

La spasticité est fréquemment rencontrée au niveau des triceps suraux des paralysés cérébraux (3), ce qui engendre à terme un déficit d'amplitude articulaire et une diminution de la force de contraction musculaire volontaire (4) et perturbe également le contrôle postural (5). De nombreux auteurs s'intéressent à l'effet des étirements passifs qui sont régulièrement utilisés en rééducation sur les triceps suraux spastiques. Ces auteurs évaluent, en particulier, les conséquences de ces étirements sur la spasticité (6, 7), l'amplitude articulaire (8) et la contraction volontaire (7). Cependant, aucune étude à notre connaissance ne mesure, de façon objective, l'effet de l'étirement passif des triceps suraux sur le contrôle postural des paralysés cérébraux spastiques.

Donker et coll. (5), en comparant la stabilité en station bipodale statique d'enfants paralysés cérébraux à celle d'enfants sains à l'aide de mesures stabilométriques, révèlent une faiblesse du contrôle postural des enfants paralysés cérébraux par rapport aux enfants sans trouble moteur. Des études réalisées chez les sujets sains (9, 10) au moyen d'une plateforme de stabilométrie, montrent une amélioration de la réactivité du système postural du sujet en station bipodale suite à des étirements passifs.

Il apparaît donc intéressant d'analyser les effets d'un étirement passif des triceps suraux spastiques sur la stabilité bipodale des enfants paralysés cérébraux. La stabilométrie, qui permet d'analyser les capacités du système postural, constitue un moyen approprié pour parvenir à ces fins.

2. RAPPELS

2.1. La paralysie cérébrale

2.1.1. Définition

La paralysie cérébrale (PC) se définit comme **l'ensemble des troubles du développement du mouvement et de la posture, engendrant une limitation d'activité, causés par une lésion cérébrale non progressive intervenue sur le cerveau en développement du fœtus ou de l'enfant.** Il s'agit donc d'une atteinte du système nerveux central (SNC). Cette lésion entraîne des perturbations de la commande motrice qui peuvent mener notamment à des difficultés à la marche, à l'alimentation, au langage articulé. Ces perturbations motrices sont associées selon les cas à des déficits sensoriels, cognitifs, des troubles de la communication, une épilepsie… (2). La lésion cérébrale intervient sur un cerveau en développement ou immature, elle est non progressive mais les conséquences de celle-ci évoluent avec l'âge (11). La plupart des auteurs considèrent que ces lésions surviennent pendant la vie fœtale, la période néonatale, ou durant les 2 ou 3 premières années de vie (2, 11). La définition de la PC englobe un large éventail de manifestations cliniques, c'est pourquoi il est utile de définir différentes catégories.

2.1.2. Différentes catégories

Les cas de PC peuvent être répartis par rapport à la symptomatologie neurologique qui prédomine : spastique, dyskinétique ou ataxique. **La forme spastique** (85% des cas de PC (1)), qui signe une lésion du système corticospinal (ou pyramidal, support de la motricité volontaire), est caractérisée par la présence d'une spasticité qui perturbe la posture et le mouvement. Cette atteinte peut être *unilatérale* ou *bilatérale*. **La forme dyskinétique** (7% des cas de PC) se manifeste par un tonus musculaire fluctuant, des mouvements involontaires, incontrôlés, récurrents et parfois stéréotypés. **La forme ataxique** (5% des cas de PC)

correspond à un défaut de coordination de l'activité motrice volontaire, entraînant des perturbations de la force, du rythme et de la précision des mouvements. Il existe également des PC de **type mixte** ne correspondant pas à des formes pures (12, 13). Nous ne détaillons ici que la forme spastique.

Le nombre de membres affectés par une déficience motrice permet quant à lui de définir différentes formes topographiques. Ainsi, il est possible de différencier la monoplégie (atteinte d'un membre), la diplégie (atteinte des deux membres inférieurs), la triplégie, la quadriplégie et l'hémiplégie (atteinte de deux membres homolatéraux) (13).

En outre, le système de classification de la fonction motrice globale (GMFCS) pour la PC, décrit en 1997 par Palisano et coll. (14) et revu en 2007 (15), classe les enfants en cinq niveaux selon leurs possibilités fonctionnelles globales (capacités de posture et de déplacement) en fonction de leur âge (cinq classes d'âge allant de la naissance à 18 ans sont décrites : avant 2 ans, de 2 à 4 ans, de 4 à 6 ans, de 6 à 12 ans et de 12 à 18ans). Une version illustrée concernant deux classes d'âges incluant la quasi-totalité des sujets ayant participé à notre protocole est présentée dans l'annexe I.

2.2. La forme spastique

Différents symptômes, traduisant la désorganisation des postures et des mouvements chez les paralysés cérébraux de type spastique, constituent le syndrome pyramidal. Ceux-ci peuvent être une perte de la sélectivité de la commande motrice (le système pyramidal permettant la motricité volontaire), des syncinésies ainsi que la présence de spasticité (la voie pyramidale assurant un contrôle inhibiteur sur le réflexe myotatique). Les syncinésies correspondent à des contractions musculaires involontaires intervenant au cours d'un mouvement volontaire, pouvant donc perturber celui-ci (13, 16).

2.2.1. La spasticité

La spasticité peut se définir comme « un désordre moteur caractérisé par une augmentation vitesse dépendante du réflexe tonique d'étirement, associé à des réflexes ostéo-

tendineux augmentés, provenant d'une hyperexcitabilité du réflexe d'étirement et constituant une des composantes du syndrome du motoneurone supérieur » (17). Elle correspond donc à une hyperactivité du réflexe myotatique (18).

Le réflexe myotatique, au titre de réflexe, correspond à la contraction involontaire d'un muscle, induite par une stimulation sensitive (l'allongement de ce même muscle). Ce réflexe peut être divisé en deux composantes : une phasique, l'autre tonique. L'allongement musculaire rapide entraîne une contraction brève de ce muscle (composante phasique) qui peut persister si l'étirement est maintenu (composante tonique) (16). Le système pyramidal exerce sur le réflexe myotatique un contrôle inhibiteur, c'est pourquoi ce réflexe peut être amplifié en cas d'atteinte de la voie pyramidale.

La présence de spasticité se manifeste fréquemment au niveau des triceps suraux des paralysés cérébraux marchant en flexion plantaire, la rencontre du pied avec le sol induisant un allongement de ce muscle. L'intensité de la spasticité n'est pas constante dans le temps chez un même sujet. En effet, l'effort volontaire, l'émotivité, l'anxiété ou le facteur E (facteur extérieur : bruit soudain, contact cutané, déplacement dans le champ visuel) peuvent renforcer ces contractions musculaires pathologiques, voire en faire apparaître d'autres. L'effet de ces différents facteurs sur la spasticité est variable d'un sujet à l'autre (3).

2.2.2. Retentissements de la spasticité sur la structure musculaire

Trois composantes musculaires peuvent être distinguées : la composante contractile (fibres musculaires), la composante élastique en parallèle (enveloppes conjonctives assurant la cohésion entre et à l'intérieur des fibres musculaires), la composante élastique en série (tendons) (fig. 1). **Les fibres musculaires** comprennent un ensemble de myofibrilles, juxtaposition de sarcomères (unités contractiles de base), eux-mêmes composés de filaments d'actine et de myosine. Les myofibrilles baignent dans le sarcoplasme qui est un liquide visqueux, ce qui confère au muscle ses propriétés viscoélastiques. **Les tendons** sont composés de fibres de collagène quasiment inextensibles. La faible capacité d'allongement du tendon résulte de la disposition spiralée de ces fibres. **Les tissus conjonctifs parallèles** sont également constitués de fibres de collagène disposées ici de façon ajourée, comme un réseau

maillé (fig. 2). La déformation de la géométrie de ces mailles lors d'un étirement passif donne à ces éléments conjonctifs une extensibilité supérieure à celle des tendons, bien qu'inférieure à celle des fibres musculaires (19).

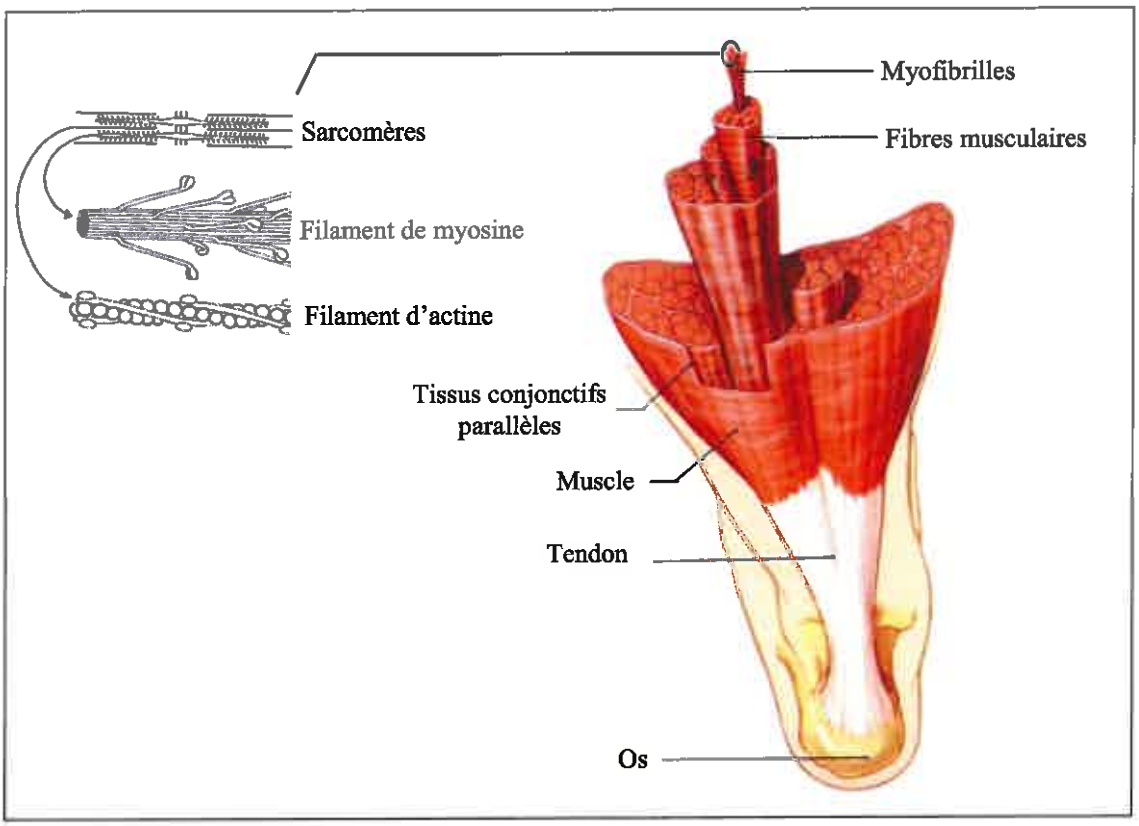


Figure 1 : structure d'un muscle (d'après (19, 20)).

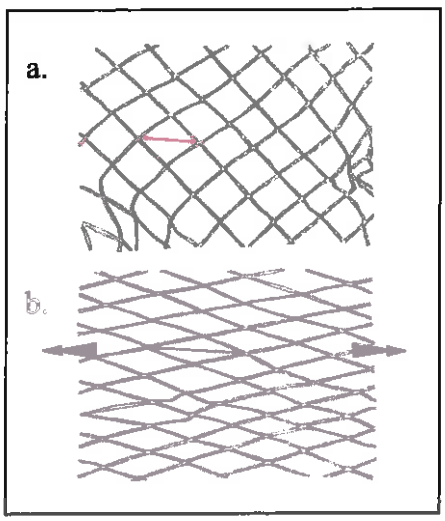


Figure 2 : tissus conjonctifs parallèles au repos (a) et lors de l'étirement (b) (d'après (19)).

La spasticité entraîne des remaniements de la structure musculaire. Des adhésions apparaissent au niveau des tissus conjonctifs parallèles des muscles spastiques du fait de la diminution de mobilité. Celles-ci entravent les glissements entre les différentes fibres musculaires (21). Booth et coll. (22) quantifient le taux de collagène dans le quadriceps d'enfants paralysés cérébraux spastiques et mettent en évidence une relation significative entre ce taux et la sévérité de la spasticité de ce muscle. Selon leurs résultats, plus la spasticité est importante, plus le taux de collagène dans le muscle augmente. Les adhésions qui apparaissent au niveau des tissus conjonctifs constitués de collagène peuvent donc expliquer l'augmentation de ce taux. Mohagheghi et coll. (23) comparent les gastrocnémiens droits et gauches d'enfants paralysés cérébraux hémiplégiques spastiques à l'aide de mesures échographiques. Les gastrocnémiens constituent avec le soléaire les deux chefs du muscle triceps sural. Ils constatent une diminution du nombre de sarcomères en série et en parallèle du côté spastique. Nordmark et coll. (24) suivent l'évolution de cinq amplitudes articulaires passives chez trois cent cinquante neuf enfants paralysés cérébraux pendant treize ans. Ils constatent une diminution de ces amplitudes entre deux et quatorze ans. Cette diminution peut s'expliquer d'une part par la spasticité (plus de 75% de leur population est de type spastique) qui engendre une diminution de l'extensibilité musculaire, et d'autre part par la croissance osseuse qui nécessite une extensibilité plus grande des muscles pour balayer toute l'amplitude articulaire.

2.2.3. Les étirements dans la prise en charge des patients spastiques

La spasticité retentit sur les capacités fonctionnelles en engendrant un déficit d'amplitude articulaire et une diminution de la force de contraction musculaire volontaire (4).

Les étirements passifs sont, par définition, réalisés sur un muscle non contracté. Ils sollicitent presque exclusivement les éléments contractiles et les tissus conjonctifs parallèles, car ils sont plus extensibles. Les tendons sont étirés seulement si la réserve d'extensibilité des deux composantes musculaires précédentes est épuisée. Ces étirements sont fréquemment utilisés chez les paralysés cérébraux dans le but de conserver ou d'améliorer les amplitudes articulaires (8). Des études réalisées avec des personnes spastiques montrent l'influence d'étirements passifs sur la spasticité (6, 7), l'amplitude articulaire (25), la contraction

musculaire volontaire (7) et la marche (6). Les résultats obtenus à partir des études sur les enfants paralysés cérébraux sont à considérer avec prudence, en particulier du fait de la faible taille des échantillons (8, 26).

L'étude de Tremblay et coll. (7) est réalisée à partir de vingt deux enfants paralysés cérébraux spastiques. Elle met en évidence une diminution de la spasticité du triceps sural ainsi qu'une amélioration de la contraction volontaire maximale (en mode statique) de ce muscle à la suite d'un étirement passif de trente minutes sur une table de verticalisation. Une diminution de la spasticité est observée immédiatement après l'étirement et également trente cinq minutes après. Les mesures ne sont pas effectuées au-delà de trente cinq minutes.

L'impact d'un étirement de trente minutes des triceps suraux à l'aide d'une table de verticalisation, sur l'activation des muscles tibial antérieur et triceps sural pendant la marche est analysé au cours du protocole de Richards et coll., chez des enfants paralysés cérébraux spastiques (6). Contrairement à l'étude de Tremblay et coll. (7), aucun effet sur l'activation du triceps sural n'est observé. Seule une diminution de la contraction du tibial antérieur lors de l'attaque du talon est constatée.

Yeh et coll. (25) comparent les effets de deux modes d'étirement du triceps sural : l'un de force constante pendant trente minutes, l'autre d'angle constant et de même durée. Les trente patients ayant participé présentent une spasticité du triceps sural suite à un accident vasculaire cérébral. Les deux types d'étirements aboutissent, selon l'étude, à une diminution de la spasticité du muscle étiré ainsi qu'à une augmentation de l'amplitude articulaire de flexion dorsale de cheville. Cependant, l'étirement de force constante entraîne une diminution plus importante de la spasticité que l'étirement d'angle constant.

2.3. Le contrôle postural

2.3.1. Le système postural

Le système postural permet à l'Homme de se tenir dans une position érigée en luttant contre la pesanteur, il permet également de contrôler et d'organiser le mouvement. En station bipodale statique, l'objectif du système postural est de maintenir la projection de la verticale

passant par le centre de gravité à l'intérieur du polygone de sustentation afin d'assurer la stabilité du sujet (27). Le terme de « stabilité » est préféré à celui d' « équilibre ». L'équilibre se définit en effet comme un état de repos, une position stable d'un système obtenue par l'égalité de deux forces (28). D'après cette définition, l'équilibre de l'Homme correspond à un état stable dans lequel son centre de gravité est aligné verticalement avec la résultante des forces de réaction du sol appliquée au centre de pression. Or l'Homme debout n'est jamais dans cet état de repos. En effet, le système postural tend à ramener le centre de gravité à l'aplomb du point d'application des forces de réaction du sol (29) dès qu'il s'en éloigne. La stabilité, qui se définit comme la propriété d'un système qui revient à sa position d'équilibre lorsqu'il en est écarté (30), est donc un terme approprié pour parler de l'action du système postural quand le sujet est en station bipodale statique (29). Le système postural comprend des capteurs sensoriels, un système central d'analyse et des effecteurs musculaires (27).

Les capteurs sensoriels correspondent à l'entrée du système postural, ils sont répartis en deux catégories :

- les exoentrées (la sole plantaire, l'œil et le vestibule) qui permettent au sujet de se situer par rapport à son environnement.
- les endoentrées (les propriocepteurs) qui permettent aux centres supérieurs de connaître la position des différents éléments du corps les uns par rapport aux autres (27, 29). Ces propriocepteurs comprennent les fuseaux neuromusculaires (au niveau de la composante musculaire contractile), les organes tendineux de Golgi (au niveau de la jonction myo-tendineuse) et les récepteurs articulaires (31).

Le système central d'analyse (qui comprend notamment le cervelet et le tronc cérébral) intègre les informations en provenance des capteurs sensoriels. Il les compare entre elles et avec le vécu antérieur du sujet pour vérifier leur cohérence (31), afin de réguler au mieux le tonus musculaire pour stabiliser le sujet.

Les effecteurs musculaires ajustent leur tonus en fonction des informations reçues des centres supérieurs afin de maintenir la position verticale de l'individu. La répartition de ce tonus musculaire n'est pas homogène, elle privilégie les muscles s'opposant à l'action de la pesanteur (31). L'activité tonique se différencie de l'activité phasique musculaire : lors de la

station bipodale statique, la première permet à l'Homme de lutter contre la pesanteur, la seconde tend à ramener le centre de gravité du sujet aligné avec son centre de pression dès qu'il s'en écarte.

Les fuseaux neuromusculaires sont, du fait de leur localisation au sein de la composante musculaire contractile, des cibles directes des étirements passifs. Ils sont composés de fibres musculaires spécialisées, situées en parallèle des fibres musculaires ordinaires. Ils engendrent la contraction du muscle de façon réflexe suite à son propre étirement et sont donc à l'origine du réflexe myotatique. La longueur de ces fibres musculaires fusoriales, qui module leur sensibilité, est ajustée par l'intermédiaire des motoneurones gammas sous la dépendance de structures supra-spinales (16). Les fibres nerveuses afférentes provenant des fuseaux neuromusculaires sont pour certaines sensibles à la variation de longueur musculaire (Ia) et pour d'autres sensibles à la longueur instantanée du muscle (II). Ces dernières déchargent pendant toute la durée de l'étirement (31). La figure 3 illustre cette innervation. Au cours de la station bipodale statique, l'importance des fibres de type II pour maintenir la stabilité du sujet est prépondérante par rapport à celle des fibres de type Ia (32).

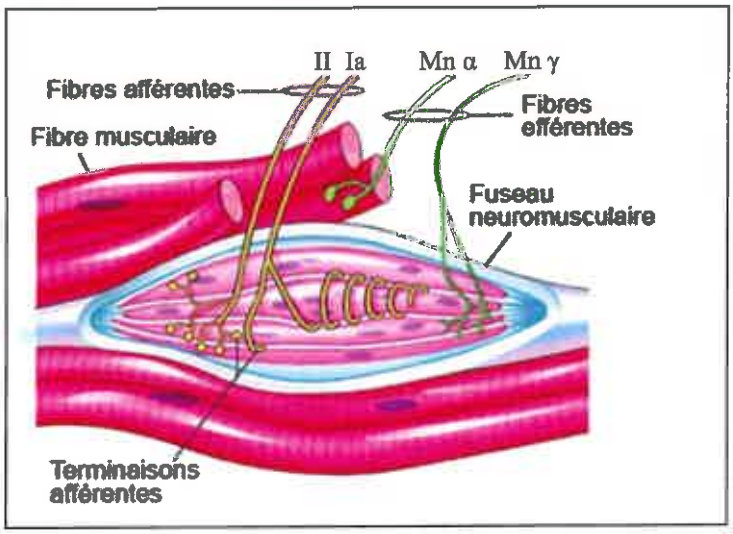


Figure 3 : innervation des fuseaux neuromusculaires (d'après (33)).

Légende : Mn α : motoneurone alpha (→contraction fibre musculaire)
Mn γ : motoneurone gamma.

2.3.2. La stabilométrie statique

Selon Gagey et Weber, la posturologie qualifie l'observation, l'analyse et la théorisation du syndrome de déficience posturale (29). Ce syndrome correspond à un dérèglement des activités tonique et phasique musculaires perturbant la stabilité du sujet (29). Lors de l'examen clinique postural, la stabilométrie statique apporte une mesure des phénomènes de contrôle de la posture orthostatique. Cette mesure, réalisée à l'aide d'une plateforme de stabilométrie, permet d'objectiver la position moyenne du centre de pression ainsi que les mouvements qu'il accomplit autour de cette position, et donc la capacité du système postural à stabiliser le sujet (29). En 1985, l'Association Française de Posturologie (AFP) publie le cahier des charges d'une plate-forme normalisée puis établit des normes pour les paramètres stabilométriques (« Normes 85 »). Ces normes sont déduites d'examens stabilométriques statiques chez des sujets sains. Elles rendent donc plus aisé l'interprétation des mesures chez ces sujets (29), mais ne sont pas appropriées pour comparer les valeurs obtenues à partir des mesures chez les enfants paralysés cérébraux. Selon la Haute Autorité de Santé (HAS), l' « évaluation quantitative des troubles de l'équilibre et de la posture, en particulier chez les patients atteints de troubles vestibulaires et neurologiques » ainsi que l' « évaluation du bénéfice obtenu par différents gestes thérapeutiques sur l'équilibre d'une personne handicapée » font partie des indications pour l'utilisation des plateformes de posturographie (34).

2.3.2.1. Déroulement des mesures et paramètres stabilométriques

Pendant l'examen stabilométrique, il est demandé au sujet de rester debout immobile sur la plateforme, les bras relâchés le long du corps, en fixant la cible visuelle placée à hauteur des yeux. Les constructeurs de la plateforme normalisée fournissent un gabarit mobile qui permet de placer les pieds du sujet dans une position reproductible (29). Le thérapeute déclenche le début de l'épreuve stabilométrique à partir de l'ordinateur sur lequel est installé le logiciel d'acquisition associé à la plateforme.

De nombreux paramètres permettent d'évaluer la stabilité en position statique. Dans l'annexe II est présentée une fiche de résultats de la stabilométrie statique obtenue à partir

d'une mesure réalisée sur la plateforme Satel®. Le statokinésigramme est formé par les positions successives du centre de pression pendant l'enregistrement. Le stabilogramme est composé de deux graphiques qui représentent le déplacement du centre de pression selon l'axe « antéro-postérieur » pour l'un et « médio-latéral » pour l'autre (29).

Les paramètres analysés dans le cadre de notre travail et mesurés au cours des enregistrements sont les suivants (29):
- *Y moyen* représentant la position moyenne du centre de pression (CDP) sur l'axe antéro-postérieur ;
- la *longueur* correspondant à la longueur totale parcourue par le CDP, la *longueur Y* et la *longueur X* parcourues respectivement sur l'axe « antéro-postérieur » ou « médio-latéral » ;
- la *surface* comprenant 90 % des positions du CDP les plus proches de sa position moyenne ;
- l'*amplitude Y* et l'*amplitude X* représentant l'amplitude dans laquelle le CDP a oscillé sur chacun des axes.

2.3.2.2. Stabilométrie statique chez les enfants paralysés cérébraux

Donker et coll. (5) comparent les mesures stabilométriques d'enfants paralysés cérébraux par rapport à celles d'enfants du même âge (cinq à onze ans) sans trouble moteur. Le statokinésigramme des enfants paralysés cérébraux est contenu dans une surface plus grande ($p = 0.06$) mais il n'est pas mis en évidence de différence de longueur. Cependant, une fois le statokinésigramme des deux populations rapporté à une même surface, la longueur de celui des enfants paralysés cérébraux est inférieure ($p < 0.005$), car il présente moins d'oscillations que celui des enfants sans trouble moteur. Les auteurs expliquent cette régularité plus importante du déplacement du centre de pression par la faiblesse du contrôle postural chez les enfants paralysés cérébraux.

2.3.3. Effet de l'étirement des triceps suraux sur l'équilibre

Rougier et coll. (9) s'intéressent à l'effet de plusieurs étirements du triceps sural (maintenus trente secondes chacun) sur la stabilité de sujets sains. Le protocole se compose de cinq mesures stabilométriques suivies de cinq étirements, puis cinq mesures stabilométriques

précédée chacune d'un étirement. Suite aux étirements, une avancée significative du centre de pression sur l'axe antéro-postérieur est observée, ainsi qu'une réaction plus rapide du système postural à corriger la position du centre de pression sur l'axe antéro-postérieur. En revanche, aucun changement significatif n'est mis en évidence sur l'axe médio-latéral.

Vaillant et coll. (10) utilisent également une plateforme de stabilométrie afin d'analyser l'effet d'étirements sur la stabilité de douze étudiants en kinésithérapie. Ces sujets ont été soumis à deux fois trente secondes d'étirement passif de quatre groupes musculaires : les psoas, les quadriceps, les ischio-jambiers et les triceps suraux. Comme lors de l'étude de Rougier et coll. (9), les auteurs observent une réaction plus rapide du système postural à corriger la position du centre de pression, cela uniquement sur l'axe antéro-postérieur.

2.4. Problématique

Il apparaît que le système postural des enfants paralysés cérébraux n'agit pas avec la même efficacité que celui des enfants sans trouble moteur pour contrôler leur stabilité lors de la station bipodale statique (5). Les étirements passifs du triceps sural sont fréquemment utilisés lors de la rééducation des personnes spastiques. Ils entraînent une diminution de la spasticité (6, 7), une augmentation de l'amplitude de flexion dorsale de cheville (25) ainsi qu'une amélioration de la contraction volontaire maximale de ce muscle (7). Les études réalisées chez les personnes sans trouble moteur montrent une meilleure performance du système postural suite à des étirements passifs du triceps sural en particulier (9, 10). Il nous semble pertinent d'analyser les effets d'un étirement passif des triceps suraux sur la stabilité des enfants paralysés cérébraux de type spastique en station bipodale statique. La résolution de cette problématique correspond parfaitement aux indications d'utilisation des plateformes de posturologie (cf. paragraphe 2.3.2).

3. METHODE DE RECHERCHE BIBLIOGRAPHIQUE

Notre bibliographie contient des articles extraits de différentes bases de données : PubMed, Physiotherapy Evidence Database (PEDro), Kinedoc, site de la Haute Autorité de Santé (HAS), RéeDOC et le Service Commun de Documentation (SCD) de l'Université Henri Poincaré (UHP). Les mots clés anglais combinés sont : « cerebral palsy », « postural balance », « spasticity » et « stretching ». En français, les mots clés utilisés sont : « paralysie cérébrale », « équilibre », « contrôle postural », « étirement » et « spasticité ». La sélection des articles est ensuite effectuée selon leurs titres puis le contenu de leurs résumés. Enfin, les recherches sont complétées à l'aide des références bibliographiques des articles précédemment recueillis. Les dates de parution des articles exploités varient entre 1980 et 2012.

Tableau I : exemples de recherches effectuées.

Base de donnée	Mots clés	Nombre de résultats obtenus	Nombre de résultats retenus: numérotés conformément à notre bibliographie
PubMed	"cerebral palsy" "spasticity" "stretching"	21	2: (8), (26)
RéeDOC	"etirement" "equilibre"	3	1: (9)

4. MATERIEL ET METHODE

4.1. Population

L'étude se déroule au Centre de Médecine Physique et de Réadaptation pour Enfants (CMPRE) de Flavigny-sur-Moselle de septembre à octobre 2012. Elle est réalisée chez 16 sujets (12 masculins, 4 féminins) atteints de paralysie cérébrale de forme spastique, en accord avec leurs parents (annexe III). Ces enfants âgés de 3 à 18 ans sont pris en charge au CMPRE ou à l'Etablissement Régional d'Enseignement Adapté (EREA). La spasticité au niveau des triceps suraux est présente chez 11 sujets de façon bilatérale et chez 5 de façon unilatérale (3 à droite et 2 à gauche). Parmi les 16 patients, 6 portent habituellement des chaussures ou des semelles orthopédiques. Les capacités de déplacement des patients sont évaluées à l'aide de la

GMFCS, la cotation 1 est attribuée à 9 d'entre eux et la cotation 2 aux 7 autres. Les caractéristiques de cette population sont détaillées dans l'annexe IV.

Le critère initial d'inclusion correspond à un diagnostic de paralysie cérébrale de forme spastique prédominante, avec la présence de spasticité au niveau d'au moins un triceps sural. Les critères de non inclusion sont l'incapacité à la station bipodale statique pendant 25 secondes (sans orthèse ni aide technique), une opération chirurgicale récente touchant les membres inférieurs, ainsi que les troubles visuels, de l'attention ou du comportement empêchant la compréhension ou la réalisation du protocole.

Les valeurs de 4 sujets sont écartées de l'analyse des données pour les raisons suivantes :
- déséquilibre pendant l'épreuve posturographique nécessitant un appui supplémentaire;
- stress pendant le protocole (peut avoir un effet sur la spasticité, cf. paragraphe 2.2.1) et appréhension de la verticalisation ne permettant pas d'aller au-delà de 50 degrés ;
- manifestation d'une douleur (échelle visuelle analogique (EVA) =3) sous la plante du pied après la verticalisation ;
- problème technique du vidéo projecteur pendant l'épreuve posturographique.

Finalement, les valeurs de 12 sujets (âgés de 7 à 18 ans) sont incluses dans l'étude. Celles des deux plus jeunes patients sont écartées, à cause d'un déséquilibre pour l'un et d'un stress important pour l'autre.

4.2. Matériel expérimental

Les mesures stabilométriques sont réalisées au moyen d'une plateforme Satel® (qui respecte les normes recommandées par l'Association Française de Posturologie (AFP) (29)) équipée d'un gabarit mobile pour le positionnement des pieds, d'un ordinateur avec le logiciel Satel® ainsi que d'un vidéoprojecteur. Celui-ci permettant de projeter le repère visuel, soit une verticale en pointillés au mur (annexe V). Un fil à plomb et un niveau à bulles sont également nécessaires afin de vérifier la verticalité du repère visuel ainsi que l'horizontalité de la plateforme Satel®.

Pour la verticalisation nous utilisons une table de verticalisation électrique avec inclinaison ajustable des cale-pieds, une tablette pouvant se fixer sur la table ainsi que des sangles.

Les mesures d'amplitudes articulaires sont réalisées avec un goniomètre. *La douleur* est évaluée à l'aide d'une Echelle Visuelle Analogique (EVA).

4.3. Protocole

Tout d'abord, le protocole est expliqué et le matériel est présenté à chaque sujet. Pour les jeunes enfants, le déroulement du test dans une salle où ils n'ont pas l'habitude d'aller, et plus particulièrement la table de verticalisation sont source d'une certaine appréhension. Il est donc important de diminuer autant que possible ce stress qui peut nuire au bon déroulement du protocole, notamment à cause d'un risque d'augmentation de la spasticité (cf. paragraphe 2.2.1).

Déroulement du protocole (ordre chronologique) :

- mesures bilatérales de l'amplitude de flexion dorsale de cheville et de la spasticité du triceps sural ;
- stabilométrie statique ;
- étirement de 30 minutes ;
- mesures bilatérales de l'amplitude de flexion dorsale de cheville et de la spasticité du triceps sural ;
- stabilométrie statique.

4.3.1. Mesures de l'amplitude et de la spasticité

Mesure de l'amplitude de flexion dorsale de cheville : l'enfant ou l'adolescent est positionné en décubitus dorsal, hanche et genou fléchis pour explorer l'extensibilité du muscle soléaire, puis hanche et genou en extension pour explorer l'extensibilité des gastrocnémiens (35, 13). Les trois repères anatomiques utilisés sont la pointe de la malléole

tibiale (centre de goniomètre), le milieu du plateau tibial médial (branche fixe) et la face plantaire du talon (la branche mobile étant placée parallèlement à celle-ci) (13) (fig. 4). Les mesures sont faites à partir de la position anatomique de référence (angle de 90° formé par ces trois repères).

Mesure de la spasticité : dans la même position que précédemment, la spasticité du soléaire et celle des gastrocnémiens sont évaluées à l'aide de l'échelle d'Aschworth modifiée (annexe VI) (36).

Figure 4 : mesure de l'amplitude de flexion dorsale de cheville genou fléchi (photo de gauche) et genou tendu (photo de droite).

4.3.2. Stabilométrie statique

Par souci de reproductibilité, chaque sujet est soumis aux mêmes conditions (fig. 5) :
- distance de 2 mètres entre le sujet et la cible visuelle ;
- positionnement des pieds à l'aide du gabarit mobile (angle de 30° entre les bords internes des pieds, talons écartés de 2 cm) (fig. 6). Le plateau métallique de la plateforme rendant la mesure pieds nus désagréable, tous les sujets gardent leurs chaussettes ;
- consignes : « relâche tes bras le long du corps, fixe un point de la ligne rouge qui se situe à la hauteur de tes yeux et bouge le moins possible sans décoller les pieds jusqu'à ce que tu entendes le « bip » ». Ces consignes sont données alors que le sujet est assis à côté de la plateforme, afin qu'il soit reposé avant de commencer la première mesure stabilométrique ;
- paramètres de l'enregistrement : durée de 25.6 secondes, fréquence de 40 Hertz.

Par mesure de sécurité, une personne se tient accroupie à côté de la plateforme (hors du champ visuel) pour certains enfants dont l'équilibre est incertain.

Figure 5 : examen stabilométrique

Figure 6 : positionnement des pieds à l'aide du gabarit mobile

4.3.3. Etirement

Le sujet est installé, en décubitus sur la table de verticalisation, les talons posés sur les cale-pieds en position neutre. Les genoux sont maintenus en extension par une sangle, une autre sangle assure la stabilité du bassin. Selon les cas, nous ajoutons une troisième sangle sous-axillaire ou la tablette. Les cale-pieds sont ensuite ramenés progressivement en flexion dorsale jusqu'à ce que le sujet ait la sensation que « ça tire sans que ça fasse mal ». Les pieds sont positionnés de telle sorte qu'il n'y ait pas d'écrasement de l'arche interne. Du fait de l'appréhension de la quasi-totalité des sujets, il leur est demandé d'actionner eux-mêmes la verticalisation de la table à l'aide de la télécommande, avec comme consigne de se « mettre debout » le plus possible (un minimum de 70° par rapport à l'horizontale est observé). A partir de ce moment là, la verticalisation dure 30 minutes (fig. 7). Si la sensation d'étirement disparait, la flexion dorsale est légèrement augmentée pour que cette sensation réapparaisse. A la suite de la verticalisation, l'absence de douleur est vérifiée. Les valeurs d'un sujet ayant manifesté une douleur sous un pied (EVA=3) ne sont pas prises en compte pour l'analyse des données.

Figure 7 : verticalisation.

4.4. Méthode statistique

Plusieurs paramètres stabilométriques (surface, longueur totale, longueur Y, longueur X, Y moyen, amplitude Y, amplitude X), des mesures d'amplitude articulaire et de spasticité sont analysés statistiquement afin de mettre en évidence l'effet de l'étirement passif. Les analyses statistiques ne pouvant être réalisées qu'avec des nombres relatifs, la cotation « 1+ » de l'échelle d'Aschworth modifiée est remplacée par une valeur d' « 1.5 ». Par conséquent, les résultats obtenus à partir de cette variable devront être interprétés avec prudence.

Nous testons la normalité des distributions des différents paramètres à l'aide des tests de Skewness et Kurtosis, qui confirment que ces distributions ne suivent pas une loi normale. Par conséquent, nous utilisons des tests non paramétriques : le test de Wilcoxon pour comparer les valeurs des paramètres avant et après l'étirement et le test de Mann et Whitney pour comparer les valeurs des paramètres des différentes populations. Nous en déduisons une différence significative lorsque $p \leq 0.05$ et une différence tendant à être significative pour $0.05 < p \leq 0.10$.

Pour chaque paramètre stabilométrique, nous disposons d'une mesure avant et d'une mesure après l'étirement (annexe VII). En ce qui concerne l'amplitude articulaire et la spasticité, nous disposons de quatre mesures avant l'étirement et quatre mesures après (côté droit genou fléchi/tendu et côté gauche genou fléchi/tendu - annexe VIII). Pour traiter ces données (amplitude et spasticité), nous vérifions au moyen d'un test de Wilcoxon qu'il n'y a ni différence significative, ni différence à tendance significative entre les mesures du côté droit et les mesures du côté gauche. Nous prenons ensuite en compte pour l'analyse statistique la moyenne des mesures effectuées côté droit et gauche du sujet, sauf pour les sujets spastiques de façon unilatérale chez qui nous utilisons uniquement la mesure réalisée côté spastique.

Les données comparées avec le test de Wilcoxon sont :
- les paramètres stabilométriques avant l'étirement **par rapport** à ceux après l'étirement ;
- l'amplitude de cheville genou fléchi avant l'étirement **par rapport** à celle après l'étirement (idem genou tendu) ;
- la spasticité des gastrocnémiens avant l'étirement **par rapport** à celle après l'étirement (idem pour le soléaire).

Les valeurs (amplitude, spasticité et paramètres stabilométriques) comparées à l'aide du test de Mann et Whitney sont :
- celles avant l'étirement des sujets cotés à 1 sur l'échelle GMFCS **par rapport** à celles de ceux cotés à 2 (idem pour les valeurs après l'étirement) ;
- celles avant l'étirement des sujets présentant une spasticité bilatérale **par rapport** à celles des sujets présentant une spasticité unilatérale (idem pour les valeurs après l'étirement) ;
- celles avant l'étirement des sujets qui portent habituellement des chaussures ou des semelles orthopédiques **par rapport** à celles de ceux qui n'en portent pas (idem pour les valeurs après l'étirement).

5. RESULTATS

Seuls les principaux résultats sont décrits dans les paragraphes suivants, la totalité est présentée dans l'annexe IX. Les résultats sont exprimés par la médiane et l'interquartile (premier quartile soustrait au troisième).

5.1. Effet de l'étirement sur les différents paramètres

L'amplitude articulaire de flexion dorsale de cheville réalisée genou tendu augmente significativement après étirement (*12.5 (11.25) versus 15 (10.63), p = 0.006* - fig. 8).

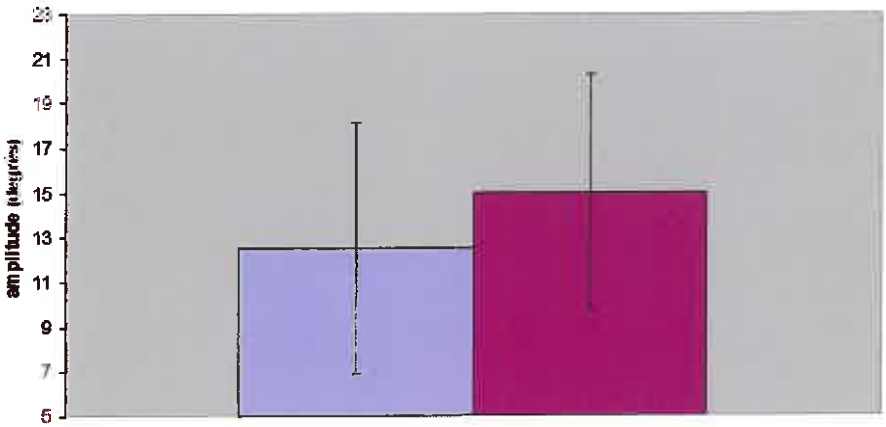


Figure 8 : amplitude de flexion dorsale de cheville genou tendu.
Légende : ▫ médiane avant l'étirement ■ médiane après l'étirement I interquartile.

Une diminution significative de la spasticité du soléaire (*1.38 (0.37) versus 1.13 (0.5), p = 0.016*) et des gastrocnémiens (*1.75 (1) versus 1.63 (0.81), p = 0.006*) suite à l'étirement est également mise en évidence (fig. 9).

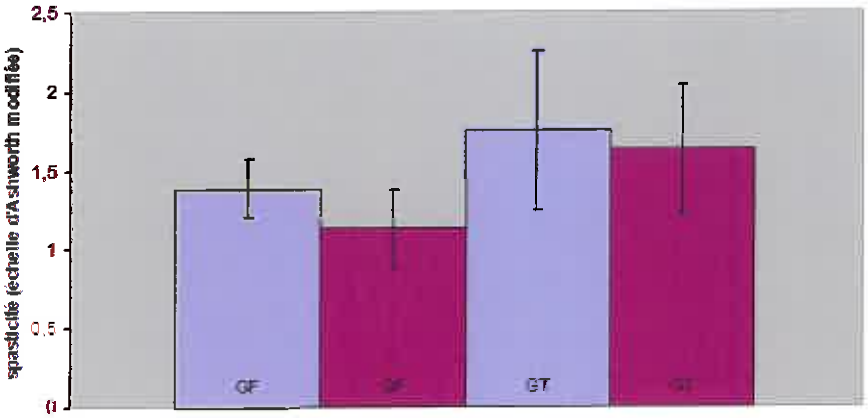


Figure 9 : spasticité du soléaire (évaluée genou fléchi) et des gastrocnémiens (évaluée genou tendu).
Légende : ▫ médiane avant l'étirement ▪ médiane après l'étirement I interquartile
GF : genou fléchi, GT : genou tendu.

La comparaison des paramètres stabilométriques avant et après l'étirement (tab. II) indique une différence significative pour le seul paramètre « Y moyen ». Nous constatons une avancée de la position moyenne du centre de pression sur l'axe antéro-postérieur après l'étirement ($p = 0.008$) (fig. 10).

Tableau II : comparaison des différents paramètres stabilométriques avant et après l'étirement.

Paramètres stabilométriques	Médiane *(interquartile)*		Valeur de p
	Avant l'étirement	Après l'étirement	
Surface (mm²)	419,47 *(290,12)*	400,28 *(203,86)*	0,937
Longueur totale (mm)	331,85 *(125,59)*	392,32 *(228,81)*	0,272
Longueur Y (mm)	234,17 *(83,89)*	270,72 *(197,34)*	0,209
Longueur X (mm)	199,94 *(59,84)*	222,34 *(101,57)*	0,433
Y moyen (mm)	-28,8 *(24,39)*	-27,84 *(36,36)*	0,008
Amplitude Y (mm)	26,83 *(4,68)*	25,84 *(10,43)*	0,754
Amplitude X (mm)	28,74 *(12,97)*	25,48 *(8,25)*	0,583

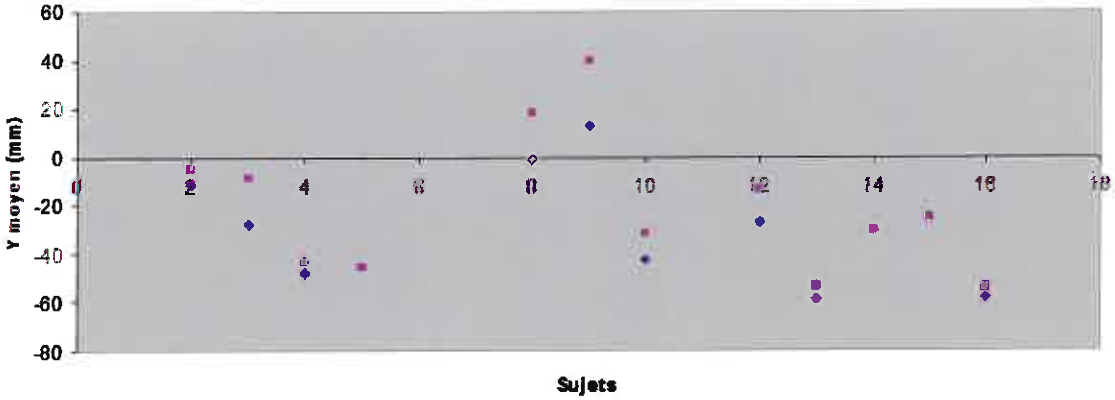


Figure 10 : Position moyenne du centre de pression sur l'axe antéro-postérieur (Y moyen) lors de la mesure stabilométrique avant et après l'étirement, pour chaque sujet (n = 12).
Légende : ◆ Y moyen avant l'étirement ■ Y moyen après l'étirement

5.2. Comparaison des différentes populations

Les sujets GMFCS 1 (n = 7) présentent comparativement aux sujets GMFCS 2 (n = 5) :
- une amplitude de flexion dorsale de cheville (effectuée genou fléchi) significativement supérieure avant (*25 (6.25) versus 17.5 (7.5), p = 0.008*) et après (*25 (6.25) versus 17.5 (2.5), p = 0.015*) l'étirement (tab. III) ;
- une spasticité du soléaire significativement inférieure uniquement après l'étirement (*1 (0.63) versus 1.5 (0.5), p = 0.047* - tab. IV) ;
- aucune différence significative concernant les paramètres stabilométriques.

Tableau III : comparaison de l'amplitude de flexion dorsale de cheville des sujets GMFCS 1 par rapport à celle de ceux GMFCS 2.
Légende : AV = avant l'étirement, AP = après l'étirement.

Amplitude (degrés)	Médiane *(interquartile)*		Valeur de p
	GMFCS 1 (n = 7)	GMFCS 2 (n = 5)	
Genou fléchi / AV	25 *(6,25)*	17,5 *(7,5)*	0,008
Genou fléchi / AP	25 *(6,25)*	17,5 *(2,5)*	0,015
Genou tendu / AV	15 *(10)*	7,5 *(10)*	0,071
Genou tendu / AP	15 *(7,5)*	10 *(7,5)*	0,069

Tableau IV : **comparaison** de la spasticité des sujets GMFCS 1 **par** rapport à celle des sujets GMFCS 2.
Légende : AV = avant l'étirement, AP = après l'étirement.

Spasticité (Ashworth modifiée)	Médiane *(interquartile)*		Valeur de p
	GMFCS 1 (n = 7)	GMFCS 2 (n = 5)	
Genou fléchi / AV	1,25 *(0,38)*	1,75 *(0,5)*	0,187
Genou fléchi / AP	1 *(0,63)*	1,5 *(0,5)*	**0,047**
Genou tendu / AV	1,75 *(0,38)*	2,5 *(1)*	**0,314**
Genou tendu / AP	1,5 *(0,75)*	1,75 *(0,75)*	**0,512**

Les sujets spastiques unilatéralement (n = 4) présentent par rapport à ceux spastiques bilatéralement (n = 8) :

- aucune différence significative en ce qui concerne l'amplitude de cheville ;
- une spasticité du soléaire significativement inférieure, que ce soit avant (*1 (0.38) versus 1.5 (0.5), p = 0.039*) ou après (*0.5 (1) versus 1.38 (0.38), p = 0.015*) l'étirement (tab. V) ;
- une position moyenne du centre de pression significativement plus reculée, avant (*-51.72 (13.86) versus -25.78 (19.58), p = 0.017*) et après (*-49.22 (11.85) versus -10.64 (27.34), p = 0.011*) l'étirement (fig. 11).

Tableau V : comparaison **de** la spasticité **des** sujets spastiques unilatéralement par rapport à celle de ceux spastiques bilatéralement.
Légende : AV = avant l'étirement, AP = après l'étirement.

Spasticité	Médiane *(interquartile)*		Valeur de p
	Spasticité unilatérale (n = 4)	Spasticité bilatérale (n = 8)	
Genou fléchi / AV	1 *(0,38)*	1,5 *(0,5)*	0,039
Genou fléchi / AP	0,5 *(1)*	1,38 *(0,38)*	0,015
Genou tendu / AV	1,5 *(0,25)*	2,13 *(0,81)*	0,079
Genou tendu / AP	1,25 *(0,88)*	1,75 *(0,75)*	0,265

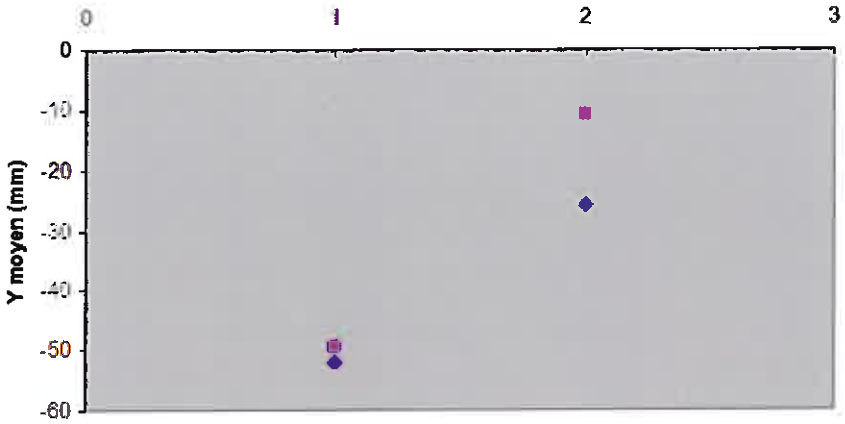


Figure 11 : position moyenne du centre de pression sur l'axe antéro-postérieur avant et après l'étirement pour les sujets spastiques unilatéralement (1 sur l'axe des abscisses) et ceux spastiques bilatéralement (2 sur l'axe des abscisses).
Légende : ◆ Y moyen avant l'étirement ■ Y moyen après l'étirement

Enfin, les sujets portant habituellement des chaussures ou des semelles orthopédiques (n = 5) présentent par rapport à ceux qui n'en portent pas habituellement (n = 7) :

- aucune différence significative concernant l'amplitude articulaire ;
- une spasticité du soléaire significativement supérieure, avant (*1.75 (0.25) versus 1.25 (0.38), p = 0.026*) et après (*1.5 (0.5) versus 1 (0.63), p = 0.047*) l'étirement (tab. VI);
- aucune différence significative concernant les paramètres stabilométriques.

Tableau VI : comparaison de la spasticité des sujets portant habituellement des chaussures ou semelles orthopédiques par rapport à celle de ceux qui n'en portent pas.
Légende : AV = avant l'étirement, AP = après l'étirement, C/S.O = chaussures ou semelles orthopédiques.

Spasticité (Ashworth modifiée)	Médiane (Interquartile)		Valeur de p
	Avec C/S.O (n = 5)	Sans C/S.O (n = 7)	
Genou fléchi / AV	1,75 (0,25)	1,25 (0,38)	0.026
Genou fléchi / AP	1,5 (0,5)	1 (0,63)	0.047
Genou tendu / AV	2,5 (0,75)	1,5 (0,38)	0.131
Genou tendu / AP	1,75 (0,25)	1,25 (0,63)	0.251

6. DISCUSSION

6.1. Effet de l'étirement

L'objectif de notre travail est d'analyser les effets d'un étirement passif des triceps suraux sur la stabilité des enfants paralysés cérébraux de type spastique en station bipodale statique. Pour cela nous mesurons, avant et après un étirement de trente minutes du triceps sural, la spasticité de ce muscle à l'aide de l'échelle d'Ashworth modifiée ainsi que l'amplitude de flexion dorsale de cheville. Nous objectivons la stabilité bipodale statique par une mesure sur plateforme stabilométrique.

Après l'étirement, nous observons une **augmentation significative de l'amplitude de flexion dorsale** de cheville réalisée genou tendu, ce qui est en accord avec les résultats de Yeh et coll. (25). Pour tous les sujets dont cette amplitude augmente après l'étirement, nous constatons avant étirement une amplitude supérieure genou fléchi par rapport à genou tendu. Ce sont les gastrocnémiens qui sont responsables de cette limitation genou tendu puisqu'ils représentent le seul élément musculaire pontant à la fois l'articulation du genou et de la cheville et que leur étirement est obtenu par une extension du genou et une flexion dorsale de la cheville. Ce sont donc ces muscles qui sont étirés dans notre protocole. Yeh et Coll. (25) constatent une diminution de la viscosité et de l'élasticité musculaire après l'étirement. Une diminution de la viscoélasticité des muscles gastrocnémiens peut donc expliquer le gain d'amplitude que nous mesurons après l'étirement. Deux autres phénomènes peuvent contribuer à ce gain d'amplitude : la modification de géométrie des « mailles » des tissus conjonctifs parallèles (cf. paragraphe 2.2.2) et la libération des plans de glissement entre les différentes couches tissulaires de la peau jusqu'aux muscles (19). En effet, nous décrivons précédemment que, dans les muscles spastiques, des adhésions fibreuses se créent au niveau des tissus conjonctifs qui servent normalement de plans de glissement (cf. paragraphe 2.2.2).

L'étirement réalisé lors de notre protocole se rapproche d'un étirement de force constante puisque la flexion dorsale de cheville est augmentée dès que la sensation d'étirement disparait. Yeh et coll. (25) mettent en évidence une meilleure efficacité de ce type d'étirement par rapport à un étirement d'angle constant pour diminuer la spasticité du triceps

sural chez les sujets spastiques. Suite à l'étirement, nous constatons une **diminution significative de la spasticité des gastrocnémiens et du soléaire**. Ces résultats sont en accord avec la diminution de la spasticité du triceps sural observée après un étirement de trente minutes de ce muscle dans l'étude de Yeh et Coll. (25) ainsi que dans celle de Tremblay et coll. (7). Cette dernière (7) décrit une diminution de la spasticité toujours présente trente cinq minutes après l'étirement. Nous pouvons donc supposer que la diminution de spasticité que nous avons mesurée au cours de notre protocole a perduré pendant la mesure stabilométrique.

L'objectif principal de notre travail est d'analyser l'effet immédiat d'un étirement passif sur le contrôle postural en station bipodale statique. Nous objectivons cet effet à l'aide d'une mesure stabilométrique qui révèle une **avancée significative de la position moyenne du centre de pression** (Y moyen - $p = 0.008$) après l'étirement. Cette avancée signifie que les sujets sont davantage inclinés vers l'avant, ce qui est probablement la conséquence de l'augmentation d'amplitude articulaire de flexion dorsale de la cheville ainsi que de la diminution de la spasticité du triceps sural. Rougier et coll. (9), après avoir analysé le statokinésigramme chez onze adultes en bonne santé avant et après une série d'étirement des triceps suraux, trouvent eux-aussi comme seul changement significatif de la valeur des paramètres stabilométriques une avancée du Y moyen. Ils mettent également en évidence, suite à ces étirements, une correction plus rapide (dans le temps et dans l'espace) de l'écartement du centre de pression et du centre de gravité sur l'axe antéro-postérieur. Cette correction plus rapide correspond à une meilleure efficacité du système postural dans le plan sagittal (cf. paragraphe 2.3.1). Selon les auteurs, cette meilleure efficacité est due à une sensibilité proprioceptive accrue des fuseaux neuromusculaires des muscles étirés. Cette amélioration du contrôle postural dans le plan antéro-postérieur est aussi constatée par Vaillant et coll. (10) après l'étirement passif du triceps sural, du quadriceps, des ischio-jambiers et du psoas. Ils la justifient quant à eux par une meilleure perception sensorielle et une diminution de la résistance au mouvement engendrée par un meilleur glissement entre les plans aponévrotiques.

Donker et coll. (5) comparent les mesures stabilométriques d'enfants paralysés cérébraux par rapport à celles d'enfants du même âge, sans trouble moteur. Ils observent chez les enfants paralysés cérébraux, une distance moyenne supérieure entre le centre de pression

et l'origine du posturogramme, ce qui est assimilable à une surface supérieure. Ils observent également une longueur du statokinésigramme semblable à celle des enfants sains. Cependant, une fois les statokinésigrammes des deux populations ramenés à une même surface, la longueur de celui des enfants sains est significativement supérieure. Ceci s'explique par une régularité plus faible du tracé (celui-ci comporte plus d'oscillations). Cette plus grande régularité du tracé chez les enfants paralysés cérébraux signe, selon les auteurs, un système postural moins efficace. Dans les mesures stabilométriques que nous effectuons, bien que ce ne soit pas significatif, nous constatons une **diminution de la surface** ainsi qu'une **augmentation de la longueur totale** du statokinésigramme. Nous ne quantifions pas la régularité du tracé, mais étant donné une longueur plus grande du statokinésigramme dans une surface plus petite, après l'étirement, nous pouvons supposer un plus grand nombre d'oscillations. La forme du statokinésigramme se rapprocherait donc de celle des enfants sains (5) et traduirait une meilleure réactivité du système postural à ramener le centre de gravité à l'aplomb du point d'application des forces de réaction du sol lorsqu'il s'en écarte. Ces résultats corroborent ceux de Rougier et coll. (9) et de Vaillant et coll. (10). Il serait donc intéressant d'approfondir l'hypothèse d'un système postural plus réactif après l'étirement passif des triceps suraux chez les paralysés cérébraux spastiques.

6.2. Comparaison des différentes populations

D'après nos résultats, les sujets **GMFCS** 1 possèdent une amplitude de flexion dorsale de cheville (effectuée genou fléchi) supérieure et une spasticité du soléaire inférieure à celles des sujets GMFCS 2. Par ailleurs, aucune différence significative d'amplitude de flexion dorsale de cheville genou tendu entre les sujets GMFCS 1 et 2 n'est observée au cours de notre protocole. Les résultats concernant la spasticité vont dans le même sens que ceux de Gorter et coll. (37) qui établissent une corrélation négative entre le niveau de spasticité (évalué sur trois muscles des membres inférieurs) de paralysés cérébraux de dix-huit mois et le développement de leur fonction motrice sur un an. Bien que selon ces auteurs cette corrélation soit significative, ils soulignent que la spasticité seule n'a qu'une faible influence sur le développement de la fonction motrice globale sur laquelle retentissent de nombreux facteurs notamment environnementaux et familiaux. Les résultats concernant l'amplitude articulaire genou tendu sont en accord avec ceux de Nordmark et coll. (24). Ces derniers

constatent chez les enfants paralysés cérébraux âgés de cinq à quatorze ans, une amplitude de flexion dorsale de cheville réalisée genou tendu similaire chez les sujets GMFCS 1 et 2.

Les sujets **spastiques unilatéralement** présentent une spasticité du soléaire significativement inférieure, avant et après l'étirement, à celle du même muscle chez les sujets **spastiques bilatéralement**. Nous supposons que la diminution de spasticité observée dans notre population globale après l'étirement contribue à l'avancée de la position moyenne du centre de pression (cf. paragraphe 6.1). Nous pourrions alors nous attendre à une position moyenne du centre de pression plus avancée chez les sujets spastiques unilatéralement, qui ont une spasticité inférieure du soléaire. Or, nos résultats montrent une position moyenne du centre de pression significativement plus reculée chez les sujets spastiques unilatéralement. Ces résultats sont le fruit de la comparaison d'une population de quatre paralysés cérébraux (spastiques unilatéralement) par rapport à huit autres (spastiques bilatéralement) appartenant à la population globale ayant participée à l'expérimentation. Ils demanderaient donc à être confirmés par une expérimentation incluant de plus larges populations.

6.3. Réflexion sur notre travail

Les apports de cette expérimentation sont développés dans les paragraphes précédents. Il convient également d'en préciser certaines limites :

- seize enfants participent à notre expérimentation, les valeurs de douze d'entre eux sont incluses dans l'analyse des données. La faible taille de l'échantillon permet de répondre en partie à la problématique mais ne favorise pas l'émergence d'écarts significatifs. Un plus vaste échantillon permettrait une meilleure stabilisation et une plus grande généralisation des résultats.
- Pour évaluer la spasticité, nous avons choisissons l'échelle d'Aschworth modifiée qui est la plus utilisée. Nous faisons ce choix car c'est celle que nous avons l'habitude d'utiliser. Cependant, cette échelle ne montre pas une grande reproductibilité intra-évaluateur chez les enfants paralysés cérébraux spastiques (38).
- La période de réalisation des mesures s'étend sur 4 semaines. Nous privilégions l'intégration d'un maximum de sujets dans notre protocole et écartons donc la réalisation d'un groupe

témoin. Une étude avec groupe témoins aurait permis d'attribuer les changements observés à l'étirement effectué.

7. CONCLUSION

Nous cherchons à mettre en évidence l'effet d'un étirement passif des triceps suraux d'enfants paralysés cérébraux sur leur stabilité bipodale statique. Les mesures stabilométriques réalisées mettent en évidence une avancée significative du centre de pression sur l'axe antéro-postérieur après l'étirement. Cette avancée est probablement due à la diminution de la spasticité du triceps sural et à l'augmentation d'amplitude de flexion dorsale (mesurée genou tendu) que nous observons après l'étirement. La diminution de la surface du statokinésigramme ainsi que l'augmentation de sa longueur totale après l'étirement, bien que ces variations ne soient pas significatives, tendent à rapprocher les valeurs mesurées chez les enfants paralysés cérébraux de celles mesurées chez les enfants sains. Elles peuvent signifier un plus grand nombre d'oscillations du statokinésigramme et par conséquent une meilleure réactivité du système postural. Il serait intéressant de confirmer et de quantifier cette amélioration de la réactivité du système postural.

Les troubles moteurs que présentent les paralysés cérébraux spastiques entraînent un déficit de contrôle de leur stabilité. Nous avons mis en évidence que les étirements passifs, qui sont fréquemment utilisés pour la rééducation de ces patients, sont susceptibles d'améliorer ce contrôle. Des études portant sur une plus grande population, mettant en œuvre des étirements réguliers tels qu'ils sont pratiqués en rééducation sont nécessaires afin d'évaluer l'effet de ces étirements au cours du temps et de confirmer leur intérêt sur le contrôle de la stabilité.

Les étirements passifs sont utilisés, chez les paralysés cérébraux spastiques, dans le but d'améliorer l'amplitude articulaire ou de lutter contre la spasticité. Ceci afin d'optimiser les capacités fonctionnelles de ces patients. Les étirements passifs peuvent également être réalisés à l'aide de plâtre associé ou non à des injections de toxine botulique. Quel est l'impact de ces différentes techniques de rééducation sur la spasticité, les amplitudes articulaires, la marche et le contrôle postural des enfants paralysés cérébraux ?

BIBLIOGRAPHIE

1. CANS C. - Épidémiologie de la Paralysie Cérébrale (« Cerebral Palsy » ou CP). Motricité cérébrale, 2005, 26, 2, p. 51-58

2. ROSENBAUM P., PANETH N., LEVITON A., GOLDSTEIN M., BAX M., DAMIANO D., DAN B., JACOBSSON B. - A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. Developmental Medicine & Child Neurology Supplement, 2007, 109, p. 8-14

3. LE METAYER M. - Qu'en est-il de l'examen Clinique en infirmité motrice cérébrale (paralysie cérébrale) - Quelles perspectives rééducatives ?. Motricité cérébrale, 2010, 31, 4, p. 152-163

4. LIEBER R. L., STEINMAN S., BARASH I. A., CHAMBERS H. - Structural and functional changes in spastic skeletal muscle. Muscle & Nerve, 2004, 29, 5, p. 615-627

5. DONKER S. F., LEDEBT A., ROERDINK M., SAVELSBERGH G. J., BEEK P. J. - Children with cerebral palsy exhibit greater and more regular postural sway than typically developing children. Experimental Brain Research, 2008, 184, 3, p. 363-370

6. RICHARDS C. L., MALOUIN F., DUMAS F. - Effects of a single session of prolonged plantarflexor stretch on muscle activations during gait in spastic cerebral palsy. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, 1991, 23, 2, p.103-111

7. TREMBLAY F., MALOUIN F., RICHARDS C. L., DUMAS F. - Effects of prolonged muscle stretch on reflex and voluntary muscle activations in children with spastic cerebral palsy. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, 1990, 22, 4, p. 171-180

8. WIART L., DARRAH J., KEMBHAVI G. - Stretching with children with cerebral palsy: what do we know and where are we going ?. Pediatric Physical Therapy, 2008, 20, 2, p. 173-178

9. ROUGIER P., DUMAS M., JAMELIN T. Effets sur le contrôle de l'équilibre d'une série d'étirements bilatéraux des muscles triceps surae. In **PERENNOU D., LACOUR M.** Efficience et déficiences du contrôle postural. Marseille : Solal, 2006. p. 191-202. Posture et équilibre ; 7

10. VAILLANT J., VUILLERME N., LAURENT S. – Etirements musculaires et performances de contrôle de la posture. In **SIMMONNET J.** Journées de médecine orthopédique et de rééducation. Paris : Expansion Scientifique Française, 2004. p. 68-71

11. AMIEL-TISON C., GOSSELIN J. Pathologie neurologique périnatale et ses conséquences. Issy-les-Moulineaux : Elsevier Masson, 2010. 290 p. ISBN 978-2-294-70895-4

12. KRAGELOH-MANN I., STAUDT M. Neurological classification and neuroradiology of cerebral palsy. In **ELIASSON A. C., BURTNER P. A.** Improving Hand Function in Children with Cerebral Palsy : theory, evidence and intervention. London : Mac Keith Press, 2008. p. 61-78. Clinics in Developmental Medicine ; 178

13. BERARD C. La paralysie cérébrale de l'enfant : Guide de la consultation - Examen neuro-orthopédique du tronc et des membres inférieurs. Montpellier : Sauramps Medical, 2008. 266 p. ISBN 978-2-84023-550-7

14. PALISANO R., ROSENBAUM P., WALTER S., RUSSELL D., WOOD E., GALUPPI B. - Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. Developmental Medicine & Child Neurology, 1997, 39, 4, p. 214-223

15. PALISANO R., ROSENBAUM P., BARTLETT D., LIVINGSTON M. Gross Motor Function Classification System Expanded and Revised. 2007. In Centre for Childhood Disability Research. [En ligne]. <http://motorgrowth.canchild.ca/en/GMFCS/resources/GMFCS-ER.pdf> (Page consultée le 24 avril 2013)

16. DE RECONDO J. Sémiologie du système nerveux : Du symptôme au diagnostic. 2e éd. Paris : Flammarion, 2004. 610 p. ISBN 2-257-16531-4

17. LANCE J. W. Symposium synopsis. In **FELDMAN R.G., YOUNG R. R., KOELLA W.P.** Spasticity, Disordered Motor Control. Chicago : Yearbook Medical Publishers, 1980. p. 485-494

18. MARQUE P., BRASSAT D. – Physiopathologie de la spasticité. Revue neurologique, 2012, 168, supplément 3, p. S36-S44

19. NEIGER H., GOSSELIN P. Les étirements musculaires analytiques manuels : Techniques passives. Paris : Maloine, 1998. 138 p. ISBN 2-2240-2569-6

20. Atlas d'Anatomie : Organes, systèmes et structures. Munich : Ullmann, 2009. 439p. ISBN 978-3-8331-5193-4

21. PONTEN E. Muscle alterations due to spasticity. In **ELIASSON A. C., BURTNER P. A.** Improving Hand Function in Children with Cerebral Palsy : theory, evidence and intervention. London : Mac Keith Press, 2008. p. 101-108. Clinics in Developmental Medicine ; 178

22. BOOTH C. M., CORTINA-BORJA M. J., THEOLOGIS T.N. - Collagen accumulation in muscles of children with cerebral palsy and correlation with severity of spasticity. Developmental Medicine & Child Neurology, 2001, 43, 5, p. 314-320

23. MOHAGHEGHI A.A., KHAN T., MEADOWS T. H., GIANNIKAS K., BALTZOPOULOS V., MAGANARIS C.N. - Differences in gastrocnemius muscle architecture between the paretic and non-paretic legs in children with hemiplegic cerebral palsy. Clinical Biomechanics, 2007, 22, 6, p. 718-724

24. NORDMARK E., HAGGLUND G., LAUGE-PEDERSEN H., WAGNER P., WESTBOM L. - Development of lower limb range of motion from early childhood to adolescence in cerebral palsy: a population-based study. BMC Medicine, 2009, 7, 65, p. 1-11

25. YEH C. Y., TSAI K. H., CHEN J. J. - Effects of prolonged muscle stretching with constant torque or constant angle on hypertonic calf muscles. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2005, 86, 2, p. 235-241

26. PIN T., DYKE P., CHAN M. - The effectiveness of passive stretching in children with cerebral palsy. Developmental Medicine & Child Neurology, 2006, 48, 10, p. 855-862

27. VALLIER G. Traité de Posturologie Clinique et Thérapeutique. France : Posturopole, 2012. 175 p. ISBN 978-2-7466-4634-6

28. LAROUSSE, Définition du dictionnaire français. [En ligne]. <http://www.larousse.fr/dictionnaires/francais/%C3%A9quilibre> (Page consultée le 21 avril 2013)

29. GAGEY P. M., WEBER B. Posturologie : Régulation et dérèglements de la station debout. 3e éd. Paris : Masson, 2004. 199 p. ISBN 2-294-01448-0

30. LAROUSSE, Définition du dictionnaire français. [En ligne]. <http://www.larousse.fr/dictionnaires/francais/stabilit%C3%A9> (Page consultée le 21 avril 2013)

31. PERRIN P., LESTIENNE F. Mécanismes de l'équilibration humaine : Exploration fonctionnelle, application au sport et à la rééducation. Paris : Masson, 1994. 163p. ISBN 2-225-84466-6

32. SCHIEPPATTI M. Les fuseaux neuromusculaires et leur rôle dans le contrôle proprioceptif de l'équilibre et de la marche : bases neurophysiologiques et expérience clinique. In **THOUMIE P., LACOUR M.** De la recherche à la pratique clinique. Marseille : Solal, 2008. p. 47-59. Posture et équilibre ; 10

33. CORPSHUMAIN.CA. [En ligne]. http://www.corpshumain.ca/Touche.php (Page consultée le 24 avril 2013)

34. HAUTE AUTORITE DE SANTE - Analyse de la posture statistique et/ou dynamique sur plate-forme de force (posturographie) : statokinésigraphie informatisée. Service évaluation des actes professionnels. Juin 2007

35. VIEHWEGER E., BERARD C., BERRUYER A., SIMEONI M. C. - Bilan articulaire des membres inférieurs d'un enfant atteint d'une infirmité motrice cérébrale. Annales de réadaptation et de médecine physique, 2007, 50, 4, p. 258-265

36. BOHANNON R. W., SMITH M.B. - Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. Physical Therapy, 1987, 67, 2, p. 206-207

37. GORTER J. W., VERSCHUREN O., VAN RIEL L., KETELAAR M. - The relationship between spasticity in young children (18 months of age) with cerebral palsy and their gross motor function development. BMC Medicine, 2009, 10, 108, p. 1-9

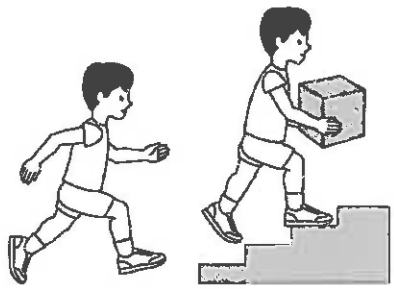
38. MUTLU A., LIVANELIOGLU A., GUNEL M. K. - Reliability of Ashworth and Modified Ashworth scales in children with spastic cerebral palsy. BMC Medicine, 2008, 9, 44, p. 1-8

ANNEXES

ANNEXE I

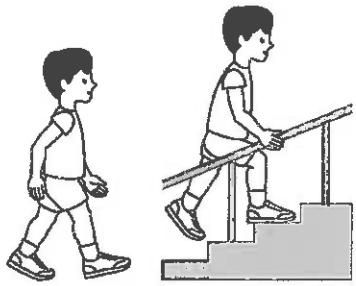
Système de classification de la fonction motrice globale (GMFCS)

GMFCS E & R Descriptors and Illustrations for Children between their 6th and 12th birthday



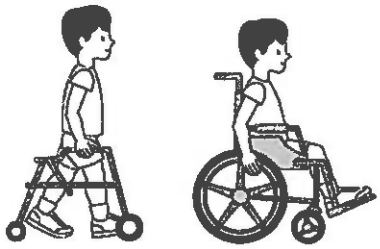
GMFCS Level I

Children walk at home, school, outdoors and in the community. They can climb stairs without the use of a railing. Children perform gross motor skills such as running and jumping, but speed, balance and coordination are limited



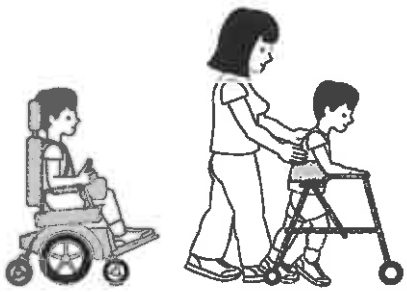
GMFCS Level II

Children walk in most settings and climb stairs holding onto a railing. They may experience difficulty walking long distances and balancing on uneven terrain, inclines, in crowded areas or confined spaces. Children may walk with physical assistance, a hand-held mobility device or used wheeled mobility over long distances. Children have only minimal ability to perform gross motor skills such as running and jumping.



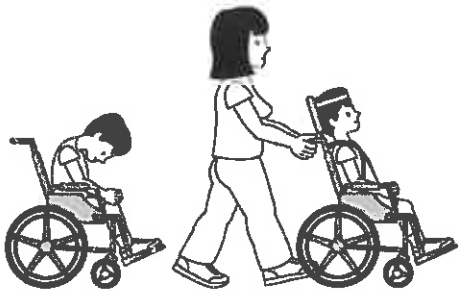
GMFCS Level III

Children walk using a hand-held mobility device in most indoor settings. They may climb stairs holding onto a railing with supervision or assistance. Children use wheeled mobility when traveling long distances and may self-propel for shorter distances.



GMFCS Level IV

Children use methods of mobility that require physical assistance or powered mobility in most settings. They may walk for short distances at home with physical assistance or use powered mobility or a body support walker when positioned. At school, outdoors and in the community children are transported in a manual wheelchair or use powered mobility.



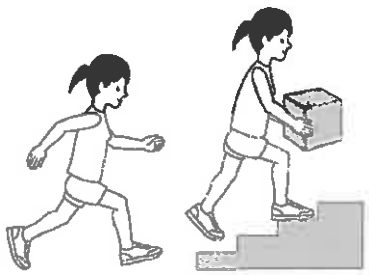
GMFCS Level V

Children are transported in a manual wheelchair in all settings. Children are limited in their ability to maintain antigravity head and trunk postures and control leg and arm movements.

GMFCS descriptors copyright © Palisano et al. (1997) Dev Med Child Neurol 39:214-23
CanChild: www.canchild.ca

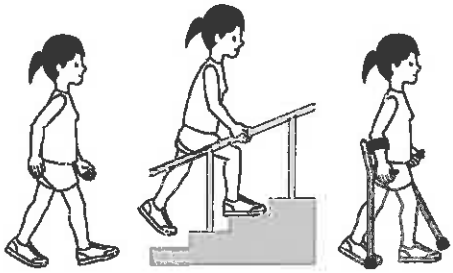
Illustrations copyright © Kerr Graham, Bill Reid and Adrienne Harvey,
The Royal Children's Hospital, Melbourne

GMFCS E & R Descriptors and Illustrations for Children between their 12th and 18th birthday



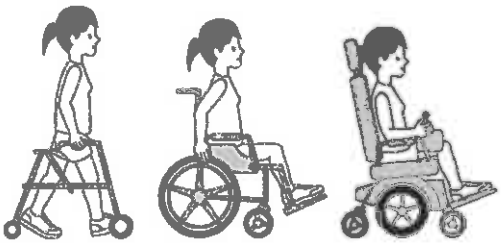
GMFCS Level I

Youth walk at home, school, outdoors and in the community. Youth are able to climb curbs and stairs without physical assistance or a railing. They perform gross motor skills such as running and jumping but speed, balance and coordination are limited.



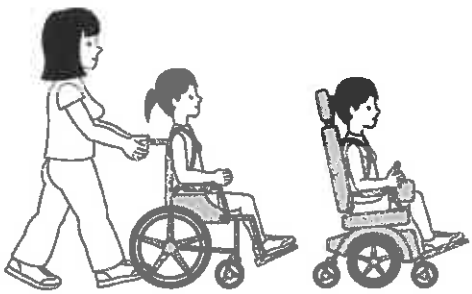
GMFCS Level II

Youth walk in most settings but environmental factors and personal choice influence mobility choices. At school or work they may require a hand held mobility device for safety and climb stairs holding onto a railing. Outdoors and in the community youth may use wheeled mobility when traveling long distances.



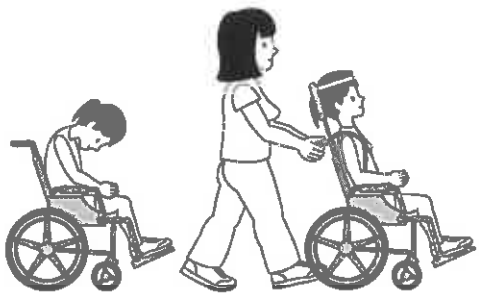
GMFCS Level III

Youth are capable of walking using a hand-held mobility device. Youth may climb stairs holding onto a railing with supervision or assistance. At school they may self-propel a manual wheelchair or use powered mobility. Outdoors and in the community youth are transported in a wheelchair or use powered mobility.



GMFCS Level IV

Youth use wheeled mobility in most settings. Physical assistance of 1-2 people is required for transfers. Indoors, youth may walk short distances with physical assistance, use wheeled mobility or a body support walker when positioned. They may operate a powered chair, otherwise are transported in a manual wheelchair.



GMFCS Level V

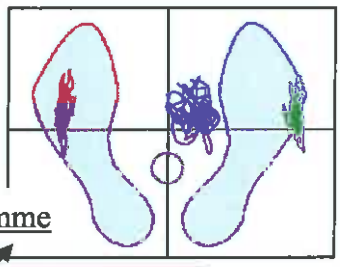
Youth are transported in a manual wheelchair in all settings. Youth are limited in their ability to maintain antigravity head and trunk postures and control leg and arm movements. Self-mobility is severely limited, even with the use of assistive technology.

GMFCS descriptors copyright © Palisano et al. (1997) Dev Med Child Neurol 39:214-23
CanChild: www.canchild.ca

Illustrations copyright © Kerr Graham, Bill Reid and Adrienne Harvey,
The Royal Children's Hospital, Melbourne

ANNEXE II

Fiche des résultats de la stabilométrie statique obtenue à partir d'une mesure réalisée sur la plateforme Satel®



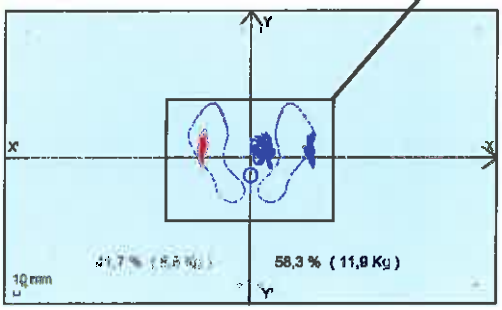
Statokinésigramme

Evaluation de l'équilibre en condition statique YO *Satel*

Patient : [redacted]
Date de naissance : 03/01/2007
IPP-DMP :
Pathologie : PC

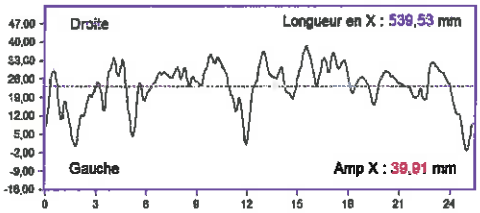
Prescripteur : [redacted]

Examen N° 5 du 26/09/2012 à 13H 43mn

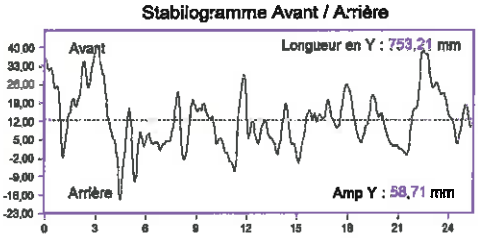


X Moyen	: 23,14 mm	1,1 (-9,6 / 11,7)
Y Moyen	: 12,72 mm	-29,2 (-1,5 / -57)
Longueur	: 1010,11 mm	429 (307 / 599)
Surface	: 1272,18 mm²	91 (39 / 210)
Longueur X	: 539,53 mm	245 (180 / 310)
Amp X	: 39,91 mm	(14 / 19)
Indice d'Instabilité X	: 1,74	N < 1
Longueur Y	: 753,21 mm	360 (260 / 460)
Amp Y	: 58,71 mm	(21 / 30)
Indice d'Instabilité Y	: 1,64	N < 1
Ly/Lx	: 1,40	(1,3 / 1,5)
LFS adulte	: 0,93	1 (0,72 / 1,39)
Coef. de Romberg	: NC	288 (112 / 677)

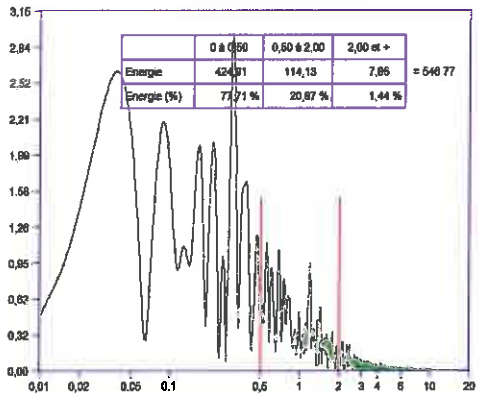
Stabilogramme Droite / Gauche



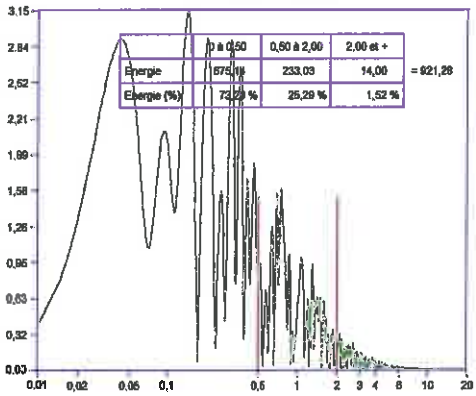
Stabilogramme Avant / Arrière



FFT Droite / Gauche



FFT Avant / Arrière



Conditions d'examen

Fréquence : 40,0 Hz	Vestibulaire : Sans	Critère 1 :
Durée : 25,6 s	Occlusale : Sans	Critère 2 :
Plantaire : Sur sol dur	Rachidienne : Sans	Critère 3 :
	Autre : Sans	

Satel - Système d'Analyse des Troubles de l'Equilibre et de la Locomotion *Page 1 / 1*

ANNEXE III

Formulaire de consentement

Etude de l'influence d'un étirement musculaire sur la fonction d'équilibration des enfants paralysés cérébraux (PC)

Madame, Monsieur,

Dans le cadre de mon mémoire de fin d'études de masso-kinésithérapie, je souhaite analyser l'influence des étirements musculaires sur l'équilibre debout des enfants PC. Ce travail est encadré par Mme Kellerer, kinésithérapeute au Centre de Médecine Physique et de Réadaptation (CMPRE) de Flavigny sur Moselle.

Nous sollicitons votre accord pour que votre enfant participe à cette étude, qui se déroulera jusqu'au 26 octobre 2012 au CMPRE.
Il sera demandé à votre enfant de se tenir debout le plus immobile possible sur une plateforme de stato kinesthésie (SATEL) pendant 25 secondes. Cette plateforme reste fixe et permet d'analyser l'équilibre de votre enfant.
Deux séquences de 25 secondes chacune seront effectuées, une avant l'étirement et une après. Une personne se tiendra à côté de votre enfant pour prévenir tout risque de chute. L'étirement sera effectué à l'aide d'une table de verticalisation et durera 30 minutes.

La participation de votre enfant à cette étude est librement consentie et il lui est possible de la quitter à tout moment.
Le traitement de rééducation habituellement mis en œuvre pour votre enfant reste inchangé.
Bien entendu, les données et informations recueillies resteront strictement anonymes.

Je reste à votre disposition pour tout renseignement complémentaire.

Cordialement,
François Winninger
(winningerfrancois@yahoo.fr)

✂.....

Je soussigné(e), M, Mme ……..,

après avoir reçu toutes les informations nécessaires précisant les modalités de déroulement de cette étude, j'ai eu la possibilité de poser toutes les questions qui me paraissent utiles pour la bonne compréhension du formulaire d'information et de recevoir des réponses claires et précises,

autorise mon fils/ ma fille ……, né(e) le ……
à participer à cette recherche dans les conditions ci-dessus, sachant que je suis libre de refuser sans que cela entraîne de répercussion sur les traitements de rééducation mis en oeuvre.

Cet accord ne décharge en rien les organisateurs de cette étude de leur responsabilité.

Fait à ……, le ……

Signature
Précédée de la mention « lu et approuvé »

ANNEXE V

Matériel expérimental pour les mesures posturographiques

ANNEXE VI

Echelle d'Ashworth modifiée

0 : pas d'augmentation du tonus musculaire.

1 : une augmentation discrète du tonus musculaire se manifestant par un ressaut suivi d'un relâchement ou par une résistance minime à la fin du mouvement.

1+ : une augmentation discrète du tonus musculaire se manifestant par un ressaut suivi d'une résistance minime perçue sur moins de la moitié de l'amplitude articulaire.

2 : une augmentation plus marquée du tonus musculaire touchant la majeure partie de l'amplitude articulaire, l'articulation pouvant être mobilisée facilement.

3 : une augmentation importante du tonus musculaire rendant la mobilisation passive difficile.

4 : l'articulation concernée est fixée en flexion ou en extension.

ANNEXE IX

Résultats de l'analyse statistique

Comparaison de l'amplitude de flexion dorsale de cheville et de la spasticité avant et après l'étirement (test de Wilcoxon) :

Amplitude (degrés)	Médiane *(interquartile)*		Valeur de p
	Avant l'étirement	Après l'étirement	
Genou fléchi	22,5 *(10,62)*	22,5 *(10)*	0,317
Genou tendu	12,5 *(11,25)*	15 *(10,63)*	0,008

Spasticité (Ashworth modifiée)	Médiane *(interquartile)*		Valeur de p
	Avant l'étirement	Après l'étirement	
Genou fléchi	1,38 *(0,37)*	1,13 *(0,5)*	0,016
Genou tendu	1,75 *(1)*	1,63 *(0,81)*	0,006

Comparaison des valeurs des paramètres stabilométriques des sujets GMFCS1 par rapport à celles de ceux GMFCS 2 à l'aide (test de Mann et Whitney) :

Paramètres stabilométriques	Médiane *(interquartile)*		Valeur de p
	GMFCS 1 (N=7)	GMFCS 2 (N=5)	
Surface (mm²) / AV	542,52 *(209,05)*	257,04 *(100,84)*	0,062
Surface (mm²) / AP	419,81 *(302,5)*	313,11 *(130,19)*	0,465
Longueur totale (mm) / AV	321,42 *(66,89)*	419,12 *(414,45)*	0,372
Longueur totale (mm) / AP	379 *(101,24)*	558,6 *(302,08)*	0,223
Longueur Y (mm) / AV	223,86 *(41,74)*	271,49 *(341,27)*	0,57
Longueur Y (mm) / AP	247,62 *(92,04)*	427,31 *(251,65)*	0,223
Longueur X (mm) / AV	199,72 *(32,13)*	262,44 *(200,98)*	0,291
Longueur X (mm) / AP	202,73 *(88,81)*	270,76 *(124,88)*	0,088
Y moyen (mm) / AV	-30,03 *(25,58)*	-26,84 *(31,18)*	0,465
Y moyen (mm) / AP	-30,52 *(32,62)*	-13,22 *(26,6)*	0,372
Amplitude Y (mm) / AV	26,87 *(4,81)*	26,24 *(3,36)*	0,685
Amplitude Y (mm) / AP	28,15 *(16,83)*	23,49 *(2,27)*	0,372
Amplitude X (mm) / AV	28,89 *(10,1)*	22,42 *(11,53)*	0,372
Amplitude X (mm) / AP	25,02 *(9,81)*	25,93 *(7,29)*	0,685

Légende : AV = avant l'étirement, AP = après l'étirement.

Comparaison des valeurs d'amplitude de flexion dorsale de cheville et des paramètres stabilométriques des sujets spastiques unilatéralement par rapport à celles de ceux spastiques bilatéralement (test de Mann et Whitney) :

Amplitude (degrés)	Médiane *(interquartile)*		Valeur de p
	Spasticité unilatérale (N=4)	Spasticité bilatérale (N=8)	
Genou fléchi / AV	22,5 *(10)*	20 *(3,75)*	0,544
Genou fléchi / AP	22,5 *(10)*	20 *(1,88)*	0,661
Genou tendu / AV	17,5 *(11,25)*	10 *(4,38)*	0,265
Genou tendu / AP	17,5 *(12,5)*	13,75 *(5)*	0,437

Paramètres stabilométriques	Médiane *(interquartile)*		Valeur de p
	Spasticité unilatérale (N=4)	Spasticité bilatérale (N=8)	
Surface (mm²) / AV	595,95 *(198,84)*	312,74 *(241,3)*	0,126
Surface (mm²) / AP	281,01 *(235,88)*	424,96 *(197,44)*	0,234
Longueur totale (mm) / AV	305,01 *(20,1)*	397,44 *(194,06)*	0,234
Longueur totale (mm) / AP	314,54 *(124,51)*	481,61 *(213,25)*	0,126
Longueur Y (mm) / AV	207,01 *(15,29)*	264,42 *(163,65)*	0,089
Longueur Y (mm) / AP	226,63 *(69,53)*	384,13 *(211,73)*	0,126
Longueur X (mm) / AV	192,4 *(26,64)*	213,31 *(112,46)*	0,396
Longueur X (mm) / AP	173,65 *(92,03)*	252,54 *(91,56)*	0,126
Y moyen (mm) / AV	-51,72 *(13,86)*	-25,78 *(19,58)*	0,017
Y moyen (mm) / AP	-49,22 *(11,85)*	-10,64 *(27,34)*	0,011
Amplitude Y (mm) / AV	26,37 *(3,49)*	27,32 *(4,54)*	0,865
Amplitude Y (mm) / AP	19,25 *(6,76)*	27,05 *(7,79)*	0,174
Amplitude X (mm) / AV	31,4 *(12,4)*	25,66 *(12,41)*	0,308
Amplitude X (mm) / AP	22,31 *(8,08)*	27,08 *(6,05)*	0,234

Légende : AV = avant l'étirement, AP = après l'étirement.

Comparaison des valeurs d'amplitude de flexion dorsale de cheville et des paramètres stabilométriques des sujets portant habituellement des chaussures ou des semelles orthopédiques par rapport à celles de ceux qui n'en portent pas (test de Mann et Whitney) :

Amplitude (degrés)	Médiane *(interquartile)*		Valeur de p
	Avec C/S.O (N=5)	Sans C/S.O (N=7)	
Genou fléchi / AV	17,5 *(2,5)*	20 *(6,25)*	0,165
Genou fléchi / AP	20 *(2,5)*	20 *(6,25)*	0,314
Genou tendu / AV	7,5 *(5)*	15 *(10)*	0,119
Genou tendu / AP	15 *(5)*	15 *(10)*	0,457

Paramètres stabilométriques	Médiane *(interquartile)*		Valeur de p
	Avec C/S.O (N=5)	Sans C/S.O (N=7)	
Surface (mm²) / AV	270,04 *(121,33)*	542,52 *(215,55)*	0,062
Surface (mm²) / AP	419,81 *(116,99)*	360,74 *(343,43)*	0,935
Longueur totale (mm) / AV	419,12 *(152,94)*	321,42 *(54,02)*	0,935
Longueur totale (mm) / AP	557,58 *(152,96)*	361,67 *(87,92)*	0,291
Longueur Y (mm) / AV	271,49 *(105,88)*	209,95 *(34,37)*	0,372
Longueur Y (mm) / AP	427,31 *(102,72)*	247,62 *(47,67)*	0,223
Longueur X (mm) / AV	198,54 *(134,51)*	200,16 *(25,76)*	0,57
Longueur X (mm) / AP	268,92 *(99,48)*	208,53 *(66,14)*	0,465
Y moyen (mm) / AV	-26,84 *(16,38)*	-42,37 *(24,35)*	0,223
Y moyen (mm) / AP	-8,05 *(8,18)*	-31,64 *(21,38)*	0,088
Amplitude Y (mm) / AV	26,24 *(6,49)*	26,87 *(4,33)*	0,372
Amplitude Y (mm) / AP	25,94 *(2,41)*	23,49 *(19,93)*	0,808
Amplitude X (mm) / AV	19,63 *(15,13)*	28,89 *(8,7)*	0,167
Amplitude X (mm) / AP	25,93 *(6,91)*	25,02 *(10,56)*	0,685

Légende : AV = avant l'étirement, AP = après l'étirement, C/S.O = chaussures / semelles orthopédiques.