

# Sofamea



Société Francophone d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte.

XIX<sup>ème</sup> congrès de la SOFAMEA - 22-24 janvier 2020 - Nice (France)



## Livret des résumés

### Comité d'organisation :

Jonathan BREDIN  
Mariane BRUNO  
Gautier DE CHELLE  
Jean-Pierre FLAMBART  
Michèle FLAMBART  
Julien MARTENS

### Comité Scientifique :

Jonathan BREDIN  
Serge COLSON  
Olivier DANIEL  
Manuella FOURNIER-  
MEHOUS  
Pauline GERUS  
Jacques GRIFFET  
Mathieu LEMPEREUR  
Florent MOISSENET  
Virginie RAMPAL



## Table des matières

<b>Jeudi 23 janvier : Journée spécifique</b> .....	<b>54</b>
Les techniques permettant l'amélioration du mouvement chez les enfants ou les adultes présentant des troubles neurologiques .....	54
<b>Plasticité Cérébrale</b> .....	<b>54</b>
<b>Favoriser le mouvement par la chirurgie</b> .....	<b>65</b>
<b>Amélioration du mouvement du membre supérieur de l'enfant et de l'adulte en neuro-orthopédie</b> .....	<b>76</b>
<b>Effets d'un programme de rééducation robotisé chez des enfants atteints de paralysie cérébrale</b> .....	<b>76</b>
<b>L'activité physique dans la prise en charge des patients</b> .....	<b>87</b>
<b>Projet de recherche STARR – Utilisation des jeux thérapeutiques</b> .....	<b>98</b>
<b>STIMO : Stimulation électrique spatio-temporelle de la moelle épinière pour restaurer les capacités motrices chez les blessés médullaires</b> .....	<b>98</b>
<b>Vendredi 24 janvier : Journée généraliste</b> .....	<b>1110</b>
<b>8h30 à 9h45 : Session 1 - Evaluation d'interventions</b> .....	<b>1110</b>
<b>Quels progrès dans l'amélioration de la marche des enfants atteints de paralysie cérébrale</b> .....	<b>1211</b>
<b>Comment le deltoïde postérieur acquiert-il son rôle d'extenseur du coude après une chirurgie de réanimation de l'extension chez un patient présentant une tétraplégie C5 ?</b> .....	<b>1413</b>
<b>Contrôle vestibulaire de l'équilibre debout chez des patients atteints de la maladie de Parkinson</b> .....	<b>1514</b>
<b>Effet de l'orthèse cruro-pédieuse sur les troubles de la marche des patients atteints de douleurs chroniques</b> .....	<b>1615</b>
<b>9h45 à 10h00 : Session Poster</b> .....	<b>1716</b>
<b>Les scores de déviation de la marche sont-ils également affectés chez les adultes atteints d'hémiplégie post-AVC et les enfants atteints d'hémiplégie de paralysie cérébrale ?</b> .....	<b>1716</b>
<b>Effect of Maximal Strength Training on Plantarflexion Torque Production and associated muscle activations</b> .....	<b>1817</b>
<b>Reproductibilité d'une genouillère instrumentée sur la cinématique de mouvement du genou</b> .....	<b>2019</b>
<b>Détection des événements de marche par fusion des systèmes Optogait® et Qualisys®</b> .....	<b>2221</b>
<b>Evaluation de la coordination d'un patient porteur d'une sclérose en plaque versus un sujet témoin : nouvelle approche des phases relatives continues</b> .....	<b>2322</b>
<b>Contrôle vestibulo-spinal des muscles axiaux et appendiculaires</b> .....	<b>2423</b>
<b>Caractérisation et compréhension des mécanismes de troubles de l'équilibre en position assise suite à un accident vasculaire cérébral</b> .....	<b>2524</b>
<b>Les prothèses partielles de pied peuvent-elles restaurer la symétrie de marche chez les patients amputés d'avant pied ?</b> .....	<b>2625</b>

Modifications de l'activité corticale oscillatoire suite à une injection de toxine botulique chez le patient post-AVC.....	<u>2726</u>
Comparaison du profil de course d'un expert de la chaussure minimaliste et d'un expert de la chaussure de running .....	<u>2928</u>
Analyse cinématique de la perturbation de l'équilibre statique dans le plan frontal chez les patients hémiplésiques .....	<u>2928</u>
<b>10h15 à 11h45 : Session 2 – Evaluation de membre inférieur.....</b>	<b><u>3029</u></b>
Toe clearance and compensatory strategies in gait of patients with facioscapulothoracic dystrophy.....	<u>3029</u>
La capacité de course chez des enfants avec une paralysie cérébrale : quels sont les prédicteurs cliniques ? .....	<u>3231</u>
Etude HIMPS : Interface Informatisée Médecin / Patient Spastique. Analyse Intermédiaire .....	<u>3332</u>
Effets du tapis roulant incliné sur la marche d'enfants atteints de paralysie cérébrale.....	<u>3534</u>
Suivi longitudinal à long terme de la marche de 28 enfants avec paralysie cérébrale bilatérale .....	<u>3534</u>
Evaluation de l'utilisation de rapports d'Analyse Quantifiée de la Marche par les professionnels de santé : application aux patients amputés de membre inférieur .....	<u>3635</u>
Evaluation de la récupération fonctionnelle après prothèse totale de la hanche à partir du test Timed-Up and Go instrumenté .....	<u>3837</u>
<b>13h45 à 15h00 : Session 3 – Outils et méthodes.....</b>	<b><u>4039</u></b>
Répétabilité intersession de la pose des marqueurs et impact sur la variabilité de la cinématique durant la marche .....	<u>4039</u>
Impact du choix des marqueurs sur la précision de détection des événements de marche chez les sujets sains et pathologiques .....	<u>4241</u>
L'étendue de l'activité corticale EEG : un outil pour l'évaluation du patient AVC chronique .....	<u>4443</u>
Etude comparative de méthodes de calibrage des repères segmentaires des membres inférieurs pour l'analyse du mouvement avec centrales inertielle (IMU). .....	<u>4544</u>
Une méthode pour généraliser l'analyse temps-fréquence du mouvement humain à des performances motrices présentant une importante variabilité inter-essais en matière de durée. ....	<u>4645</u>
Cinématique d'une forme ultra-courte de Taiji Quan chez le sujet sain : méthodologie .....	<u>4847</u>
<b>15h00 à 16h15 : Session 4 – Evaluation du tronc et membre supérieur .....</b>	<b><u>5049</u></b>
Comportement du tronc à la marche dans la scoliose idiopathique de l'adolescent .....	<u>5049</u>
Corrélation entre la dynamique sagittale du tronc et le freinage précoce de la dorsiflexion au cours de la marche chez des enfants atteints de paralysie cérébrale. ....	<u>5150</u>
Validation d'une nouvelle version d'un protocole d'analyse 3D bimanuel ludique chez les enfants atteints de Paralysie Cérébrale unilatérale.....	<u>5251</u>
Lumbar muscle contribution during normal walking .....	<u>5352</u>
Association entre le niveau de l'activité oscillatoire corticale et la présence de cocontractions spastiques du membre supérieur chez le patient en post-AVC.....	<u>5554</u>

Nouvelle évaluation de la mobilité du rachis cervical et de la bouche pour les séquelles de brûlure.....~~565~~

---

## Jeudi 23 janvier : Journée spécifique

Les techniques permettant l'amélioration du mouvement chez les enfants ou les adultes présentant des troubles neurologiques

---

### Plasticité Cérébrale

Professeur Jean-Michel GRACIES

*Service de Rééducation Neurolocomotrice*

*Hôpitaux Universitaires Henri Mondor, Université Paris-Est Créteil*

La plasticité du système nerveux est sa capacité à se modifier, que ces modifications soient structurales, avec des changements dans le nombre des synapses entre neurones ou dans le nombre de neurones eux-mêmes, ou fonctionnelles, affectant l'excitabilité des synapses présentes ou des membranes neuronales.

Seront revus deux types de facteurs affectant la plasticité cérébrale, différant par leur tropisme plus ou moins précis : les facteurs simplement *stimulants* ou *inhibiteurs* de la plasticité cérébrale, sans action franchement localisée, et les facteurs qui non seulement peuvent *stimuler* mais peuvent aussi *guider* la plasticité, c'est-à-dire la stimuler dans des régions du système nerveux central spécifiques.

Dans la première catégorie, on inscrit les événements ou interventions psychiques, l'exposition à des agents chimiques, des stimulations électriques, périphériques ou centrales, l'injection de biothérapies (cellules souches notamment) et des modifications comportementales globales.

Dans la deuxième catégorie se retrouvent essentiellement les lésions et des modifications comportementales précises (entraînements ciblés).

#### **Première catégorie : facteurs *stimulants* ou *inhibiteurs* de la plasticité cérébrale**

- Interventions psychiques : il existe beaucoup de démonstrations sur les interventions pouvant réduire le nombre de neurones dans certains groupes cellulaires (stress chronique en particulier, expériences chez des rongeurs et observations chez des enfants ayant vécu des stress infantiles). Il existe cependant aussi quelques démonstrations des interventions positives comme le renforcement positif peut favoriser la connectivité entre régions émotionnelles et régions motrices.
- Interventions chimiques : les molécules délétères pour la plasticité cérébrale – i.e. antiplastiques – sont particulièrement bien établies : GABAergiques (baclofène, benzodiazépines), inhibiteurs calciques, agents cannabinoïdes. Il existe de nombreuses autres classes médicamenteuses fortement suspectées d'être antiplastiques : neuroleptiques, bloqueurs de canaux sodium (lamotrigine autres antiépileptiques, phénytoïne inhibiteurs calciques, etc.). Les molécules proplastiques chez l'animal sont malheureusement souvent caractérisées par des effets secondaires neurologiques, musculaires, cardiaques et psychiatriques en administration chronique chez l'homme (adrénergiques, dopaminergiques, sérotoninergiques, statines).
- Interventions comportementales :
  - o Concernant la trophicité cérébrale, d'une façon générale, l'augmentation de l'effort aérobie quotidien chez l'animal, le renforcement moteur et les activités cognitivo-motrices complexes (danse) *pratiquées sur de longues durées* chez l'homme, ont un effet stimulant de la production astrocytaire et neuronale (épaisseur corticale, trophicité de la substance blanche).
  - o Concernant l'excitabilité cortico-spinale, dans les programmes d'entraînement spécifiques pratiquées sur le court terme, les ingrédients comportementaux qui augmentent l'excitabilité cortico-spinale sont l'activation musculaire, l'implication de difficulté, d'intensité et d'attention, la répétition et l'observation des pratiques.

- Interventions électriques : les stimulations corticales à basse fréquence ( $\leq 1\text{Hz}$ ) ont plutôt un effet inhibiteur et les stimulations à haute fréquence  $> 5\text{Hz}$ , *qu'elles soient centrales ou périphériques*, ont plutôt un effet facilitateur de l'excitabilité corticale.
- Interventions cellulaires : les thérapies géniques, par injection de facteurs de croissance ou de cellules souches semblent toutes avoir un effet facilitateur de plasticité

### Deuxième catégorie : facteurs *stimulants* et *guidant* la plasticité cérébrale

La deuxième catégorie des facteurs pouvant à la fois stimuler et guider la plasticité :

- La lésion cérébrale est un très puissant facteur de modifications d'excitabilité neuronale dans des régions distantes de la région lésée mais antérieurement connectée à elle, qu'il s'agisse de régions corticales ipsilatérales périlésionnelles, controlatérales homonymes à la région lésée, cérébelleuses controlatérales à la région lésée mais aussi de circuits du tronc cérébral et médullaires.
- L'entraînement cérébral a été étudié chez des sujets sains en dehors de contextes lésionnels (voir ci-dessus) mais surtout en postlésionnel chez l'animal : précocement après lésion ( $< 125$ ), l'entraînement *modéré* peut être bénéfique ; une sur- ou sous-utilisation extrême peut limiter la récupération. Tardivement après la lésion, il semble que les ingrédients notés ci-dessus pour l'entraînement chez le sujet sain s'appliquent, en particulier l'intensité, la répétition et la durée.

Les données actuelles sur la plasticité cérébrale et sur les capacités de stimulation de la fabrication neuronale et de reconstruction de circuits cérébraux dans les situations de handicap neurologique chronique sont donc claires : le désir de reconquête du mouvement oblige à un travail *d'activation motrice, intense, répétée quotidiennement et prolongée* sur des années avec si possible un système de *renforcement positif* durable et autant que possible *l'ablation ou la minimisation de tout dépressur synaptique* systémique.



## Favoriser le mouvement par la chirurgie

Dr Olivier ROSELLO

Chirurgien orthopédiste pédiatrique  
Fondation Lenval

La chirurgie de l'enfant paralysé cérébral spastique a toujours eu plusieurs objectifs : prévenir l'apparition de déformation osseuse et articulaire, maintenir et si possible améliorer la fonction et enfin lutter contre l'apparition de douleurs. Le moyen de parvenir à ses objectifs ont évolué dans le temps. Nous pouvons les classer chronologiquement en 3 catégories : la chirurgie osseuse qui comprend essentiellement la double arthrodèse sous-talienne, les ostéotomies fémorales et acétabulaires de recentrage de hanche, les ostéotomies fémorales de dérotation ou de déflexion du genou, les arthrodèses du poignet et bien sûr les arthrodèses postérieures du rachis. La deuxième catégorie comprend la chirurgie tendineuse. Dont l'évolution naturelle a débuté par la réalisation de ténotomie, d'allongement tendineux et d'allongement aponévrotique pour redonner de l'amplitude aux articulations, et s'est poursuivi par la réalisation de transferts tendineux qui tendent à transformer une spasticité gênante en spasticité utile à la fonction. Dans cette catégorie de nouveaux transferts sont décrits régulièrement comme le transfert des ischiojambiers trans-vaste sur la paella pour lutter contre « flexed-knee gait » ou le transfert du long fibulaire dans le pied équin valgus réductible. Enfin une troisième catégorie cherche à lutter directement contre la spasticité sur le long terme. On peut diviser cette dernière en 2 catégories selon son domaine d'action. Pour une action focale sur un groupe musculaire et diminuer la spasticité on choisira des neurotomies hypersélectives bien décrites notamment pour le nerf tibial postérieur et le nerf médian. Pour réactiver un groupe musculaire nous pouvons réaliser des neurotisations. Pour une action plus générale nous pouvons choisir entre pompe à Baclofène ou rhizotomies dorsales sélectives (SDR). Chaque patient étant unique nous devons nous concentrer sur le patient dans son ensemble : physique, mental et social et cibler ensemble : patients, équipes médicales, paramédicales et chirurgicales, des objectifs précis à atteindre. Pour atteindre ces objectifs nous pouvons combiner chacune de ces techniques ce qui fait de la chirurgie de l'enfant paralysé spastique la plus riche en orthopédie pédiatrique. L'avenir devrait nous permettre la création de nouveaux réseaux d'information provenant du cortex sain et capable de stimuler directement le réseau nerveux périphériques.

## **Amélioration du mouvement du membre supérieur de l'enfant et de l'adulte en neuro-orthopédie**

Dr Emmanuelle CHALEAT-VALAYER, Rachel BARD-PONDARRE,  
Audrey COMBEY, Dr BERNARD JC.  
*CMCR des Massues CRF – LYON*

L'évaluation de la gestuelle des membres supérieurs s'est particulièrement développée ces dernières décennies, dans l'objectif de disposer d'outils d'évaluation pouvant témoigner des améliorations apportées par les thérapeutiques.

Nous disposons aujourd'hui d'une véritable mallette à outils, avec des compartiments que l'on pourrait étiqueter en concordance avec les domaines de la Classification Internationale du Fonctionnement, du Handicap et de la Santé (CIF) puisque l'on retrouve de nombreux outils qui s'intéressent au domaine de la Fonction et de la Structure Corporelle (échelle d'Ashworth, Analyse Quantifiée du Mouvement, évaluation de la force par testing ou dynamomètre, test de Melbourne, Action Research Arm Test, Fugl-Meyer...etc), et d'autres outils qui s'intéressent plus au domaine de l'Activité, en distinguant la capacité (test de Melbourne, Action Research Arm Test, Jebsen-Taylor Hand Function Test...etc) de la performance réelle, c'est-à-dire de la réalisation usuelle des activités bimanuelles.

La performance bimanuelle est évidemment le meilleur reflet de l'efficacité en vie quotidienne, et peut s'évaluer de deux façons différentes et complémentaires : par des questionnaires interrogeant la perception de la personne évaluée ou de son entourage sur sa propre performance (CHEQ, ABILHAND(-Kids), (Pediatric)Motor Activity Log...), ou par des observations quantifiées ((Mini-)Assisting Hand Assessment ; Both Hands Assessment, Ad-AHA-Stroke...)

Le choix du ou des bon(s) outil(s) devrait être fait en fonction

- de la personne évaluée – et notamment de son âge et des particularités de son atteinte,
- de l'objectif de l'évaluation (diagnostic ? suivi de l'évolution ? mesure de l'efficacité d'un traitement ?)
- des traitements envisagés, avec le souci de proposer des évaluations concordantes avec les changements que peuvent apporter ces traitements
- de l'objectif de la personne évaluée

En neuro-orthopédie, la finalité des thérapeutiques doit rechercher l'amélioration de paramètres individuels pour une meilleure efficacité de la réalisation des gestes de vie quotidienne. La pertinence des échelles d'évaluation standardisées ciblant les capacités motrices unilatérales pose de ce fait question. L'évaluation de la performance bimanuelle est prioritaire, et l'utilisation d'échelles d'atteinte d'objectifs personnalisés (GAS) est plus cohérente avec les préoccupations fonctionnelles pour orienter les traitements et en mesurer l'efficacité.

✂

## **Effets d'un programme de rééducation robotisé chez des enfants atteints de paralysie cérébrale**

Dr Laura WALLARD  
*Université Polytechnique Hauts-de-France – UPHF  
Laboratoire Automatique, mécanique, informatique humaines*

Il existe de nombreuses méthodes de rééducation de la marche avec depuis plusieurs années des systèmes de type orthèse robotisée. Ces outils sont de plus en plus proposés aux patients présentant des altérations de l'appareil locomoteur et notamment aux enfants. Leur but principal consiste à réacquérir une marche fonctionnelle grâce à une simulation des différentes phases de la marche et à une stimulation sensitive nourrissant notamment les réafférences proprioceptives. Ils permettent donc, par une répétition prolongée des cycles de marche, un apprentissage sensori-moteur actif et progressif pour le patient.

Les recommandations récentes chez l'enfant (HAS, 2018) rappellent la nécessité d'une rééducation intensive pour améliorer les fonctions motrices de ces derniers. Ces recommandations, basées sur un apprentissage moteur, suggèrent que la répétition orientée vers un but particulier avec un environnement attractif (jeux interactifs *via* la réalité virtuelle) est susceptible de promouvoir une meilleure réorganisation des réseaux neuronaux et du développement moteur après une lésion du système nerveux central (e.g. Garvey et al., 2007 ; Aisen et al., 2011 ; Holt & Mikati, 2011, Wallard et al., 2014). En effet, les enfants adoptent de nouvelles stratégies de la marche très souvent associées à une augmentation de l'autonomie générale et de la qualité de vie (Wallard et al., *soumis*).



## L'activité physique dans la prise en charge des patients

Léo BARASSIN

Enseignant en Activités Physiques Adaptées et santé, Service de Rééducation Fonctionnelle, APHP, Hôpital Ambroise Paré, 9 av Charles de Gaulle 92100 Boulogne Billancourt

À la suite d'un accident vasculaire cérébral (AVC), un patient peut présenter une hémiparésie. Elle engendre une perte de force et de trophicité musculaire comparable à la sarcopénie (Coelho Junior et al., 2016). Ce trouble musculaire a pour conséquence des dysfonctions cinématiques et spatio-temporelles telles qu'une réduction des amplitudes des articulations (Olney, Griffin, Monga, & McBride, 1991) ainsi que la réduction de la vitesse de marche (Slawinski, Pradon, Bensmail, Roche, & Zory, 2014). Le déplacement étant moins évident, le patient deviendra de plus en plus sédentaire et diminuera sa qualité de vie (Paul et al., 2005).

L'activité physique doit donc être prescrite dans le but d'améliorer les capacités musculaires et cardio-respiratoires qui impacteront la mortalité, la qualité de vie et la récupération fonctionnelle du patient (Inserm, 2019).

La prise en charge en activité physique adaptée (APA) se basera sur des programmes de réentraînement adapté au cours de l'hospitalisation avec un renforcement musculaire excentrique (Clark & Patten, 2013) ainsi qu'un travail cardio-respiratoire sur tapis de marche (Macko, Ivey, & Forrester, 2005) 3 à 5 fois par semaine. Après l'hospitalisation, des activités physiques adaptées au patient en fonction de ses goûts seront à réaliser plusieurs fois par semaine pour entretenir les capacités physiques et fonctionnelles.

Clark, D. J., & Patten, C. (2013). *Eccentric versus concentric resistance training to enhance neuromuscular activation and walking speed following stroke*. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 27(4), 335–344. <https://doi.org/10.1177/1545968312469833>

Coelho Junior, H. J., Gambassi, B. B., Diniz, T. A., Fernandes, I. M. D. C., Caperuto, É. C., Uchida, M. C., ... Rodrigues, B. (2016). *Inflammatory Mechanisms Associated with Skeletal Muscle Sequelae after Stroke: Role of Physical Exercise*. *Mediators of Inflammation*, 2016. <https://doi.org/10.1155/2016/3957958>

Macko, R. F., Ivey, F. M., & Forrester, L. W. (2005). *Task-Oriented Aerobic Exercise in Chronic Hemiparetic Stroke: Training Protocols and Treatment Effects*. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 12(1), 45–57. <https://doi.org/10.1310/PJON-KAN9-TTVY-HYQH>

Olney, S. J., Griffin, M. P., Monga, T. N., & McBride, I. D. (1991). *Work and power in gait of stroke patients*. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 72(5), 309–314. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2009047>

Paul, S. L., Sturm, J. W., Dewey, H. M., Donnan, G. A., Macdonell, R. A. L., & Thrift, A. G. (2005). *Long-Term Outcome in the North East Melbourne Stroke Incidence Study*. *Stroke*, 36(10), 2082–2086. <https://doi.org/10.1161/01.STR.0000183621.32045.31>

Slawinski, J., Pradon, D., Bensmail, D., Roche, N., & Zory, R. (2014). *Energy Cost of Obstacle Crossing in Stroke Patients*. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, 93(12), 1–7. <https://doi.org/10.1097/PHM.000000000000122>

Expertise collective Inserm. *Activité physique, prévention et traitement des maladies chroniques*, 2019

Code de champ modifié

## Projet de recherche STARR – Utilisation des jeux thérapeutiques

Mathilde ANDRE (ergothérapeute) et Alice DOUCHET (kinésithérapeute)  
*Centre Rééducation/Réadaptation J. Calvé  
Fondation Hopale*

Le risque de récurrence d'un AVC peut être lié au manque d'activité physique lors du retour à domicile. Dans ce contexte, le projet StarrGames a pour objectif de fournir un outil permettant d'éviter la décompensation cardio-vasculaire et la perte des acquis après la période de rééducation. Les StarrGames se présentent comme un ensemble de jeux thérapeutiques fonctionnant sur PC. Le patient est sur un vélo d'appartement, face à un grand écran, ses mouvements sont enregistrés par un système Kinect™ et il doit interagir avec l'environnement virtuel qui lui est présenté. L'objectif de l'étude est d'évaluer l'utilisabilité du dispositif et de valider le choix des indicateurs de performances intégrés aux StarrGames. Dans ces tests préliminaires, le patient sera en permanence accompagné d'un rééducateur. Le protocole de l'essai clinique prévoit d'inclure 20 patients qui recevront chacun une rééducation avec les jeux thérapeutiques en complément de leurs programmes de rééducation. Les tests fonctionnels et un questionnaire de satisfaction/faisabilité sont réalisés avant et après les 6 semaines d'expérimentation. Les premiers résultats concernant les corrélations entre les tests cliniques et les performances sur les jeux thérapeutiques seront présentés.



## STIMO : Stimulation électrique spatio-temporelle de la moelle épinière pour restaurer les capacités motrices chez les blessés médullaires

Robin Jonathan DEMESMAEKER, (Assistant Doctorant)  
*EPFL SV BMI UPCOURTINE  
B3.3 (Campus Biotech Building B3)  
9, Chemin des Mines, 1202 Geneva*

Au cours de la dernière décennie, nous avons développé des neurotechnologies synergétiques incluant, entre autres, la stimulation électrique spatiotemporelle de la moelle épinière ainsi que des systèmes robotiques de support corporel qui ont aidés à restaurer le contrôle moteur chez des modèles animaux de lésion médullaire. Ici, nous montrons que ces neurotechnologies permettent la restauration immédiate des fonctions motrices des jambes et qu'elles facilitent, au long terme, la récupération du contrôle moteur volontaire chez des personnes lésées médullaires chroniques. Huit sujets, non-ambulateurs, aux lésions incomplètes ou complètes, ont été implantés avec un système de stimulation épidurale de la moelle épinière augmenté avec des fonctions permettant le déclenchement de la stimulation en temps réel. Des modèles computationnels de la moelle épinière, personnalisés pour chaque sujet, ainsi que des mesures électrophysiologiques intra-opératoires ont guidés le placement d'un champ d'électrodes dans la région lombo-sacrée de la moelle épinière. Peu après la chirurgie, des protocoles de stimulation spatiotemporelle facilitant des mouvements spécifiques des jambes durant des tâches motrices basiques ont été configurés. La localisation, la séquence temporelle ainsi que les paramètres de la stimulation électrique ont été ajustés de façon précise et personnalisée. Ces protocoles personnalisés ont permis d'augmenter les commandes résiduelles du cerveau et, aux sujets, d'exécuter des mouvements d'articulations isolées, de se mettre debout, de marcher et d'utiliser un vélo adapté. De plus, une rééducation intensive, rendue possible par ces protocoles de stimulation, a mené à une amélioration des fonctions motrices et ceci même en absence de stimulation. Ces résultats prometteurs nous motivent donc à transformer cette preuve de concept en une thérapie qui permettrait d'accélérer et améliorer la récupération motrice après une lésion médullaire.

## Retour expérience utilisation exosquelette ATALANTE dans la cadre de l'étude clinique APPEX

Dr Éric PANTERA, Dr Didier PRADON

*PhMD, Service de Médecine Physique et Réadaptation*

*Centre de Médecine Physique et de Réadaptation Fonctionnelle, Rue de Lozelle, 63330 Poinzat  
e.pantera@apajh.asso.fr*



La perte de la station debout et de la marche chez une personne paraplégique, quelle qu'en soit l'étiologie, entraîne des déficiences et des incapacités à l'origine de restriction de participation, impactant à la fois son état somatique et psychique. Les conséquences physiques de l'alitement sont nombreuses : risque cutéano-trophique (escarre), diminution des capacités cardio-respiratoires (déconditionnement, restriction du volume pulmonaire), troubles digestifs et vésico-sphinctériens (constipation), risque thrombo-embolique pouvant mettre en jeu le pronostic vital. Les conséquences psycho-sociales sont également nombreuses : perte de qualité de vie, syndrome dépressif avec sensation de dévalorisation par perte de la station bipodale et de la capacité de marche, propre à l'espèce humaine, et difficulté de réinsertion socio-professionnelle dans une société inadaptée aux personnes en situation de handicap.

Les orthèses exosquelettiques motorisées sont des dispositifs mécatroniques à base fixe, composées d'une structure mécanique à plusieurs degrés de liberté, d'un système d'actionnement utilisant une source d'énergie embarquée, associées à des cartes électroniques de puissance et de commande. Elles sont considérées comme un dispositif médical dont le but est de restaurer les fonctions motrices en restant non invasif.

Une revue de la littérature a permis d'étudier les caractéristiques de chaque exosquelette et de structurer le protocole de recherche APPEX (utilisant l'exosquelette ATALANTE), actuellement en cours au Centre de médecine physique et réadaptation de Poinzat (63). La littérature ne recommande pas actuellement l'utilisation d'un exosquelette de marche dans le cadre de la rééducation d'un patient médullaire. Nous avons donc fait le choix d'évaluer un exosquelette pour son côté fonctionnel dans le but de restaurer une part d'autonomie aux personnes paraplégiques.

Le but de l'étude Appex sera d'évaluer l'autonomie des patients à utiliser l'exosquelette Atalante, de mesurer la consommation énergétique à la marche et d'objectiver les paramètres temporo-spatiaux de marche ainsi que les amplitudes articulaires du patient à l'intérieur de l'orthèse dont nous pourrions présenter les premières données. D'autres études seront initiées en 2019 pour juger de l'utilité de l'utilisation de ces exosquelettes dans la rééducation des patients cérébrolésés après un accident vasculaire cérébral.

## Vendredi 24 janvier : Journée généraliste

8h30 à 9h45 : Session 1 - Evaluation d'interventions

### Collaboration internationale pour prédire l'effet de la chirurgie sur la marche paralysée cérébrale

Omar Galarraga<sup>1</sup>, Adam Rozumalski<sup>2</sup>, Michael Schwartz<sup>3</sup>, Eric Desailly<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Centre de réadaptation de Coubert, UGECAM Île-de-France, Coubert, France.

<sup>2</sup>Gillette Children's Specialty Healthcare, James R. Gage Center for Gait and Motion Analysis, St. Paul-Minnesota, USA.

<sup>3</sup>University of Minnesota, Orthopedic Surgery, Minneapolis- Minnesota, USA.

<sup>4</sup>Fondation Ellen Poidatz, Unité d'Analyse du Mouvement, Saint Fargeau Ponthierry, France.

**Introduction :** L'effet de la chirurgie sur la marche dans la paralysie cérébrale reste difficilement prédictible malgré les progrès en chirurgie orthopédique et en analyse quantifiée de la marche. La plupart des modèles de prédiction sont qualitatifs et pour un geste chirurgical isolé [1,2], avec des résultats variables selon l'équipe. Cette étude visait à valider l'expérience réalisée dans [3] avec des bases de données (BD) plus grandes et des populations différentes (France et Etats-Unis).

**Matériel et Méthodes :** L'algorithme de [3] a été appliqué sur 2 BD avec respectivement 364 (Fondation Poidatz, France) et 3294 (Gillette, Etats-Unis) membres opérés des enfants atteints de paralysie cérébrale. Le système prédit la cinématique postopératoire en fonction des données préopératoires et de la chirurgie [3]. Les performances sur les BD ont été comparées entre elles et avec un prédicteur naïf qui prédit toujours la moyenne postopératoire sur tous les membres. Les erreurs de prédiction du *Gait Deviation Index* (GDI) [4] ont également été calculées.

**Résultats :** Les erreurs de prédiction (RMSE) moyennes par angle cinématique étaient légèrement plus faibles pour la plus grande BD, soit 6,8° et 7,2° sur toutes les courbes (Figure 1a). La performance relative au prédicteur naïf est augmentée avec la plus grande BD (+10% et +15% respectivement). Le GDI de la cinématique prédite était plus élevé en moyenne que le GDI postopératoire de 7,2 et 12,5 points respectivement pour Poidatz et Gillette (Figures 1b et 1c).

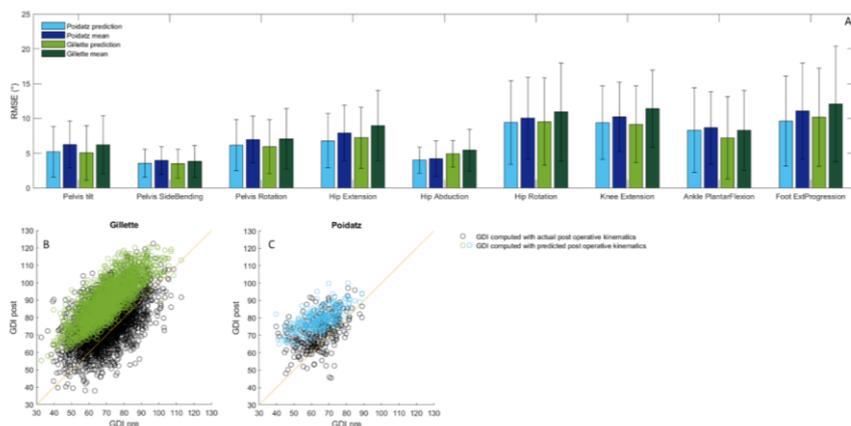


Figure 1. Performance du système sur les BD. 1.a) RMSE du système et du prédicteur naïf selon courbe cinématique pour les deux BD. 1.b et 1.c) GDI de la prédiction et de la vraie cinématique postopératoire respectivement pour Gillette et pour Poidatz.

**Discussion et Conclusion :** L'algorithme de [3] a été validé avec succès sur une BD d'une autre institution. Le système a démontré une performance similaire, voire légèrement meilleure, sur une BD de plus grande taille. Paradoxalement, une surestimation de l'amélioration globale du patient est parallèlement augmentée. Cela est en cours d'étude et de correction avant une utilisation pour l'aide à la décision chirurgicale.

**Bibliographie :**

1. Reinbolt et al., *Gait Posture*, 30(1), 2009.
2. Schwartz et al., *Gait Posture*, 37(4), 2013.
3. Galarraga et al., *CMBBE*, 20(S1), 2017.
4. Schwartz et Rozumalski, *Gait Posture*, 28(3), 2008.



## Quels progrès dans l'amélioration de la marche des enfants atteints de paralysie cérébrale

E. Desailly<sup>1</sup>, A. Rozumalski<sup>2</sup>, N. Khouri<sup>3</sup>, M.H. Schwartz<sup>2,4</sup>.

<sup>1</sup> Fondation Ellen Poidatz, Unité d'Analyse du Mouvement, Saint Fargeau Ponthierry, France.

<sup>2</sup> Gillette Children's Specialty Healthcare, James R. Gage Center for Gait and Motion Analysis, St. Paul-Minnesota, USA.

<sup>3</sup> Hôpital Universitaire Necker-Enfants Malades, Service du Chirurgie Orthopédique Pédiatrique, Paris, France.

<sup>4</sup> University of Minnesota, Orthopedic Surgery, Minneapolis- Minnesota, USA.

**Introduction :** Les modifications de la marche des enfants atteints de paralysie cérébrale (PC) après chirurgie multiétagée (SEMLS) sont individuellement très variables. Et si elles semblent dépendre principalement de la qualité de la marche préopératoire [1, 2, 3] elles ont récemment été montrées comme globalement constantes sur la dernière vingtaine d'années [4]. Ce travail vise à explorer l'hypothèse de l'existence du même phénomène dans une autre série.

**Matériel et Méthodes :** Une analyse rétrospective de la base de données Poidatz (P) a été réalisée pour rechercher les enfants atteints de PC ayant eu des analyses de la marche pré et post-SEMLS. Le changement de GDI a été calculé et stratifié par années. Ces données ont été comparées à un ensemble de données similaire de Gillette (G). Une régression linéaire multiple a été calculée avec l'institution et l'année comme facteurs prédictifs de l'évolution du GDI.

**Résultats :** L'analyse a donné 297 membres de Poidatz et 2888/2956 (traités / non traités) de Gillette. La figure 1 montre une réponse au traitement presque identique entre les deux institutions. Bien que la réponse moyenne à la SEMLS soit positive (P=7,2(9,7) et G=6,8(11,3) points de GDI) par rapport à l'absence de traitement (G=2,0(10,3) points de GDI), il n'y a pas eu d'amélioration de ces résultats depuis plus de 20 ans. Les résultats de la régression linéaire montrent qu'il n'y a pas eu d'effet des années sur l'effet de la chirurgie.

**Discussion et Conclusion :** L'absence d'amélioration continue peut avoir plusieurs causes et il est clair que des études de recherche prospectives multicentriques de haute qualité doivent être menées afin de résoudre ce problème. En outre, les outils de prédiction des résultats, tels que l'algorithme développé par Poidatz [5], ont besoin de nouveaux ensembles de données pour déterminer si leurs résultats sont généralisables.

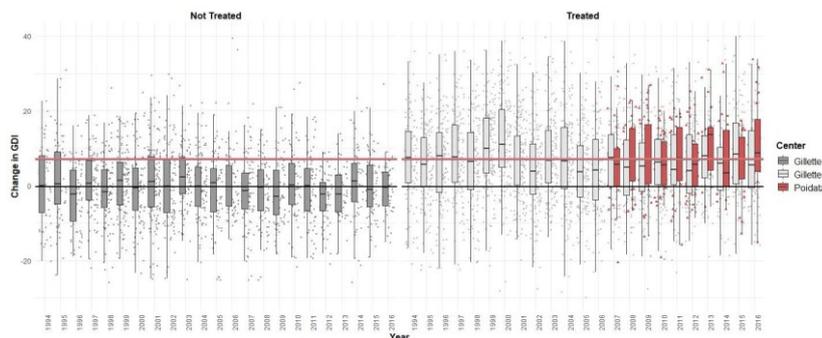


Figure 1 : Changement de GDI postopératoire en fonction du temps. Les données sont présentées par boîte à moustaches pour les deux centres. Pour les populations traitées, les lignes horizontales indiquent la même amélioration moyenne dans le temps pour les deux centres.

### Bibliographie :

1. Rutz, E., et al., *Gait&Posture* 38,2013
2. Desailly E., Khouri N., *Gait&Posture* 49,2016
3. Schwartz M., *Gait&Posture* 49,2016
4. Schwartz M., *Gait&Posture* 65,2018
5. Galarraga et al., *CMBBE*,2017



## Bloc moteur nerveux sélectif des branches du nerf tibial chez le patient avec pied équin spastique : impact sur l'activation musculaire et la cinématique au cours de la marche.

Raphaël Gross<sup>1,2</sup>, Matthieu Gahier<sup>1</sup>, Fabien Leboeuf<sup>1,3</sup>, Aurélie Sarcher<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Laboratoire d'Analyse du Mouvement, CHU de Nantes

<sup>2</sup> Laboratoire Motricité, Interactions, Performance (EA 4334), UFR STAPS, Nantes

<sup>3</sup> College of Health and Social Care, University of Salford, Salford, United Kingdom

**Introduction :** Le pied équin +/- varus spastique (PVES) est une complication fréquente de la parésie spastique. Il entraîne des troubles de la marche et requiert un traitement adapté s'il est fonctionnellement gênant. Une évaluation rigoureuse est nécessaire, et la réalisation d'un bloc moteur sélectif de branches du nerf tibial est partie intégrante de cette évaluation (1). Récemment, la société française de Médecine Physique et de Réadaptation (SOFMER) et la société française d'Anesthésie-Réanimation (SFAR) ont élaboré en commun des recommandations qui placent le bloc moteur au centre de la stratégie d'évaluation des déformations liées à la parésie spastique (2). Le but de notre étude était de décrire en détail les modifications de marche produites par la réalisation d'un bloc moteur du nerf tibial en cas de PVES chez l'adulte.

**Méthodes :** Une étude rétrospective sur 30 patients adultes (17 hommes, âge moyen 41,8 +/- 15,0 ans) ayant bénéficié d'une analyse quantifiée de marche en laboratoire avec enregistrement cinématique, dynamique, et électromyographique, avant et immédiatement après réalisation d'un bloc nerveux sélectif de branches motrices du nerf tibial à la lidocaïne 2%, sous

électrostimulation, a été réalisée. Des modèles linéaires mixtes ont été utilisés pour évaluer l'effet du bloc moteur.

**Résultats :** Le bloc moteur a permis une augmentation d'1,2 ° de la flexion dorsale de cheville passive à l'examen clinique (tendance : F=3,3, p=0,08) ; une diminution d'1 point sur l'échelle d'Ashworth modifiée pour le soleus (F=56, p<0,0001) ; une augmentation de 3,7° de la flexion dorsale de cheville maximale en phase d'appui pendant la marche (F=14, p=0,0008) ; une diminution de l'activité EMG du soleus de 18% pendant le cycle de marche (F=9,0, p=0.0057) ; pas d'effet sur la vitesse de marche. Aucune complication n'a été déplorée.

**Discussion/Conclusion :** Le bloc nerveux sélectif des branches du nerf tibial est une technique sûre et efficace pour l'évaluation du PVES, produisant des effets sur l'amplitude passive, l'hypertonie musculaire, la cinématique de marche et les données de l'EMG dynamique. L'analyse de marche permet la quantification précise des effets du bloc. Le caractère prédictif du bloc sur l'effet d'une injection de toxine botulinique ou d'une neurotomie (3) reste à étudier.

#### **Bibliographie :**

1. Deltombe T, Wautier D, De Cloedt P, Fostier M, Gustin T. Assessment and treatment of spastic equinovarus foot after stroke: Guidance from the Mont-Godinne interdisciplinary group. *J Rehabil Med.* 28 juin 2017;49(6):461-8.
2. Alain Yelnik, Eric Viel. *Recommandations pour la pratique des blocs moteurs périphériques en Médecine Physique et de Réadaptation (MPR).* société française de médecine physique et de réadaptation SOFMER, société française d'anesthésie et de réanimation SFAR; 2018.
3. Deltombe T, Bleyenheuft C, Gustin T. Comparison between tibial nerve block with anaesthetics and neurotomy in hemiplegic adults with spastic equinovarus foot. *Ann Phys Rehabil Med.* avr 2015;58(2):54-9.



## **Comment le deltoïde postérieur acquiert-il son rôle d'extenseur du coude après une chirurgie de réanimation de l'extension chez un patient présentant une tétraplégie C5 ?**

Soazic Prévot<sup>1</sup>, Aurélie Sarcher<sup>1,2</sup>, Matthieu Gahier<sup>1</sup>, Guillaume Gadbled<sup>3</sup>, Marc Le Fort<sup>1</sup>, Brigitte Perrouin-Verbe<sup>1</sup>, Raphaël Gross<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Laboratoire d'Analyse du Mouvement, Service de Médecine Physique et de Réadaptation, CHU de Nantes, Nantes, France

<sup>2</sup> Laboratoire Motricité, Interactions, Performance (MIP), EA4334, UFR STAPS, Université de Nantes, Nantes, France

<sup>3</sup> Service de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique, CHU de Nantes, Nantes, France

**Introduction :** Les patients avec une tétraplégie C5 ont un triceps paralysé. L'extension du coude peut être restaurée chirurgicalement, par le transfert sur le tendon du triceps du tendon du deltoïde postérieur, qui devient alors le néo-triceps. Une période de rééducation de plusieurs mois est ensuite nécessaire au patient pour apprendre à recruter son néo-triceps. Notre objectif était de suivre l'évolution du recrutement du néo-triceps chez un patient pendant cette période de rééducation.

**Matériel et Méthodes :** Un homme de 37 ans avec une tétraplégie C5 AIS B a été évalué avant sa chirurgie et 6 fois à partir de la semaine 7 post-op jusqu'à la semaine 39 post-op. Le patient devait réaliser des flexion/extensions du coude avec l'épaule placée entre 30° et 120°

d'abduction. Des données d'électromyographie intramusculaire et de surface de 8 muscles du membre supérieur ont été collectées. Deux synergies musculaires correspondant aux mouvements de flexion et d'extension ont été extraites des signaux EMG.

**Résultats :** Dès 12 semaines post-op, le poids du deltoïde postérieur dans la synergie d'extension était élevé, cependant seulement pour de faibles angles d'abduction d'épaule. A 16 semaines post-op, le patient arrivait à recruter son deltoïde postérieur en extension à 90° d'abduction, cependant ce recrutement n'était pas sélectif (Figure 1). A la semaine 39 post-op, le recrutement du deltoïde postérieur était fort et sélectif pour les extensions à 90° et 120° d'abduction d'épaule.

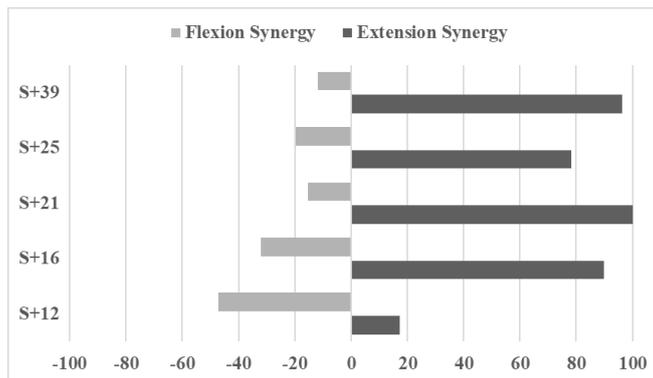


Figure 1. Poids du deltoïde postérieur (%) dans la synergie de flexion (gris) et d'extension (noir) pour les flexion/extensions à 90° d'abduction d'épaule, de la semaine 12 post-op (bas) à la semaine 39 post-op (haut).

**Discussion et Conclusion :** L'extraction des synergies musculaires permet de suivre l'évolution de l'intensité et de la sélectivité du recrutement du néo-triceps en extension, pendant la période de rééducation. Ces résultats sont complémentaires au suivi clinique du patient.

✉

## Contrôle vestibulaire de l'équilibre debout chez des patients atteints de la maladie de Parkinson

Romain Tisserand<sup>1,2</sup>, Elizabeth Pasman<sup>2</sup>, Jean-Sébastien Blouin<sup>2</sup>, Mark G. Carpenter<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Université de Poitiers, Poitiers, France

<sup>2</sup> University of British Columbia, Vancouver, Canada

**Introduction :** La maladie de Parkinson (MP) entraîne des troubles de l'équilibre [1], qui sont inefficacement contenus par les traitements actuels. Des méthodes alternatives, comme la stimulation électrique vestibulaire (SEV) [2], sont envisagées comme solutions thérapeutiques. Cependant, les différentes utilisations de SEV entraînent des résultats contradictoires chez les patients Parkinsoniens. Notre objectif était d'identifier les effets de la MP sur le contrôle de l'équilibre vestibulaire.

**Matériel et Méthodes :** 15 patients Parkinsoniens et 15 sujets contrôles ont maintenu leur équilibre debout, yeux ouverts, sur des plateformes de force. Une SEV stochastique [3] (bruit blanc, 0-15 Hz, 4 mA), a été délivrée bilatéralement sur les processus mastoïdiens. Les réponses

vestibulaires ont été caractérisées à l'aide d'indices de cohérence et de corrélation croisée, calculés entre les signaux de SEV et des forces de réaction médiolatérales.

**Résultats :** Dans les deux groupes, la cohérence était significative dans l'intervalle 0-10 Hz. Chez les Parkinsoniens, la cohérence était réduite dans l'intervalle 4-8 Hz, correspondant à une augmentation du pouvoir du signal des forces médiolatérales dans ce même intervalle. Pour tenir compte de ces fréquences possiblement liées aux tremblements au repos, la cohérence a été recalculée chez les Parkinsoniens ayant (n=7) et n'ayant pas (n=8) de tremblements. Comparativement aux contrôles, la cohérence était significativement réduite chez les Parkinsoniens ayant des tremblements alors qu'aucune différence n'a été observée avec ceux n'ayant pas de tremblements. Aucune différence n'a été observée sur l'indice de corrélation croisée normalisé.

**Discussion & Conclusion :** Le contrôle vestibulaire de l'équilibre debout n'est pas atteint chez les Parkinsoniens n'ayant pas de tremblements, suggérant que la SEV pourrait ne pas être appropriée pour traiter les troubles de l'équilibre chez ces patients.

#### **Bibliographie :**

1. Gray & Hildebrand, *J. Neurosci. Nurs.*, 32, 2000.
2. Pal et al., *J. Vestib. Res. Equilib. Orientation*, 19, 2009.
3. Dakin et al., *J. Physiol*, 583(3), 2007.



## **Effet de l'orthèse cruro-pédieuse sur les troubles de la marche des patients atteints de douleurs chroniques**

Hicham Chenani<sup>1</sup>, Verónica Da Silva<sup>1</sup>, Rocío Marí<sup>1</sup>, Estelle Duveau<sup>1</sup>, Charlotte Etienne<sup>1</sup>,  
Adrien Le Saux<sup>1</sup>, Omar Galarraga<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Centre de réadaptation de Coubert, UGECAM Île-de-France, 77170 Coubert, France

**Introduction :** La maladie douloureuse chronique s'associe souvent à des troubles de la marche [1]. Les mécanismes qui en sont responsables peuvent être physiques et/ou cognitivo-comportementaux [2] et peuvent être compensés par une orthèse cruro-pédieuse (KAFO) [3]. L'objectif était de quantifier les changements de la marche liés à une réadaptation par KAFO chez des patients atteints de douleurs chroniques.

**Matériel et Méthodes :** Nous avons considéré des patients atteints des douleurs chroniques avec une indication de KAFO, hospitalisés en programme de réadaptation à la douleur entre avril et octobre 2019. Pour chaque patient, une analyse quantifiée de la marche a été réalisée pieds nus et avec KAFO (avec chaussures et après période d'adaptation) à moins d'une semaine d'intervalle. La marche avec et sans KAFO a été comparée par des tests de Student pour des échantillons appariés sur les paramètres spatio-temporels et les données cinématiques.

**Résultats :** 9 patients ont été retenus, d'âge moyen de 49±15 ans, 89% femmes et 78% avec KAFO à droite. Les différences significatives se trouvent sur la vitesse de marche, la cadence et la longueur du pas (Tableau 1), ainsi que sur le plan sagittal sur la flexion de hanche à l'oscillation ; la flexion du genou à l'amortissement et à l'oscillation ; la flexion dorsale-plantaire de cheville au contact initial, en milieu d'appui et en fin de phase d'appui.

	Sans KAFO	Avec KAFO
Vitesse de marche (m/s)	0,67 ± 0,8	0,78 ± 0,09*
Cadence (pas/mn)	78,52 ± 7,00	83,77 ± 7,07*
Longueur du pas (cm)	47,47 ± 2,29	53,70 ± 2,61*
Pourcentage d'appui (%)	64,77 ± 1,71	64,18 ± 2,16
Flexion de hanche minimale (°)	5,63 ± 2,94	3,46 ± 3,92
Flexion de hanche maximale (°)	38,21 ± 2,00	43,14 ± 2,28*
Flexion du genou minimale (°)	-2,77 ± 2,58	-0,30 ± 2,84
Flexion du genou maximale (°)	57,45 ± 3,24	65,42 ± 3,41*
Flexion plantaire maximale (°)	12,65 ± 1,73	3,71 ± 1,10*
Flexion dorsale maximale (°)	13,57 ± 1,94	11,43 ± 1,81*

Tableau 1. Paramètres moyens [ $\pm$ SE] avec/sans KAFO (membre atteint). \*Différence significative ( $p < 0,05$ ).

**Discussion et Conclusion :** Les résultats suggèrent que l'orthèse KAFO augmente la vitesse de marche, la longueur du pas et la cadence. A la cinématique, l'orthèse améliore la flexion de hanche et du genou à l'oscillation, ainsi que l'amortissement du genou. En revanche, la mobilité de cheville, notamment la flexion plantaire en fin de phase d'appui, est limitée avec KAFO. Un échantillon plus grand serait nécessaire pour confirmer ces résultats.

#### Bibliographie :

1. Pélissier et Viel, Douleur et soins, 2006.
2. Woolf, Science, 288(5472), 2000.
3. Morel Fatio et Leroy, Réadaptation du handicap douloureux chronique, 2019.

---

9h45 à 10h00 : Session Poster

---

## Les scores de déviation de la marche sont-ils également affectés chez les adultes atteints d'hémiplégie post-AVC et les enfants atteints d'hémiplégie de paralysie cérébrale ?

Omar Galarraga<sup>1</sup>, Eric Desailly<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Centre de réadaptation de Coubert, UGECAM Île-de-France, Coubert, France.

<sup>2</sup> Unité d'Analyse du Mouvement, Fondation Ellen Poidatz, Saint Fargeau-Ponthierry, France.

**Introduction :** Le *Gait Deviation Index* (GDI) [1] est paradoxalement souvent plus élevé pour le membre parétique (MP) que pour le membre non parétique (MNP) chez les adultes atteints d'hémiplégie après accident vasculaire cérébral (HAVC) [2]. Ce phénomène est lié à la durée de la phase d'appui et peut se réduire significativement avec une normalisation par phases du cycle de marche (PH-GDI) [3]. L'objectif de ce travail était de vérifier ce phénomène chez les enfants atteints de paralysie cérébrale avec hémiplégie (HPC).

**Matériel et Méthodes :** Les données des enfants atteints d'HPC ont été considérées. Le GDI et le PH-GDI ont été calculés. La corrélation entre la durée de la phase d'appui et les scores a également été calculée. Les résultats pour les patients avec HPC et HAVC dans [3] ont été comparés par des tests de Student (moyennes) et de  $\chi^2$  (proportions).

**Résultats :** 22 patients avec HPC ont été inclus (Âge = 13 $\pm$ 3 ans, 50% filles et 50% avec hémiplégie droite). La phase d'appui est significativement plus longue pour les MNP dans l'HPC, mais en moindre mesure que dans l'HAVC (Tableau 1). 14% des patients avec HPC ont présenté un GDI plus élevé au MP, par rapport à 30% dans l'HAVC. Ces proportions se sont significativement réduites avec le PH-GDI à 5% et 12% respectivement (Tableau 1). La corrélation entre la durée de phase d'appui a diminué significativement pour les MNP avec la correction du PH-GDI des deux groupes (Tableau 1).

	HPC		HAVC*	
	MP	MNP	MP	MNP
Appui (%) [ $\mu \pm$ SEM]	63,18 $\pm$ 0,50	66,02 $\pm$ 0,45	63,21 $\pm$ 0,34	74,26 $\pm$ 0,48
<i>GDI</i>				
$\mu \pm$ SEM	71,65 $\pm$ 1,95	78,87 $\pm$ 1,81	78,25 $\pm$ 0,66	81,47 $\pm$ ,68
<i>r</i> appui	-0.15	-0.56	-0,01	-0,70
MP > MNP	14%		30%	
<i>PH-GDI</i>				
$\mu \pm$ SEM	72,23 $\pm$ 2,03	82,20 $\pm$ 2,04	78,86 $\pm$ 0,69	87,83 $\pm$ 0,65
<i>r</i> appui	-0,10	-0,45	0,02	-0,43
MP > MNP	5%		12%	

Tableau 1. Durée de phase d'appui et corrélation au GDI et au PH-GDI pour les MP et MNP chez les patients avec HPC et HAVC. \*Données de [3].

**Discussion et Conclusion :** Le GDI doit être interprété prudemment lorsque le MNP est inclus dans l'analyse d'une hémiplegie, et cela malgré l'origine de la parésie ou l'âge du patient. Le PH-GDI présente un intérêt comme alternative pour calculer ce type de score dans l'hémiplegie car n'affecte pas les scores du côté parétique et le corrige d côté non parétique.

#### Bibliographie :

1. Schwartz et Rozumalski, *Gait Posture*, 28(3), 2008.
2. Correa et al., *Gait Posture*, 53, 2017.
3. Galarraga et al., *Gait Posture*, 65(S1), 2018.



## Effect of Maximal Strength Training on Plantarflexion Torque Production and associated muscle activations

Elie Dimitri<sup>1,2</sup>, Ghassan Ido<sup>2</sup>, Franck Barbier<sup>1</sup>, Cremoux Sylvain<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Université Polytechnique des Hauts de France, UMR CNRS 8201 – LAMIH, F-59313, Valenciennes, France

<sup>2</sup> Centre Hospitalier de Saint-Amand-les-Eaux, France

<sup>3</sup> CerCo, Centre de Recherche Cerveau et Cognition, Université de Toulouse, CNRS, UPS, Toulouse, France

#### Introduction:

Maximal Strength Trainings (MST) are efficient trainings for inducing sharp neuromuscular adaptations, resulting in important torque increase [1]. Few is known about how MST alters torque production stability, mainly regulated by agonist and antagonist muscle activations [2]. This study investigated the modulation of torque production and its stability and muscle activations during a 3-week MST.

#### Materiel and Method:

Eleven participants ( $27 \pm 7$  years) performed nine training sessions, three times per week. Each training included 4×4 isometric plantarflexions at  $90 \pm 5\%$  of the daily Maximum Voluntary Contraction (MVC). Evaluation sessions were performed before (PRE), 1-week (MID) and 3-week (POST) after the training initiation. Evaluation consisted of 3 MVCs and 3×20 isometric plantarflexions at 20% MVC of the first evaluation session (PRE) and 20% of the daily MVC. Net ankle torque, Triceps Surae (TS) and Tibialis Anterior (TA) electromyographic activity were recorded concurrently. The Variable Error (VE, [3]) was used to quantify the stability of the torque production. The mean and VE of net ankle torque and the normalized TS and TA muscle activations were compared using a two repeated-measures ANOVA (4 evaluation sessions × 2 force levels;  $\alpha=0.05$ ).

### Results:

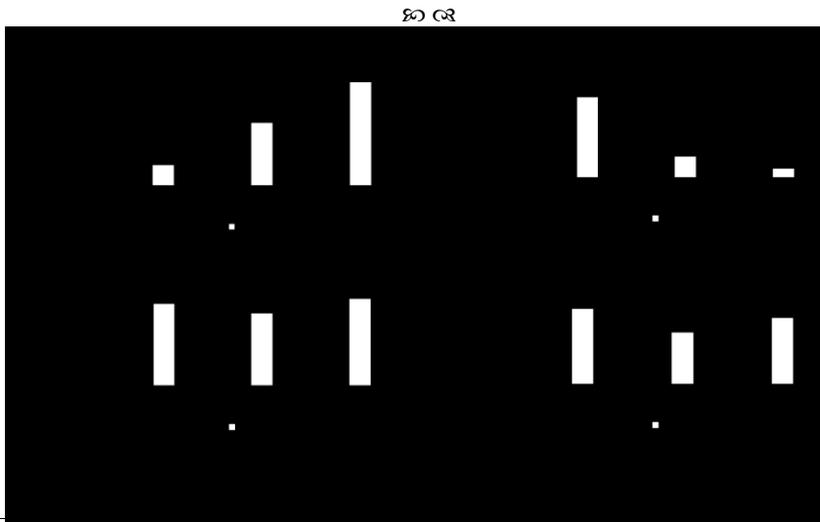
Results are depicted in figure 1. Only the mean ankle torque at 20% of the daily MVC significantly increased while the VE significantly decreased for all conditions. Muscle activations significantly decreased only for the 20% PRE-MVC.

### Discussion and conclusion:

MST increases the average torque production and its stability. Concurrently, both agonist and antagonist muscle activations decreased for the 20% PRE-MVC level. Overall, these results suggest that the “effort” required to maintain a particular ankle torque is reduced while the torque stability and neuromuscular performance are increased. MST could represent interesting exercises for clinical rehabilitation; especially for spastic stroke patients presenting decreased torque production, increased torque variability and altered muscle activations [4].

### References:

- [1] Fimland et al., Eur. J. Appl. Physiol. 110, 435–443, 2010.
- [2] Remaud et al., Neurophysiol. Clin. 37, 1–14, 2007.
- [3] Smith et al., J. Athl. Train. 47, 282–288, 2012.
- [4] Santos et al., J. Electromyogr. Kinesiol. 30, 151–160, 2016.



## Reproductibilité d'une genouillère instrumentée sur la cinématique de mouvement du genou

Nicolas RENEAUD<sup>1,2,3</sup>, Raphaël ZORY<sup>2</sup>, Frédéric CHORIN<sup>2,3</sup>, Pauline GERUS<sup>2</sup>

<sup>1</sup> *Ted Orthopedics*

<sup>2</sup> *LAMHES*

<sup>3</sup> *CHU Nice*

### Introduction :

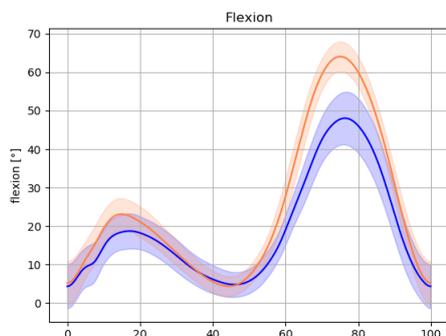
Le genou est l'une des articulations les plus sollicitée durant des tâches de locomotions. De ce fait, cette articulation est sujet à de nombreuses contraintes mécaniques ce qui induit une multitudes de pathologies musculosquelettiques : arthrose, ruptures de ligaments, etc.[1]. C'est dans cette optique que l'analyse quantifiée du mouvement avec des caméras opto-électroniques ou des centrales inertielles tire son importance.[2]. Ted Orthopedics a mis au point une genouillère instrumentée possédant deux centrales inertielles. Ce système permet d'obtenir la cinématique du genou en temps réel pour guider le patient durant sa rééducation à la maison avec des biofeedbacks sur l'application mobile. L'objectif de cette étude est de montrer la reproductibilité de mesure d'une genouillère instrumentée par rapport au gold standard.

### Matériel et méthodes :

20 sujets sains ont participé à l'étude avec une moyenne d'âge de  $28 \pm 4,9$  ans. La cinématique de la genouillère a été comparé à un modèle modifié des membres inférieurs de Rizolli (26 marqueurs)[3] grâce à 8 caméras Optitrack, un tapis roulant Bertec. Les sujets ont effectué un test de marche à vitesse de confort durant 60s et 6 squats.

### Résultats et discussion :

On obtient sur le test de marche un ICC de 0.978 et 0.936 pour les caméras et la genouillère respectivement et 0.978 et 0.937 pour les squats. Cela indique une très forte reproductibilité de



mesure. Cependant, on remarque une mauvaise concordance de mesure dû à une amplitude de mouvement minimisée sur la genouillère [Fig. 1]. Les résultats montrent que la genouillère permet une analyse précise des 3 axes de rotation du genou. Cependant, les résultats mettent en évidence de forts artefacts de tissus mous, qui ont tendance à minimiser les amplitudes de mouvement du genou lors de flexions importantes.

*Fig. 1 : Cycle de marche du genou genouillère (B), caméras (R)*

**Conclusion et perspective :**

Pour déterminer l'impact de ces artefacts, nous avons lancé une nouvelle étude sur 10 personnes possédant des clusters de marqueurs au niveau des centrales inertielles pour déterminer la précision des capteurs. Le deuxième objectif est de mettre en place un algorithme permettant de prendre en compte ses artefacts pour corriger les mesures de la genouillère.

**Références :**

- [1] I. Komnik, S. Weiss, C. H. F. Pagani, and W. Potthast, "Motion analysis of patients after knee arthroplasty during activities of daily living – A systematic review," *Gait Posture*, vol. 41, pp. 370–377, 2015.
- [2] M. Al-Amri, K. Nicholas, K. Button, V. Sparkes, L. Sheeran, and J. L. Davies, "Inertial measurement units for clinical movement analysis: Reliability and concurrent validity," *Sensors (Switzerland)*, vol. 18, no. 3, pp. 1–29, 2018.
- [3] A. Leardini, Z. Sawacha, G. Paolini, S. Ingrosso, R. Nativo, and M. G. Benedetti, "A new anatomically based protocol for gait analysis in children," *Gait Posture*, vol. 26, no. 4, pp. 560–571, 2007.

# Détection des événements de marche par fusion des systèmes Optogait® et Qualisys®

Hugo Villi<sup>1</sup>, Florent Moissenet<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Ecole nationale d'ingénieur de Metz, Metz, France

<sup>2</sup> Laboratoire de cinésiologie, Université de Genève, Genève, Suisse

## Introduction :

Lorsque les données des plateformes de force ne sont pas disponibles, les algorithmes de détection du contact initial (FS) et final (FO) du pied au sol s'appuient essentiellement sur la position/vitesse/accélération de marqueurs du talon et/ou de l'avant-pied [1]. Des approches matérielles existent également, mais leur synchronisation avec un dispositif de capture du mouvement n'est pas toujours prévue. En particulier, le système Optogait® présente une solution simple d'installation ne perturbant pas l'utilisation de plateformes de force. Cette étude avait pour objectif de développer et de valider une procédure de fusion des systèmes Optogait® et Qualisys®.

## Matériel et Méthode :

La synchronisation des systèmes Qualisys® et Optogait® a été obtenue à l'aide d'une séquence d'allumage d'une LED infrarouge pilotée par un contrôleur ARDUINO Uno®. Brièvement, cette séquence est lue par les récepteurs infrarouges du système Optogait® tout en étant transmise par voie analogique au système Qualisys®. Les détails de cette procédure sont librement disponibles en ligne [2]. Les événements obtenus ont été comparés aux données issues des plateformes de force (seuil de 10N), au cours de contacts ponctuels balle/sol, puis pour différents types de marche d'un sujet sain (normal, équin, steppage, glissement, pas court).

## Résultats :

Moyenne (ms)		Ecart-type (ms)		
Balle	0.80	2.30		
Contact initial (FS)			Contact final (FO)	
Marche	Moyenne (ms)	Ecart-type (ms)	Moyenne (ms)	Ecart-type (ms)
Normale	-0.92	3.50	1.06	4.66
Équin	1.78	2.09	1.06	4.44
Steppage	2.75	1.79	3.80	6.64
Glissement	-3.00	2.45	-8.00	10.66
Pas court	-4.00	21.31	-5.25	16.39

Tableau 1 : Erreur entre les événements détectés par le système Optogait® et les valeurs de référence issues des plateformes de force (>0 : retard)

## Discussion et Conclusion :

La fusion proposée est simple à mettre en œuvre et peut être appliquée à d'autres systèmes de capture du mouvement. À la vue des premiers résultats, cette approche hardware présente une alternative de qualité aux récentes approches par apprentissage [3]. Il sera cependant intéressant de compléter cette étude par des tests sur des sujets pathologiques.

## Bibliographie :

[1] D.A. Bruening et al., Gait Posture, 39, 2017

[2] <https://github.com/Hugo-Villi/Optogait-Qualisys-Synchronisation/>

[3] M. Lempereur et al., J Biomech, in press, 2019



## Evaluation de la coordination d'un patient porteur d'une sclérose en plaque versus un sujet témoin : nouvelle approche des phases relatives continues

Nicolas Découfour<sup>1</sup>, Caroline Massot<sup>2</sup>, Cécile Donzé<sup>2</sup>, Patrick Hautecoeur<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Faculté de Médecine et de Maïeutique, ICL, Lille

<sup>2</sup> Hôpital Saint Philibert, GHICL, Lille

### Introduction :

L'analyse de la coordination gestuelle par le calcul de phases relatives continues (CRP) en pratique clinique est en plein essor mais une grande diversité de méthodes calculatoires coexiste [1] [2]. En clinique, les angles relatifs sont généralement représentés sur 100% d'un cycle pour faire coïncider les tracés d'un patient et d'un Témoin. L'analyse des angles reste alors qualitative. L'objectif de cette étude est d'utiliser les CRP comme un outil permettant de quantifier la différence d'organisation gestuelle tout au long du cycle de marche et ainsi pointer plus précisément les phases du cycle à travailler en clinique.

### Matériel et Méthodes :

L'angle de flexion/extension de chaque genou est calculé chez un sujet témoin volontaire et un patient SEP de stade précoce (EDSS=4). L'angle et la vitesse associée sont normalisés sur 100% du cycle. Chaque angle de phase est calculé à partir de la transformée de Hilbert centrée décrite dans [2]. La CRP est calculée par la différence des angles de phase de chacune des articulations de genoux envisagés.

### Résultats :

La figure 1 montre les angles des genoux des deux sujets et les CRP. La CRP du sujet témoin est constamment proche de 0, ce qui indique que l'organisation gestuelle des deux genoux est identique. La CRP du patient SEP montre un déphasage de de  $-30^\circ$  en phase oscillante ce qui indique que le genou gauche du patient est en avance de phase par rapport au genou droit. Cette avance du genou gauche du patient se retrouve également par rapport au sujet témoin et le retard de phase du genou droit du patient SEP se retrouve également par rapport au genou du sujet témoin.

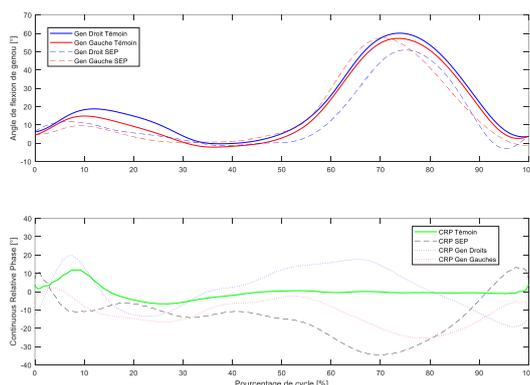


Figure 1. (haut) angles de flexion de genoux ; (bas) les CRP calculées.

### **Discussion et Conclusion :**

La CRP calculée à partir d'angles relatifs d'une même origine, ici le genou, et en utilisant la transformée de Hilbert [2], montre que cette méthode est utilisable en clinique et permet la quantification d'une différence d'organisation gestuelle pour un même individu et d'un patient par rapport à un témoin.

### **Bibliographie :**

- [1] Shafizadeh et al., *Clinical Biomechanics*, 61(1-10), 2019.  
[2] Lamb et al., *Clinical Biomechanics*, 29(484-493), 2014.



## **Contrôle vestibulo-spinal des muscles axiaux et appendiculaires**

Etienne Guillaud<sup>1</sup>, Céline Faure<sup>1,2</sup>, Emilie Doat<sup>1</sup>, Dominique Guehl<sup>3</sup>, Jean-René Cazalets<sup>1</sup>

<sup>1</sup> INCIA, CNRS & Université de Bordeaux, Bordeaux, France

<sup>2</sup> CIRRIIS, Université Laval, Québec, Canada

<sup>3</sup> CHU Pellegrin, EFSN, Bordeaux, France

### **Introduction :**

Notre capacité d'équilibre repose en partie sur le système vestibulaire. Certaines réponses vestibulo-motrices (VOR, VCR) sont automatiques et de courtes latences, alors que les réponses vestibulo-motrices des jambes sont modulables et plus tardives. Les études qui ont abordé le contrôle de l'équilibre sont centrées sur le rôle des membres inférieurs, peu d'attention a été portée sur les muscles du rachis. Pourtant, l'implication du tronc dans la majorité des mouvements suggère une influence vestibulo-spinale automatisée. Notre objectif était de tester la persistance des réponses musculaires d'origines vestibulaires dans les muscles du dos, dans des situations où les réponses des muscles des jambes étaient modulées par la tâche et le contexte.

### **Matériel et Méthodes :**

Dix-neuf sujets ont été soumis à des stimulations vestibulaires galvaniques (GVS) au cours de la marche sur tapis roulant, ou en position statique dans différentes conditions (en gravité modifiée en vols paraboliques, avec/sans contact proprioceptif, suspendus dans un harnais). Déplacements du COP, cinématique et électromyogrammes des muscles Paraspinaux et Gastrocnémiens étaient mesurés.

### **Résultats :**

Les directions des oscillations posturales dépendaient du côté de l'anode, et des réponses étaient enregistrées dans les muscles Gastrocnémiens et Paraspinaux. Si un contact de la tête avec l'environnement était permis, si les sujets étaient maintenus debout dans un harnais de hanche, ou si la gravité était nulle, ces réponses apparaissaient uniquement dans les muscles paraspinaux alors qu'elles étaient supprimées dans les Gastrocnémiens. Pendant la marche, les occurrences des réponses EMG restaient constantes pour les muscles paravertébraux alors qu'elles dépendaient de la phase de marche (appui ou oscillation) pour Gastrocnémiens.

### **Discussion et Conclusion :**

Il existe un mécanisme de contrôle vestibulaire différencié des muscles axiaux et appendiculaires. La persistance des réponses paraspinales suggère un réflexe inamovible, alors que les réponses des muscles de la cheville nécessitent des informations sensorielles congruentes dans une tâche d'équilibre.



## Caractérisation et compréhension des mécanismes de troubles de l'équilibre en position assise suite à un accident vasculaire cérébral

Karim Jamal<sup>1,2</sup>, Armel Cretual<sup>2</sup>, Sébastien Cordillet<sup>2</sup>, Aurélie Veislinger<sup>3</sup>, Florian Bidet<sup>1</sup>, Bruno Laviolle<sup>3</sup>, Stéphanie Leplaideur<sup>1,4</sup>, Isabelle Bonan<sup>1,4</sup>

<sup>1</sup> Service de Médecine Physique et Réadaptation, Centre Hospitalier Universitaire de Rennes, France

<sup>2</sup> Laboratoire Mouvement Sport Santé (M2S), EA1274, Université Rennes 2, France

<sup>3</sup> Centre Investigation Clinique Inserm 1414, Université Rennes 1, France

<sup>4</sup> Unit EMPENN – U1228, INSERM, INRIA, Université Rennes 1, France

### Introduction :

Suite à un Accident Vasculaire Cérébral (AVC), la persistance de troubles de la posture assise est un mauvais pronostic pour l'acquisition des transferts, de la position debout et de la marche [1]. Le mécanisme de ces perturbations posturales n'est pas encore parfaitement compris et, en dehors des déficits moteur ou sensitif, les troubles de la représentation du corps dans l'espace joueraient un rôle, en particulier après un AVC droit. De plus, à notre connaissance, en dehors d'échelles de mesure clinique [2], peu d'outils de mesure instrumentale des troubles de la posture en position assise existent, à la différence des troubles de la posture en position debout qui sont couramment évalués par des plateformes de force. L'objectif de cette étude est de caractériser les troubles de la posture assise du patient à l'aide d'un nouvel dispositif d'évaluation en lien avec les caractéristiques de l'hémiplégie ainsi que les troubles de la représentation spatiale du corps.

### Matériel et Méthodes :

16 patients post-AVC (8 AVC droit et 8 AVC gauche) de moins de 3 mois présentant un trouble de la posture assise seront testés ainsi que 16 sujets sains appariés en âge. Les troubles de la posture assise seront évalués via une nappe de pression associée à une mesure de la tête et du tronc via deux accéléromètres (Figure 1) et comprendra 4 essais ; 2 yeux ouverts et 2 yeux fermés de chacun de 30 secondes. Les données de la posture assise seront mises en relation avec les caractéristiques de l'hémiplégie (motricité, sensibilité, spasticité, pushing syndrome, héminégligence) et de la perception du corps dans l'espace (droit devant, axe longitudinal, verticale visuelle) par une analyse de variance multivarié.



Figure 1

### Résultats attendus :

Il est attendu une meilleure compréhension des mécanismes des perturbations posturales en position assise et de leurs relations avec les troubles de la représentation spatiale.

### Bibliographie :

[1] Amusat N. Assessment of sitting balance of patients with stroke undergoing inpatient rehabilitation. *Physiother Theory Pract.* janv 2009;25(2):138-44.

[2] Tyson SF, Connell LA. How to measure balance in clinical practice. A systematic review of the psychometrics and clinical utility of measures of balance activity for neurological conditions. *Clin Rehabil.* sept 2009;23(9):824-40.



## Les prothèses partielles de pied peuvent-elles restaurer la symétrie de marche chez les patients amputés d'avant pied ?

Jonathan Pierret<sup>1,2</sup>, Isabelle Loiret<sup>1</sup>, Lucile Bertin<sup>1</sup>, Marie-Agnès Haldric<sup>1</sup>, Constance Billon<sup>1</sup>, Noël Martinet<sup>1</sup>, Jean Paysant<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Centre Louis Pierquin, Institut Régional de Médecine Physique et de Réadaptation (IRR) de Nancy, UGECAM Nord-Est

<sup>2</sup> EA 3450 Développement, Adaptation et Handicap, Nancy, Université de Lorraine, France.

### Introduction :

Bien que les amputés partiels du pied (APP) soient nombreux, la plupart d'entre eux ne portent pas de prothèses malgré une modification de la marche avec un impact sur les paramètres spatiotemporels (PST) et la cinétique de hanche et de cheville [1]. Aucune recherche n'ayant évalué la capacité d'une prothèse partielle de pied (PPP) à restaurer la symétrie de la marche chez les APP, le but de cette étude était de comparer la symétrie de marche chez les APP en condition pieds nus et avec PPP.

### Matériel et Méthodes :

5 patients (51,8 ans,  $\pm$  17,01) APP unilatéraux ont effectué une AQM en condition pieds nus et avec PPP. Un système optoélectronique 3D (Vicon, Oxford Metrics, UK) a été utilisé pour mesurer les PST ainsi que des variables cinématiques et cinétiques. L'indice d'asymétrie absolue (ASI) [2] a été calculé à partir de 10 cycles de marche. Il permet d'évaluer l'asymétrie entre les membres inférieurs pour une variable donnée. Un ASI à 0% indique une symétrie entre les deux membres inférieurs.

### Résultats :

Les ASI des différentes variables étudiées sont reportés dans le tableau 1.

ASI (%)	Pieds nus	Avec PPP
Longueur de pas	3 (4)	4 (6)
Durée de simple appui	17 (7)	7 (13)
Pic de flexion de genou à l'oscillation	23 (26)	3 (1)*
Dorsiflexion au contact initial	78 (3)	19 (2)*
Pic de puissance de hanche	28 (4)	14 (9)*
Amplitude des déplacements du centre de pression (COP) sur l'axe antéro-postérieur (AP)	57 (12)	4 (2)*

**Tableau 1 :** ASI (médiane – écart interquartile) en % des différentes variables en condition pieds nus et avec prothèse. \* : différence significative entre les deux conditions ( $p < 0.05$ )

#### Discussion et Conclusion :

Malgré l'absence d'amélioration sur les PST, contrairement à ce que rapporte la littérature, le port de PPP améliore la marche des APP en améliorant la symétrie de nombreuses variables cinématique et cinétiques. La restauration de la symétrie sur l'amplitude de déplacement du COP permettrait de rééquilibrer le recrutement des extenseurs de hanche, comme l'atteste le pic de puissance de hanche. Il serait donc pertinent pour les professionnels de santé de proposer le port d'une PPP aux patients APP. Une limite majeure de cette étude est le faible effectif. D'autres analyses sont nécessaires pour renforcer ces résultats.

#### Bibliographie :

- [1] DILLON Michael P. et BARKER Timothy M., « Preservation of Residual Foot Length in Partial Foot Amputation: A Biomechanical Analysis », *Foot & Ankle International*, 2006, 27, 2, p. 110-116.
- [2] Nolan Lee, Wit Andrzej, Dudziński Krzysztof, Lees Adrian, Lake Mark et Wychowański Michał, « Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees », *Gait & posture*, 2003, 17, 2, p. 142–151.



### Modifications de l'activité corticale oscillatoire suite à une injection de toxine botulique chez le patient post-AVC.

Alexandre Chalard<sup>1,2</sup>, Joseph Tisseyre<sup>1</sup>, Philippe Marque<sup>1</sup>, David Amarantini<sup>1</sup>, David Gasq<sup>1</sup>

<sup>1</sup> ToNIC, Toulouse NeuroImaging Center, Université de Toulouse, Inserm, UPS, France

<sup>2</sup> Ipsen Innovation, Les Ulis, France

#### Introduction :

L'injection de toxine botulique A (TBA) est le traitement de référence de l'hyperactivité musculaire, phénomène qui contribue à l'altération motrice après un AVC [1]. Il a été montré que des injections de TBA pouvaient moduler l'activité cérébrale sensorimotrice, tendant à montrer l'effet potentiel de la TBA à induire une plasticité cérébrale [2]. L'objectif de cette étude est d'évaluer la modulation de l'activité corticale oscillatoire après des injections de TBA chez des patients en post-AVC.

#### Matériel et Méthodes :

Douze patients post-AVC chroniques ont effectué trois évaluations expérimentales (T0, T1, et T2) au cours de chacune desquelles l'activité électroencéphalographique a été enregistrée lors de mouvements d'extension actifs du coude. T0 correspond à une évaluation initiale avec une injection d'abobotulinum toxine A (Dysport®) dans les fléchisseurs du coude, T1 et T2 à des évaluations respectivement quatre et seize semaines après T0. Des analyses de

permutations ont été effectuées pour tester l'effet injection de TBA sur la désynchronisation liée au mouvement dans la bande de fréquence bêta.

### Résultats :

Les patients post-AVC présentaient une diminution de la désynchronisation corticale dans le cortex sensorimoteur controlésionnel entre T0 et T1 ( $P < 0.05$  ; Figure 1).

### Discussion et Conclusion :

Nos résultats ont montré une diminution de l'activité corticale controlésionnelle en période d'efficacité. Ces résultats suggèrent les éventuels effets bénéfiques d'injections de toxine botulique de type A sur la plasticité neuronale. Une évaluation longitudinale de l'activité EEG pourrait permettre de mieux comprendre les mécanismes de plasticité cérébrale associés au traitement de l'hyperactivité musculaire après des injections de TBA.

### Bibliographie:

[1] Wissel, J., Ward, A. B., Erztgaard, P., Bensmail, D., Hecht, M. J., Lejeune, T. M., ... Tieranta, N. (2009). European consensus table on the use of botulinum toxin type A in adult spasticity. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 41(1), 13-25.

[2] Veverka, T., Hlušík, P., Hok, P., Otruba, P., Tüdös, Z., Zapletalová, J., ... Kaňovský, P. (2014). Cortical activity modulation by botulinum toxin type A in patients with post-stroke arm spasticity: real and imagined hand movement. *Journal of the Neurological Sciences*, 346(1-2), 276-283.

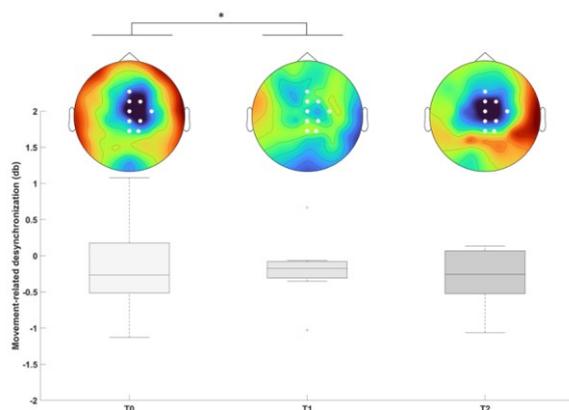


Figure 1 : Boxplot et topographie représentant la désynchronisation corticale dans la bande de fréquence bêta pour T0, T1 et T2. Les points blancs sur les topographies représentent la zone d'intérêt de la comparaison de la désynchronisation corticale identifiée par une approche guidée par les données. \* Indique une différence significative liée à l'injection de toxine botulique A entre T0 et T1 ( $0.6 \pm 0.6$  db ;  $t11 = 2.3$  ;  $P < 0.01$ ).

## Comparaison du profil de course d'un expert de la chaussure minimaliste et d'un expert de la chaussure de running

Raphaël PIONNIER<sup>1,2</sup>, Célia BOUTELOUP<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Ecole Nationale de Kinésithérapie et de Rééducation, 14 rue du Val d'Osne, 94410 SAINT-MAURICE

<sup>2</sup> Unité Fonctionnelle d'Analyse du Mouvement, Hôpitaux de Saint-Maurice, 12 rue du Val d'Osne, 94410 SAINT-MAURICE

### Introduction :

Le port régulier de chaussures minimalistes entraînerait une attaque du pas par l'avant-pied ou le médio-pied avec une meilleure capacité excentrique des extenseurs [1, 2, 3]. Le but de l'étude est de noter si les minimalistes modifient la biomécanique de course d'un novice, et l'impact sur le risque de blessure.

### Matériel et Méthodes :

Deux participants sont inclus (Expert : 54 ans, 177cm, 65.9 kg ; Novice : 58 ans, 172cm, 57 kg). 10 caméras Vicon et 4 plateformes de force sont utilisées pour obtenir 30 cycles de course sur le membre inférieur en minimaliste et en running. La cinématique et la puissance absorbée sont recueillies pour le genou et la cheville lors de l'attaque du cycle. Des tests t de Student sont réalisés.

### Résultats :

En running et en minimaliste, l'expert attaque le pas en flexion plantaire et le novice en flexion dorsale (running :  $-0.1^\circ$  vs  $14.6^\circ$ ,  $p<0.001$  ; minimaliste :  $-7.4^\circ$  vs  $2.6^\circ$ ,  $p<0.001$ ) et ce avec une puissance absorbée plus importante (running :  $-10.0 \text{ W.kg}^{-1}$  vs  $-7.3 \text{ W.kg}^{-1}$ ,  $p<0.001$  ; minimaliste :  $-14.0 \text{ W.kg}^{-1}$  vs  $-9.3 \text{ W.kg}^{-1}$ ,  $p<0.001$ ). L'expert a une flexion de genou moindre dans les deux conditions (running :  $17.1^\circ$  vs  $19.7^\circ$  ; minimaliste :  $10.9^\circ$  vs  $19.7^\circ$ ,  $p<0.001$ ) et une puissance absorbée supérieure (running :  $-14.0 \text{ W.kg}^{-1}$  vs  $-10.1 \text{ W.kg}^{-1}$  ; minimaliste :  $-9.7 \text{ W.kg}^{-1}$  vs  $-7.6 \text{ W.kg}^{-1}$ ,  $p<0.001$ ) quel que soit le chaussage.

### Discussion et conclusion :

Une meilleure absorption est notée pour l'expert en minimalistes grâce à une meilleure capacité excentrique [3]. L'attaque du cycle par le talon du novice lors de la course minimaliste peut être source de blessures [2] en lien avec un manque de plasticité. Une transition progressive vers la minimaliste doit être promue afin de limiter le risque de blessure et permettre les adaptations nécessaires.

### Bibliographie :

- [1] Rothschild et al., *Strength and Conditioning Journal*, 34(2), 2012
- [2] Lieberman et al., *Nature*, 463, 2010
- [3] Divert et al., *Int J Sports Med* 2005; 26, 2005



## Analyse cinématique de la perturbation de l'équilibre statique dans le plan frontal chez les patients hémiparétiques

Sébastien Cordillet<sup>1,2</sup>, Arnaud Bethuel<sup>1</sup>, Armel Créteil<sup>2</sup>, Isabelle Bonan<sup>1</sup>

<sup>1</sup> CHU Rennes, Service de Médecine Physique et de Réadaptation, Rennes, France

<sup>2</sup> Laboratoire Mouvement Sport et Santé (M2S), Univ Rennes, Rennes, France.

### **Introduction :**

Les patients hémiplegiques ont le plus souvent un équilibre précaire et plus singulièrement dans le plan frontal [1], difficile à évaluer en condition dynamique. L'analyse cinématique des ajustements posturaux réactifs [2] a été évaluée avec une tâche innovante qui nécessite un déplacement de la tête et du centre de masse (CM) tout en conservant un équilibre bi-podale. L'objectif était de décrire le comportement du CM des hémiplegiques (HP) en le comparant à celui de volontaires sains et de rechercher les facteurs associés aux modifications de son comportement.

### **Matériel et Méthodes :**

31 patients HP (15 droits et 16 gauches), âge 62.3 ans  $\pm$  12.2, délai moyen 5.4 (3.6) mois, ont été inclus. Le déplacement dans le plan frontal du CM (dCM) des patients HP a été déterminé lors d'une tâche dynamique d'évitement de balle grâce à un système de capture 3D de type Optitrack®, et comparé à celui de volontaires sains (V) appariés en âge. La capture 3D a permis aussi de caractériser la stratégie d'évitement dans le plan frontal en modélisant le corps comme un double pendule inversé. Ces paramètres cinématiques ont été comparés aux tests cliniques du Timed Up Go (TUG), TUG ABS ainsi qu'à l'asymétrie posturale statique (BWA).

### **Résultats :**

Le dCM des HP était réduit de 39% par rapport à celui des V (37.4(17.6)mm versus 61.1(19.7)mm,  $p < 0.0001$ ). Par ailleurs, les HP gauches présentaient un dCM moindre par rapport aux HP droits ( $p = 0.01$ ), ainsi qu'un TUG ( $p = 0.0480$ ) et un TUG ABS ( $p = 0.0205$ ) moins bons. Le dCM était modestement corrélée au WBA ( $r = -0.37$ ,  $p = 0.03$ ). Il n'existait pas de relation entre le dCM et le TUG ( $r = -0.31$ ,  $p = 0.08$ ) ni le TUG ABS ( $r = 0.24$ ,  $p = 0.19$ ).

### **Discussion et Conclusion :**

Le déplacement du CM lors de l'évitement était fortement diminué chez les HP, et plus l'asymétrie posturale statique était importante, plus faible était le déplacement du CM. Cette diminution du déplacement spontané du CM lors d'une tâche dynamique apparaît intéressante à considérer pour le design de programme de rééducation notamment pour les patients les plus asymétriques.

### **Bibliographie :**

[1] Genthon, N., Rougier, P., Gissot, A.-S., Froger, J., Pélissier, J., Pérennou, D. Contribution of each lower limb to upright standing in stroke patients. *Stroke* (39), 2008.

[2] C. Calautti, M. Naccarato, P.S. Jones, N. Sharma, D.D. Day, A.T. Carpenter, E.T. Bullmore, E.A. Warburton, J.-C. Baron, The relationship between motor deficit and hemisphere activation balance after stroke: A 3T fMRI study, *NeuroImage*(34), 2007.



10h15 à 11h45 : Session 2 – Evaluation de membre inférieur

## **Toe clearance and compensatory strategies in gait of patients with facioscapulohumeral dystrophy**

Clement N. Gambelli<sup>1</sup>, Jonathan Bredin<sup>1,3</sup>, Aude-Clémence M. Doix<sup>1</sup>, Véronique Tanant<sup>2</sup>,  
Manuella Fournier-Mehouas<sup>2</sup>, Sabrina Sacconi<sup>2</sup>, Serge S. Colson<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire Motricité Humaine Expertise Sport Santé (LAMHESS), Faculté des Sciences du Sport, Université Côte d'Azur (UCA), Nice, France

<sup>2</sup>Centre de Référence Maladies Neuromusculaires et SLA, Faculté de Médecine, Hôpital Pasteur 2, Nice, France

<sup>3</sup>Centre de Santé Institut Rossetti-PEP06, Unité Clinique d'Analyse du Mouvement, Nice, France

## Introduction :

Facioscapulothoracic dystrophy (FSHD) is the third most common inherited myopathy (2). The progressive loss of muscle strength in trunk and lower limb muscles causes postural imbalance and gait compensatory strategies that have been related to increased risk of fall (1, 4, 5, 7). A typical gait impairment in FSHD is the foot drop, *i.e.* the lack of ankle dorsiflexion of the swing leg, caused by weakness of tibialis anterior muscles (4, 6). This study evaluate the toe clearance and the compensatory strategies of FSHD patients to avoid tripping during gait.

## Matériel et Méthodes :

10 FSHD patients and 10 healthy age-matched participants underwent a gait analysis session. They walked barefoot at their preferred speed. Data was collected by a motion analysis system with 8 infrared cameras, sampling frequency of 200 Hz (VICON® - Oxford Metrics, Oxford, UK). Toe clearance was evaluated using the minimum distance between the toe and the floor during swing (3).

## Résultats :

Toe clearance was not significantly different between control (right:  $1.6 \pm 0.5$  cm; left:  $1.6 \pm 0.3$  cm) and FSHD (right:  $1.4 \pm 0.2$  cm; left:  $1.6 \pm 0.4$  cm) but the ankle angle was significantly different during toe clearance between control (right:  $4.1 \pm 2.5^\circ$ , left:  $3.4 \pm 3.4^\circ$ ) and FSHD (right:  $-5.3 \pm 7.0$ ; left:  $-5.2 \pm 9.6^\circ$ ). The knee angle was also significantly different during toe clearance between control (right:  $36.1 \pm 3.6^\circ$ ; left:  $35.2 \pm 4.5^\circ$ ) and FSHD (right:  $39.9 \pm 11.5^\circ$ ; left:  $37.4 \pm 9.5^\circ$ ).

## Discussion et Conclusion :

Toe clearance seem to be a finely controlled parameter during gait although FSHD patients display diminished dorsiflexion during swing. They compensate the lack of dorsiflexion by increasing the knee flexion during the swing phase to keep a minimum of  $\sim 1.5$  cm distance between the toe and the floor to avoid tripping.

## Bibliographie:

1. Aprile I, Padua L, Iosa M, Gilardi A, Bordieri C, Frusciantè R, Russo G, Erra C, De Santis F, and Ricci E. Balance and walking in facioscapulothoracic muscular dystrophy: multiperspective assessment. *European journal of physical and rehabilitation medicine* 48: 393-402, 2012.
2. Emery AE. Population frequencies of inherited neuromuscular diseases--a world survey. *Neuromuscular disorders : NMD* 1: 19-29, 1991.
3. Ferreira F, Gago MF, Bicho E, Carvalho C, Mollaei N, Rodrigues L, Sousa N, Rodrigues PP, Ferreira C, and Gama J. Gait stride-to-stride variability and foot clearance pattern analysis in Idiopathic Parkinson's Disease and Vascular Parkinsonism. *J Biomech* 92: 98-104, 2019.
4. Iosa M, Mazza C, Frusciantè R, Zok M, Aprile I, Ricci E, and Cappozzo A. Mobility assessment of patients with facioscapulothoracic dystrophy. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 22: 1074-1082, 2007.

5. Iosa M, Mazza C, Pecoraro F, Aprile I, Ricci E, and Cappelzozzo A. Control of the upper body movements during level walking in patients with facioscapulohumeral dystrophy. *Gait Posture* 31: 68-72, 2010.
6. Olsen DB, Gideon P, Jeppesen TD, and Vissing J. Leg muscle involvement in facioscapulohumeral muscular dystrophy assessed by MRI. *Journal of neurology* 253: 1437-1441, 2006.
7. Pieterse AJ, Luttikhoud TB, de Laat K, Bloem BR, van Engelen BG, and Munneke M. Falls in patients with neuromuscular disorders. *Journal of the neurological sciences* 251: 87-90, 2006.

✉

## **La capacité de course chez des enfants avec une paralysie cérébrale : quels sont les prédicteurs cliniques ?**

Annie Pouliot-Laforte<sup>1</sup>, Alice Bonnefoy-Mazure<sup>1</sup>, Geraldo De Coulon<sup>2</sup>, Stéphane Armand<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Laboratoire de Cinesiologie Willy Taillard, Hôpitaux Universitaires de Genève et Université de Genève, Genève, Suisse.

<sup>2</sup> Unité d'orthopédie et traumatologie pédiatriques, Département de l'enfant et de l'adolescent, Hôpitaux Universitaires de Genève et Université de Genève, Genève, Suisse.

### **Introduction :**

La capacité de courir contribue à la participation sociale et scolaire des enfants avec une paralysie cérébrale (PC). Cependant, les déficits associés à cette capacité restent peu étudiés [1-2]. Afin de mieux cibler les interventions visant l'amélioration de la fonction, il est primordial de définir les prédicteurs de la course chez cette population.

### **Matériel et Méthode :**

Une analyse rétrospective des enfants avec une PC spastique (âgés entre 6 et 18 ans) ayant une analyse quantifiée de la marche entre 2006 et 2019 a été réalisée. Les enfants ont été classés en deux groupes (coureurs et non-coureurs) selon la présence ou non d'une phase de double oscillation [3] durant les essais de courses. La spasticité (échelle d'Ashworth modifiée), la sélectivité (échelle de sélectivité) et la force musculaire (test musculaire manuel) ont été mesurées. La moyenne des muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche, du genou et de la cheville ont été calculés pour chaque test. Une comparaison des moyennes (Test-T) et un modèle de régression logistique ont été utilisés.

### **Résultats :**

156 enfants ont été inclus (127 coureurs et 29 non-coureurs). Les données cliniques moyennes pour chaque groupe sont présentées dans le tableau 1. Le modèle de régression logistique a démontré que la spasticité (hanche), la force (genou) et la sélectivité (cheville) sont prédicteurs de la course ( $p < 0,05$ ) (Odds ratio [IC 95%]: spasticité-hanche : 2,50 [1,3-4,8]; force-genou : 0,20 [0,1-0,6]; sélectivité-cheville : 0,20 [0,1-0,7]).

### **Discussion et Conclusion :**

Les résultats suggèrent que la force musculaire du genou et la sélectivité de la cheville ont un effet protecteur sur la course contrairement à la spasticité de la hanche. En conclusion, les prédicteurs identifiés dans cette étude devraient être pris en considération lors d'interventions visant l'amélioration de la fonction chez cette population.

## Bibliographie :

- [1] Chappell et al., *Physiother Theory Pract*, 35(1), 2019.  
[2] Böhm et al., *Clin Biomech*, 58, 2018  
[3] Davids et al., *Dev Med Child Neurol*, 40(8), 1998.

Tableau 1. Comparaison des moyennes des données cliniques (caractéristiques cliniques et tests fonctionnels) entre le groupe coureur et non-coureur

	Coureur	Non-coureur	p
	Moyenne (ET)	Moyenne (ET)	
<b>Caractéristiques cliniques</b>			
Âge	10,2 (3,2)	11,4 (3,8)	0,122
Sexe (F/M)	51 / 76	16 / 13	na
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	17,5 (3,9)	19,4 (5,0)	0,067
GMFCS (I/II/III)	109 / 18 / 0	2 / 18 / 9	na
Uni / Bil	74 / 53	6 / 23	na
<b>Spasticité (0 à 5)</b>			
Hanche	0,35 (0,64)	1,15 (1,18)	0,002 *
Genou	0,45 (0,72)	1,08 (1,04)	0,004 *
Cheville	1,73 (1,14)	1,63 (1,03)	0,666
<b>Force (0 à 5)</b>			
Hanche	4,28 (0,54)	3,66 (0,71)	0,000 *
Genou	4,37 (0,55)	3,58 (0,70)	0,000 *
Cheville	3,40 (1,18)	2,71 (1,21)	0,009 *
<b>Sélectivité (0 à 2)</b>			
Hanche	1,81 (0,26)	1,56 (0,43)	0,006 *
Genou	1,85 (0,31)	1,64 (0,41)	0,021 *
Cheville	1,46 (0,52)	1,04 (0,54)	0,001 *

ET (Écart-type); F (féminin); M (masculin); IMC (Indice de masse corporelle); GMFCS (Gross Motor Function Classification System); Uni (atteinte unilatérale); Bil (atteinte bilatérale); p < 0.05 est indiqué par un \*



## Etude IIMPS : Interface Informatisée Médecin / Patient Spastique. Analyse Intermédiaire

S. Lopes<sup>1</sup>, M. Gahier<sup>1</sup>, K. Robert<sup>2</sup>, D. Gamet<sup>3</sup>, B. Perrouin Verbe<sup>1</sup>, K. Buffenoir<sup>4</sup>, R. Gross<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> CHU Nantes, Hôpital Saint Jacques, Laboratoire d'Analyse Quantifié du Mouvement

<sup>2</sup> Laboratoire Motricité Interaction Performance EA 4334 Université des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives.

<sup>3</sup> Université Technologique de Compiègne

<sup>4</sup> CHU Nantes, Hôtel Dieu, Service de Neurotraumatologie

### Introduction :

Les échelles cliniques de quantification de la spasticité présentent des propriétés métrologiques médiocres, en particulier en termes de reproductibilité. Ces échelles ne distinguent pas précisément la composante neurale de la composante non-neurale de la réponse à l'étirement (1). L'outil IIMPS a été créé afin de qualifier et de quantifier la réponse à l'étirement du triceps sural spastique. L'étude IIMPS (Réf Clinical Trial

NCT03307135) vise à préciser les propriétés métrologiques de cet outil. Nous en présentons ici les résultats intermédiaires sur 56 patients.

#### **Patients et Méthodes :**

L'étude IIMPS est une étude interventionnelle catégorie II. Les critères d'inclusion sont une spasticité d'au moins 1/4 sur l'échelle d'Ashworth modifiée. Chaque patient a été évalué par mobilisation de la cheville en flexion dorsale pour étirement passif du triceps par 2 examinateurs dans 6 conditions (genou fléchi vs genou tendu et vitesse lente /moyenne /rapide). Les données cliniques (cotation échelles d'Ashworth et Tardieu modifiées) et les données instrumentales IIMPS (cinématiques, cinétiques, et électromyographiques) ont été recueillies et analysées.

#### **Résultats :**

Nous avons inclus 56 patients (37 hommes), l'âge moyen des participants est de 49,4 ans (écart-type 16,5 ans). La cause de la parésie spastique était une lésion médullaire pour 38 patients, une sclérose en plaques pour 8 patients, un AVC pour 6 patients, une paralysie cérébrale, et un traumatisme crânien, une neuromyéélite optique, et un glioblastome, pour un patient. L'objectif principal est la mesure de la reproductibilité inter-observateur mesurée par un coefficient de corrélation intra-classe, pour chaque condition expérimentale. En fonction de la valeur de ce critère principal, les paramètres reproductibles en inter-observateur ont secondairement été testés pour les critères secondaires : validité concurrente par rapport aux échelles cliniques, erreur standard de mesure, reproductibilité inter-session, dimensionnalité, et capacité de discrimination.

#### **Discussion / Conclusion :**

L'IIMPS a été conçue pour distinguer et quantifier les différentes composantes de la résistance à l'étirement du triceps sural spastique. Plusieurs outils ont été proposés par le passé mais aucun d'entre eux ne s'est imposé dans la communauté médicale et paramédicale. De plus, la dimensionnalité des paramètres mesurés et la discrimination n'ont pas été étudiées pour ces outils (2). L'outil IIMPS est facilement utilisable au lit du malade. La connaissance des paramètres les plus robustes et les plus discriminants pourra aider les cliniciens à mesurer la résistance à l'étirement du triceps. La fin de cette étude est prévue pour fin 2020.

#### **Bibliographie :**

1. 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.* 2017;24(7):981-e38.
2. 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.



## Effets du tapis roulant incliné sur la marche d'enfants atteints de paralysie cérébrale.

Raphaël Gross<sup>1,2</sup>, Dylan Cravec-Guegan<sup>3</sup>, Lorette Vinet<sup>3</sup>, Aurélie Sarcher<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Laboratoire d'Analyse du Mouvement, CHU de Nantes

<sup>2</sup> Laboratoire Motricité, Interactions, Performance (EA 4334), UFR STAPS, Nantes

<sup>3</sup> IFM3R (Institut Régional de Formation aux Métiers de la Rééducation et Réadaptation), Saint Sébastien sur Loire.

### Introduction :

La paralysie cérébrale (PC) est fréquemment responsable d'une marche de type « crouch gait » en excès de flexion des membres inférieurs. La faiblesse des extenseurs de hanche, de genou, et de cheville, associée à une rétraction des fléchisseurs de hanche et des ischio-jambiers contribue à la marche « crouch gait ». Le but de cette étude était de tester si, chez les enfants atteints de paralysie cérébrale marchant en « crouch gait », un entraînement sur tapis roulant incliné (montée) produirait des adaptations cinématiques et musculaires susceptibles de lutter contre l'excès de flexion.

### Méthodes :

10 enfants atteints de PC (forme bilatérale spastique) marchant en « crouch gait » et 12 enfants à développement typique ont été inclus. Les données cinématiques via système VICON® et électromyographiques ont été enregistrées pendant la marche sur sol standard, puis sur tapis roulant à 3 niveaux de pente (0, 7°, 12°), et enfin après un entraînement de 6 minutes à 7°. Deux sous-groupes ont été considérés selon que les enfants tenaient ou non les barres latérales du tapis pendant les acquisitions.

### Résultats :

Les amplitudes de mouvement de hanche et de genou diminuaient avec l'augmentation de pente. Le pic d'extension de genou en phase d'appui augmentait significativement avec la pente chez les enfants qui se tenaient aux barres uniquement. Les activations musculaires des muscles *gluteus maximus*, *vastus lateralis*, *semitendinosus*, et *soleus*, augmentaient avec la pente sur tapis roulant. Des différences étaient visibles en termes d'adaptation à la pente entre les enfants PC et les enfants DT.

### Discussion/Conclusion :

Une amélioration de l'extension de genou en phase d'appui est possible sur tapis roulant incliné si l'équilibre latéral est assuré grâce à l'aide des membres supérieurs, et l'activité des muscles antigravitaires est sollicitée par ce type d'exercice. La marche « crouch gait » pourrait donc être améliorée par un entraînement en pente.

✉

## Suivi longitudinal à long terme de la marche de 28 enfants avec paralysie cérébrale bilatérale

Alice Bonnefoy-Mazure<sup>1</sup>, Geraldo De Coulon<sup>2</sup>, Pierre Lascombes<sup>2</sup>, Stéphane Armand<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Laboratoire de Cinesiologie Willy Taillard, Hopitaux Universitaire de Genève et Université de Genève, Genève, Suisse.

<sup>2</sup> Département de pédiatrie orthopédique des enfants et des adolescents, Hopitaux Universitaire de Genève et Université de Genève, Genève, Suisse.

### Introduction :

L'évaluation des traitements chirurgicaux sur la marche des patients avec paralysie cérébrale bilatérale (PCB) est souvent réalisée dans le cadre d'études à court et moyen terme [1]. Cependant, il apparaît que les études à long terme sont de plus en plus importantes pour comprendre au mieux l'évolution de la marche de ces patients [2,3].

Le but de cette étude était donc d'évaluer l'évolution à long terme de la marche des patients avec PCB ayant bénéficié ou non d'une chirurgie multi-étagée (CME).

#### **Matériel et Méthodes :**

Vingt-huit patients (GMFCS I-III) avec deux analyses quantifiées de la marche (AQM) ont été inclus avec une durée moyenne de 10,5 ans (âge moyen AQM1: 9,0 (2,9) et AQM2: 19,6 (4,1) ans). Le GDI, la vitesse de marche et leurs évolutions (gains) ont été calculés. Un test.t a été utilisé pour comparer ces valeurs objectives entre les AQM. Les corrélations de Pearson ont été utilisées pour évaluer les associations entre : gains du GDI et de vitesse de marche avec leurs valeurs de référence. Le GDI et la vitesse de marche ont été analysés spécifiquement pour deux groupes de patients : avec (18 patients) et sans CME (10 patients).

#### **Résultats :**

Indépendamment du traitement, le GDI était significativement plus élevé à l'AQM2 (référence : 73,1 (13,1) vs. suivi : 80,1 (13,2),  $p = 0,014$ ). Des corrélations significatives ont été trouvées entre le gain du GDI ( $r = -0,52$ ,  $p = 0,004$ ) et de vitesse avec leurs valeurs à AQM1 ( $r = -0,70$ ,  $p < 0,001$ ). En ce qui concerne le traitement, seule une amélioration significative du GDI a été observée chez les patients avec CME (AQM1: 69,0 (12,1) vs AQM2: 77,8 (11,2),  $p < 0,05$ ).

#### **Discussion et Conclusion :**

L'analyse longitudinale n'a pas montré de changement de la marche pour les patients sans CME et une amélioration pour les patients avec CME.

#### **Bibliographie :**

- [1] Opheim et al., *Developmental medicine and child neurology*, 51(5), 2009
- [2] Dreher et al., *Developmental medicine and child neurology*, 60(1), 2018
- [3] Svehlik et al., *The bone & joint journal*, 98-B(2), 2016



## **Evaluation de l'utilisation de rapports d'Analyse Quantifiée de la Marche par les professionnels de santé : application aux patients amputés de membre inférieur**

Sophie Persine<sup>1,2</sup>, Christophe Gillet<sup>1</sup>, Françoise Anceaux<sup>1</sup>, Sébastien Leteneur<sup>1</sup>, Jennifer Bassement<sup>1</sup>, Frédéric Charlate<sup>2</sup>, Emmanuel Knapen<sup>2</sup>, David Brassart<sup>2</sup>, Emilie Simoneau<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Université Polytechnique Hauts-de-France, LAMIH - UMR CNRS 8201

<sup>2</sup> Centre Jacques Calvé, Fondation Hopale

#### **Introduction :**

L'Analyse Quantifiée de la Marche (AQM) est un examen produisant des paramètres biomécaniques permettant de répondre à des besoins cliniques. Il permet d'améliorer les prises en charge thérapeutiques par une identification précise des causes des défauts de marche [1].

La variabilité des données et leur difficulté d'interprétation sont les principales limites de cet examen. En appareillage, il est important de discerner les défauts de marche dus au réglage de la prothèse de ceux dus à un défaut d'utilisation, ou aux capacités physiques du patient. Mettre en relation des données cliniques et des données d'AQM est une tâche difficile, limitant parfois leur utilisation [2]. L'objectif de cette étude est d'évaluer l'utilisation d'un rapport classique d'AQM par le personnel médical et paramédical, puis d'évaluer un rapport spécifique du patient amputé.

#### Matériel et Méthodes :

Deux rapports d'AQM ont été évalués par 34 professionnels de santé au moyen du questionnaire d'utilisabilité « System Usability Scale » (SUS) : l'un « classique » (RC) réalisé de façon standard ; l'autre spécifique (RS) au patient amputé.

#### Résultats :

Sur l'ensemble des répondants, le score SUS du RC est nettement inférieur au RS (32,1/100±17,1 vs 71,9/100±13,8, Figure 1). La fréquence d'utilisation a été évaluée en moyenne à 2,3/5 (RC) et 3,6/5 (RS), la facilité à 1,8/5 (RC) et 3,7/5 (RS), la rapidité à 2,0/5 (RC) et 3,9/5 (RS).

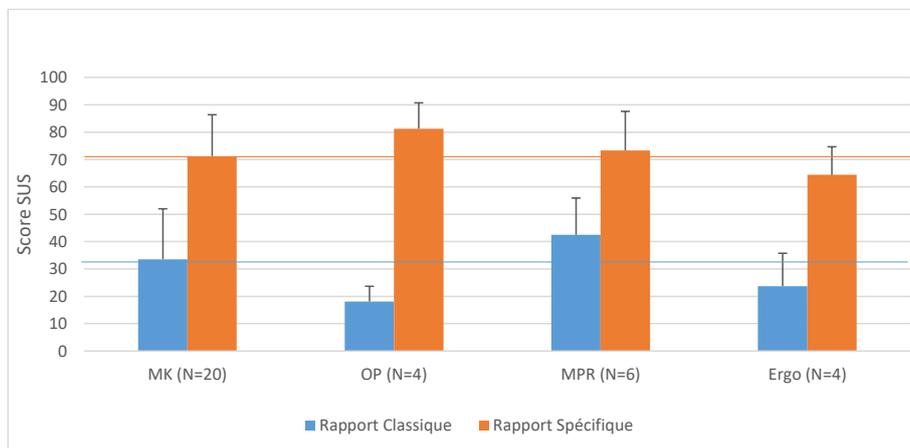


Figure 1. Evaluation de l'utilisation de 2 rapports d'AQM par différents professionnels de santé. Histogramme des moyennes du score SUS (compris entre 0, très peu utilisé, et 100 utilisation importante) des répondants : Masseurs-Kinésithérapeutes (MK), Orthoprothésistes (OP), Médecins rééducateurs (MPR) et Ergothérapeutes (Ergo).

#### Discussion et Conclusion :

Le score SUS du RC confirme la difficulté pour les cliniciens à exploiter les données de l'AQM pour leur pratique courante. Le RS, plus court, synthétique et spécifique à la pathologie du patient, semble répondre davantage aux attentes des cliniciens, et ce quel que soit la profession.

#### Bibliographie :

[1] HAS, *Analyse tridimensionnelle de la marche sur plateforme de force*, 2006.

[2] S.Armand, *Analyse Quantifiée de la Marche : extraction de connaissances à partir de données pour l'aide à l'interprétation clinique de la marche digitigrade*, Thèse de Doctorat, Université de Valenciennes, 2005.

## Evaluation de la récupération fonctionnelle après prothèse totale de la hanche à partir du test Timed-Up and Go instrumenté

X. Gasparutto<sup>1</sup>, M. Gueugnon<sup>2</sup>, D. Laroche<sup>2</sup>, D. Hannouche<sup>3</sup>, S. Armand<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Laboratoire de Cinésiologie Willy Taillard, Hôpitaux Universitaires de Genève et Université de Genève, Genève, Suisse

<sup>2</sup> INSERM, CIC 1432, Centre d'Investigation Clinique, Module Plurithématique, Plateforme d'Investigation Technologique, Dijon, France ; CHU Dijon-Bourgogne, Dijon, France

<sup>3</sup> Département de chirurgie, Service de chirurgie orthopédique et traumatologie de l'appareil moteur, Hôpitaux Universitaires de Genève et Université de Genève, Genève, Suisse

### Introduction :

L'arthrose de hanche est une pathologie dégénérative entraînant une diminution de la fonction [1]. Bien qu'améliorée par la chirurgie d'une prothèse totale de hanche (PTH), cette fonction n'est que partiellement récupérée [2]. L'étude approfondie de la récupération fonctionnelle post-chirurgie permettrait d'identifier les déficits résiduels et ainsi guider une rééducation personnalisée. Bon indicateur de la fonction [3], le test Timed-Up and Go (TUG) est couramment utilisé en milieu clinique. L'analyse de ses sous-tâches a notamment permis d'identifier des déficits spécifiques à certaines populations [4]. L'objectif de cette étude est d'évaluer quelles sous-tâches présentent les déficits les plus importants pré et post-PTH.

### Matériel et Méthodes. Résultats :

Soixante-et-onze patients nécessitant la pose d'une PTH et 55 contrôles ont participé à l'étude. Le mouvement des participants a été mesuré par un système opto-électronique avant et 6 mois post-chirurgie. Le TUG le plus rapide parmi 3 a été sélectionné. Les paramètres analysés étaient le temps des sous-tâches et des paramètres cinématiques identifiés par une analyse en composante principale. Les sous-tâches avec, en moyenne, le plus large déficit pré et post-chirurgie étaient le lever de chaise et la marche (Figure 1). Le demi-tour présentait le moins de déficit. Une large variabilité inter-patient a été observée sur l'ensemble des sous-tâches.

### Discussion et Conclusion :

Cette étude a permis de montrer que l'amélioration fonctionnelle après PTH n'était pas homogène. Le déficit résiduel sur le lever pourrait être lié à une faiblesse des extenseurs du membre inférieur chez les patients PTH [5] et le déficit à la marche à une fonction réduite des abducteurs de hanches [6] chez ces patients. Cette étude souligne également une large variabilité entre les patients. La mise en place d'un système d'analyse du TUG en sous-tâches à l'aide de centrales inertielle pourrait permettre d'identifier les déficits spécifiques d'un patient et ainsi guider sa rééducation.

### Bibliographie

- [1] Liu et al., Int J Clin Exp Med, 8(1), 2015.
- [2] Viissers et al., Physical Therapy, 91(5), 2011.
- [3] Gandhi et al., Clin Rheumatol, 28, 2009.
- [4] Cimolin et al., J of Electro and Kin, 44, 2019.
- [5] Judd et al., Disabil Rehabil, 36(4), 2014.
- [6] Cinnamon et al., Clinical Biomechanics, 67, 2019.

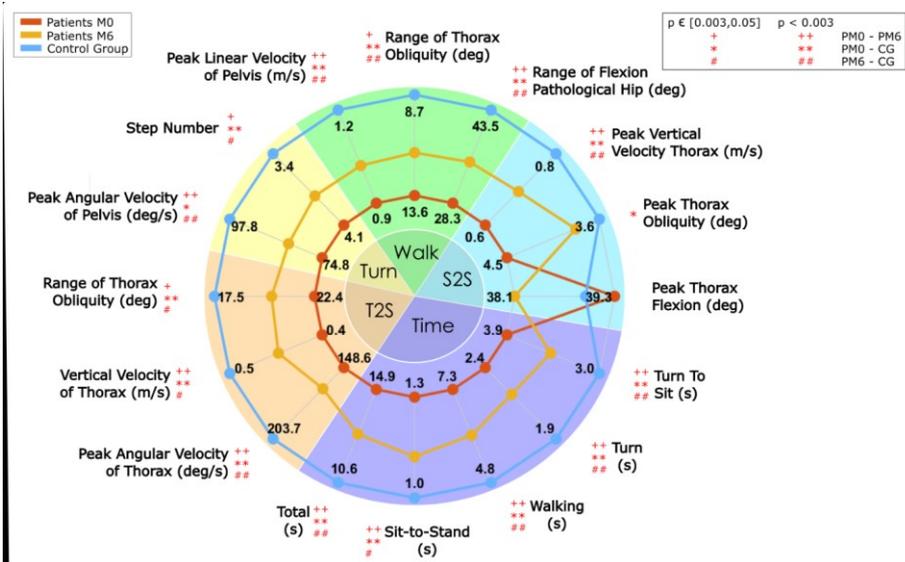


Figure 1: Paramètres du TUG des patients (avant et 6 mois post-chirurgie) et du groupe contrôle pour chaque phase : lever de chaise (S2S), marche (Walk), demi-tour (Turn) et demi-tour assis (T2S). Le groupe PM0 correspond aux patients en avant chirurgie, le groupe PM6 aux patients 6 mois après chirurgie et le groupe CG au groupe contrôle.

## Répétabilité intersession de la pose des marqueurs et impact sur la variabilité de la cinématique durant la marche

Omar Galarraga<sup>1</sup>, Adrien Le Saux<sup>1</sup>, Mathieu Lempereur<sup>2</sup>, Florent Moissenet<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Centre de réadaptation de Coubert, UGECAM Île-de-France, Coubert, France.

<sup>2</sup> LaTIM INSERM U1101, CHRU de Brest, Brest, France

<sup>3</sup> Laboratoire de cinésiologie Willy Taillard, Université de Genève, Genève, Suisse

### Introduction :

Les tests de reproductibilité dans l'analyse quantifiée de la marche (AQM) sont laborieux car nécessitent la réalisation de plusieurs sessions impliquant plusieurs participants et opérateurs [1]. Dans une optique de simplification, l'objectif de ce travail était de trouver une relation entre la variabilité de la pose des marqueurs et la variabilité de la cinématique à la marche.

### Matériel et Méthodes :

3 adultes sans pathologie et 2 opérateurs expérimentés ont participé à l'étude. Chaque sujet a eu 3 sessions regroupant 5 passages de marche avec chaque opérateur, utilisant le même protocole. Au début de chaque session, un enregistrement statique a été réalisé. Les marqueurs des différentes positions statiques ont été superposés [2] et leur variabilité a été calculée par écarts-quadratiques intersession. La variabilité intersession de la cinématique a été également calculée suivant [3]. Une analyse des corrélations entre la variabilité de pose des marqueurs et la variabilité cinématique a enfin été réalisée.

### Résultats :

Les distances moyennes des marqueurs des différentes positions statiques superposées ont oscillé entre 0,71 cm (sacrum) et 1,68 cm (avant-pied), avec une variabilité plus grande sur l'axe antéro-postérieur ( $x$ ). Une forte corrélation a notamment été retrouvée entre la variabilité de pose de l'épicondyle latéral et la rotation de hanche (Figure 1).

### Discussion et Conclusion :

Le lien entre les variabilités de la pose de ce marqueur et de la rotation de hanche est en cohérence avec la littérature [4]. Les autres liens forts retrouvés ne sont pas directs dans le modèle cinématique et semblent plus être une coïncidence. A défaut de contrainte sur la posture en statique, cette technique de superposition devrait prendre en compte d'autres corrections pour pouvoir comparer les positions des pieds en intersession.

### Bibliographie :

- [1] Schwartz et al., Gait Posture, 20(1), 2004.
- [2] Osis et al., CMBBE, 18(10), 2015.
- [3] Chia et Sangeux, Gait Posture, 56(1), 2017.
- [4] Baker, Measuring Walking, 2013.



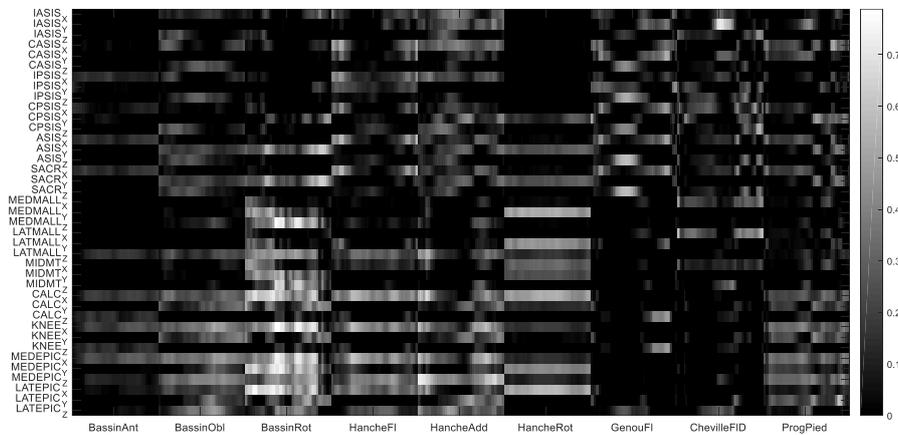


Figure 1. Corrélations entre la variabilité de la pose des marqueurs et la variabilité des variables cinématiques. Plus la cellule est claire, plus la corrélation tend vers 1 (forte corrélation). Plus la cellule est sombre, plus la corrélation tend vers 0 ou est négative, donc les variabilités ne sont pas proportionnelles. IASIS, CASIS et ASIS correspondent respectivement aux épines iliaques antérieures homolatérale, controlatérale et le milieu entre les deux. IPSIS, CPSIS et SACR sont les épines iliaques postérieures. MedMall et LatMall sont respectivement les malléoles médiale et latérale. MidMT et Calc correspondent à l'avant et l'arrière-pied. MedEpic et LatEpic correspondent aux médial et latéral épicondyles du genou et Knee leur centre.

✉

## Impact du choix des marqueurs sur la précision de détection des événements de marche chez les sujets sains et pathologiques

Marie Freslier<sup>1</sup>, Florent Moissenet<sup>2</sup>, Sailee Sansgiri<sup>3</sup>, Rosa Visscher<sup>3</sup>, Reinald Brunner<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Laboratoire d'Analyses du Mouvement, Hôpital Universitaire pour Enfants des deux Bâle, Suisse

<sup>2</sup> Laboratoire de cinésiologie, Université de Genève, Genève, Suisse

<sup>3</sup> Institut de Biomécanique, Ecole Polytechnique de Zurich, Suisse

<sup>4</sup> Neuroorthopédie, Hôpital Universitaire pour Enfants des deux Bâle, Suisse

### Introduction :

Lorsque les données des plateformes de force ne sont pas disponibles, les algorithmes de détection du contact initial (FS) et final (FO) du pied au sol s'appuient essentiellement sur la position, vitesse ou accélération d'un nombre réduit de marqueurs du talon et/ou de l'avant-pied [1]. Avec l'essor des modèles cinématiques du pied, de nouveaux marqueurs pourraient être utilisés. L'impact du choix et de la localité des marqueurs employés sur la précision de détection n'est cependant pas connu. L'objectif de cette étude était donc de présenter une cartographie de l'erreur de détection en fonction du marqueur employé.

### Matériel et Méthodes :

30 sujets sains et 50 sujets hémiparétiques ayant eu une analyse quantifiée de la marche avec enregistrement des trajectoires 3D d'un jeu de marqueurs cutanés réfléchissants (CGM 1.0 additionné de 2 marqueurs sur l'arrière-pied, 5 sur l'avant-pied et 1 sur le gros orteil) et des forces de réaction au sol (FRS) ont été sélectionnés rétrospectivement. Pour chaque sujet, un cycle de marche pour chaque jambe a été extrait. Les événements FS et FO ont alors été déterminés à partir de la vitesse sagittale de chaque marqueurs du pied à l'aide de l'algorithme de Ghoussayni [2] puis comparés aux valeurs de références issues de la FRS verticale [1].

#### Résultats :

		Heel	Talus proximal	Sinus tarsi	Ankle	Prox. Meta. I	Prox. Meta. V	Cunéiforme	Distal Meta. I	Distal Meta. V	Distal Meta. II	Hallux
FS moy. ±DS (frame)	Sujets sains	-3 ± 2	-2 ± 3	5 ± 5	1 ± 4	8 ± 4	3 ± 4	8 ± 5	11 ± 5	7 ± 5	10 ± 5	14 ± 6
	Hémi. côté sain	-2 ± 4	-1 ± 4	3 ± 5	1 ± 4	5 ± 5	2 ± 5	5 ± 5	7 ± 6	6 ± 6	7 ± 6	11 ± 8
	Hémi. côté atteint	1 ± 5	0 ± 4	1 ± 4	1 ± 4	1 ± 4	0 ± 4	1 ± 4	2 ± 5	0 ± 4	1 ± 4	5 ± 5
FO moy. ±DS (frame)	Sujets sains	-24 ± 9	-26 ± 10	-24 ± 10	-24 ± 10	-15 ± 6	-18 ± 7	-18 ± 7	-7 ± 4	-10 ± 4	-7 ± 4	-2 ± 2
	Hémi. côté sain	-28 ± 11	-24 ± 9	-20 ± 8	-24 ± 9	-13 ± 7	-15 ± 6	-14 ± 7	-6 ± 3	-8 ± 4	-5 ± 3	-3 ± 3
	Hémi. côté atteint	-26 ± 10	-22 ± 9	-18 ± 8	-22 ± 9	-11 ± 5	-14 ± 7	-12 ± 6	-4 ± 3	-6 ± 5	-4 ± 4	1 ± 3

Tableau 1 : Différences en frames (à 300Hz) entre les événements estimés pour chaque marqueur et les valeurs de référence issues de la plateforme de force (>0 : retard)

#### Discussion et Conclusion :

Nos résultats illustrent l'impact du choix des marqueurs dans la précision de détection des événements de marche. Ces données pourraient être utiles pour affiner des algorithmes basés sur l'apprentissage [3] ou pour optimiser le placement de capteurs tels que les centrales inertielles. Il sera cependant intéressant de compléter cette étude par l'adjonction d'autres pathologies, ainsi que d'autres algorithmes de détection.

#### Bibliographie :

- [1] D.A. Bruening et al., Gait Posture, 39, 2017
- [2] S. Ghoussayni et al., Gait Posture, 20, 2004
- [3] M. Lempereur et al., J Biomech, in press, 2019

## L'étendue de l'activité corticale EEG : un outil pour l'évaluation du patient AVC chronique

Célia Pinto<sup>1</sup>, Alexandre Chalard<sup>1</sup>, David Gasq<sup>1,2</sup>, David Amarantini<sup>1</sup>

<sup>1</sup> ToNIC, Toulouse NeuroImaging Center, Université de Toulouse, Inserm, UPS, France.

<sup>2</sup> Explorations Fonctionnelles Physiologiques, CHU de Toulouse, France.

### Introduction :

L'accident vasculaire cérébral (AVC) entraîne une altération de la fonction motrice largement documentée dans la littérature [1]. En complément des tests réalisés au niveau périphérique en pratique clinique, l'évaluation de ces déficits pourrait bénéficier de l'étude des activations cérébrales par électroencéphalographie (EEG). L'objectif de cette étude était d'évaluer la réorganisation de l'activité corticale lors de mouvements actifs chez des patients en post-AVC.

### Matériel et Méthodes :

La cinématique du membre supérieur et l'activité EEG ont été enregistrées chez seize sujets hémiparétiques chroniques et neuf sujets contrôles au cours d'extensions active du coude. La localisation, l'amplitude et l'étendue de la désynchronisation EEG calculées au niveau du cortex sensori-moteur dans la bande bêta ( $\beta$ , 15-35 Hz) ont été comparées entre les deux groupes à l'aide de t-tests indépendants. L'étendue représentait le pourcentage d'électrodes EEG qui, adjacentes à celle présentant la plus grande désynchronisation  $\beta$ , désynchronisaient de manière équivalente.

### Résultats :

L'amplitude d'extension de coude était inférieure chez les patients comparativement aux contrôles (60,4 vs. 95,5,  $p < 0,05$ ), associée à une plus faible désynchronisation  $\beta$  (-0,82 vs. -1,83,  $p < 0,05$ ; Figure 1.a). Cette dernière était maximale en FC2 chez les patients et en C3 chez les contrôles (Figure 1.b). Les patients présentaient une étendue de désynchronisation  $\beta$  de 98% autour de FC2 contre 88% chez les contrôles autour de C3 ( $p < 0.05$ ; Figure 1.c).

### Discussion et Conclusion :

L'évaluation de l'activité corticale lors d'extensions du coude chez des patients en post-AVC a mis en évidence l'étendue de l'activation cérébrale comme un biomarqueur de la plasticité cérébrale associée à la perte de fonction motrice. Avec l'amplitude et la localisation de la désynchronisation cérébrale  $\beta$ , ce marqueur pourrait être pertinent dans le suivi des interventions thérapeutiques favorisant la récupération motrice en post-AVC.

### Bibliographie :

[1] Gracies., Muscle Nerve, 31(5), 2005.



## **Etude comparative de méthodes de calibrage des repères segmentaires des membres inférieurs pour l'analyse du mouvement avec centrales inertielles (IMU).**

Léonie Pacher<sup>1,2</sup>, Laetitia Fradet<sup>1</sup>, Christian Chatellier<sup>2</sup>, Rodolphe Vauzelle<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Robotique, Biomécanique, Sport, Santé, Institut PPrime, UPR 3346 CNRS-Université de Poitiers, Futuroscope, France

<sup>2</sup> Equipe SYstèmes et réseaux de COMmunications Optique et Radio, Institut XLIM UMR CNRS 7252, Futuroscope, France

### **Introduction ;**

Pour obtenir la cinématique articulaire à partir d'IMUs, il est nécessaire de connaître l'orientation des repères des IMUs relativement au repère des segments sous-jacents. Dans la littérature, pour y parvenir, les méthodes statique [1], anatomique [2] et fonctionnelle [3] sont proposées. Cette étude propose de comparer ces différentes méthodes pour les membres inférieurs.

### **Matériel et Méthodes :**

Après l'acquisition d'une posture statique de référence (S), huit sujets ont effectué des mouvements fonctionnels composés de squats (Fml), rotations de la jambe complète (F1<sub>1</sub>), abductions de jambe (Fap) et rotations du tibia (F1<sub>2</sub>) ainsi qu'une marche. Un dispositif développé au laboratoire a permis de calibrer anatomiquement l'axe longitudinal du bassin (Al). Les axes définis à l'aide de ces approches ont été combinés pour définir les repères segmentaires dans les repères des IMUs. Pour la marche, l'erreur quadratique moyenne (RMSE) a été calculée entre la cinématique obtenue avec les IMUs et celle obtenue par une méthodologie de référence basée sur un système optoélectronique (Vicon, Oxford, UK). Un test de Wilcoxon a été appliqué aux RMSEs pour comparer les méthodes.

### **Résultats :**

Pour l'antéversion du bassin, les méthodes Al+Fml et S sont significativement différentes de Fml+Fap (Figure 1). Pour la flexion de hanche, les méthodes Fml+F1<sub>1</sub> et S sont significativement différentes de la méthode Fml+Fap. La méthode S est significativement différente de S+Fml pour la dorsiflexion de cheville.

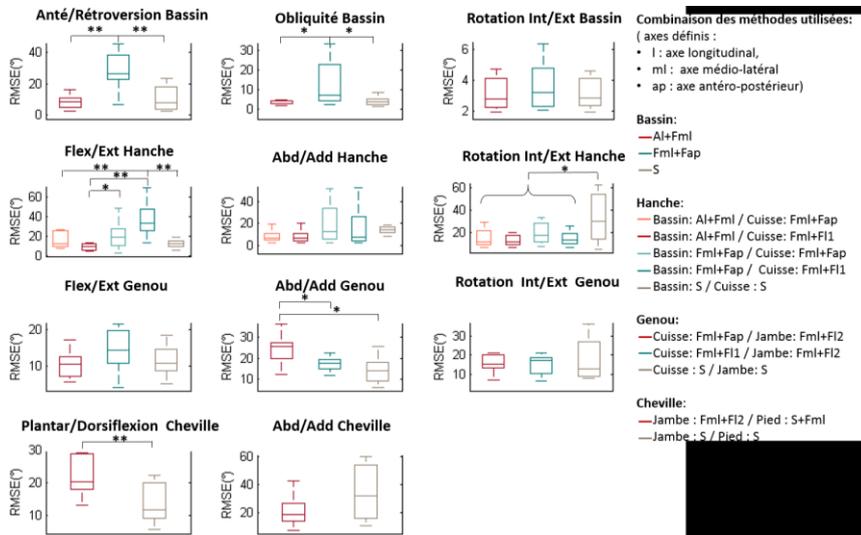


Figure 1. Erreur moyenne quadratique (RMSE) entre la cinématique de marche calculée par les IMUs et le système optoélectronique pour les huit sujets. Chacune des combinaisons de méthodes utilisées pour définir les repères segmentaires sont présentées de couleur différente (\* :  $p < 0.05$ , \*\* :  $p < 0.01$  au test de Wilcoxon).

#### Discussion et Conclusion :

L'utilisation d'un dispositif anatomique pour le calibrage de l'axe longitudinal du bassin semble réduire les erreurs de cinématique du bassin et de la hanche. Pour le genou et la cheville, pour nos sujets non-pathologiques, les mouvements fonctionnels ne semblent pas offrir de supériorité par rapport à la méthode statique. Ces pré-résultats doivent être confirmés.

#### Bibliographie :

- [1] E. Palermo et al., Gait Posture 38, 2013
- [2] P. Picerno et al., Gait posture 28, 2008
- [3] K. J. O'Donovan et al., J. Biomech 40, 2007



### Une méthode pour généraliser l'analyse temps-fréquence du mouvement humain à des performances motrices présentant une importante variabilité inter-essais en matière de durée.

Maxime Fauvet<sup>1</sup>, Sylvain Cremoux<sup>2</sup>, Alexandre Chalard<sup>1</sup>, Joseph Tisseyre<sup>1</sup>, David Gasq<sup>1,3</sup>, David Amarantini<sup>1</sup>

<sup>1</sup> ToNIC, Toulouse NeuroImaging Center, Université de Toulouse, Inserm, France

<sup>2</sup> CerCo, Centre de Recherche Cerveau et Cognition, Université de Toulouse, CNRS, France

### **Introduction :**

En contrôle moteur, l'analyse temps-fréquence des signaux électrophysiologiques repose sur des essais répétés de durée équivalente [1]. Cette contrainte limite l'application lorsque les enregistrements présentent une variabilité inter-essais importante en matière de durée. Nous proposons une procédure permettant de lever ce verrou méthodologique et d'adapter l'analyse temps-fréquence à des signaux provenant d'essais de durée différente. Cette procédure est illustrée par une analyse de cohérence entre i) des signaux simulés et ii) des signaux électromyographiques (EMG) et électroencéphalographiques (EEG) enregistrés lors de mouvements actifs chez un patient cérébrolésé.

### **Matériel et Méthodes :**

Trente paires de signaux de durées différentes ayant des composantes à 10 et 30 Hz ont été simulés ; l'EMG du triceps brachial et l'EEG de l'électrode C3 ont été enregistrés lors de vingt extensions du coude chez un patient en post-AVC. Une procédure de normalisation conservant les propriétés fréquentielles du signal, consistant en un réalignement puis un ré-échantillonnage de chacun des signaux, a été développée puis appliquée aux données simulées et expérimentales. L'amplitude de la cohérence entre les paires de signaux, simulés et expérimentaux, a été calculée dans le domaine temps-fréquence [2], avant et après normalisation.

### **Résultats :**

L'analyse des données simulées (Figure 1, A-B) montre une amélioration de l'estimation de la cohérence calculée dans le domaine temps-fréquence suite à l'application de la procédure de normalisation. L'absence de normalisation entre les signaux EMG et EEG altère la quantification temps-fréquence de la cohérence, à la fois en matière d'amplitude et de précision, notamment ~30 Hz (Figure 1, C-D).

### **Discussion et Conclusion :**

La procédure de normalisation proposée améliore la quantification de la cohérence calculée dans le domaine temps-fréquence. Sa généralisation permet de l'appliquer à des mesures répétées lorsque la variabilité inter-essais est importante.

### **Bibliographie**

- [1] Cremoux et al. *Eur. J. Neurosci.*, 46(4), 1991-2000.
- [2] Bigot et al. *Neuroimage*, 55(4), 1504-18.

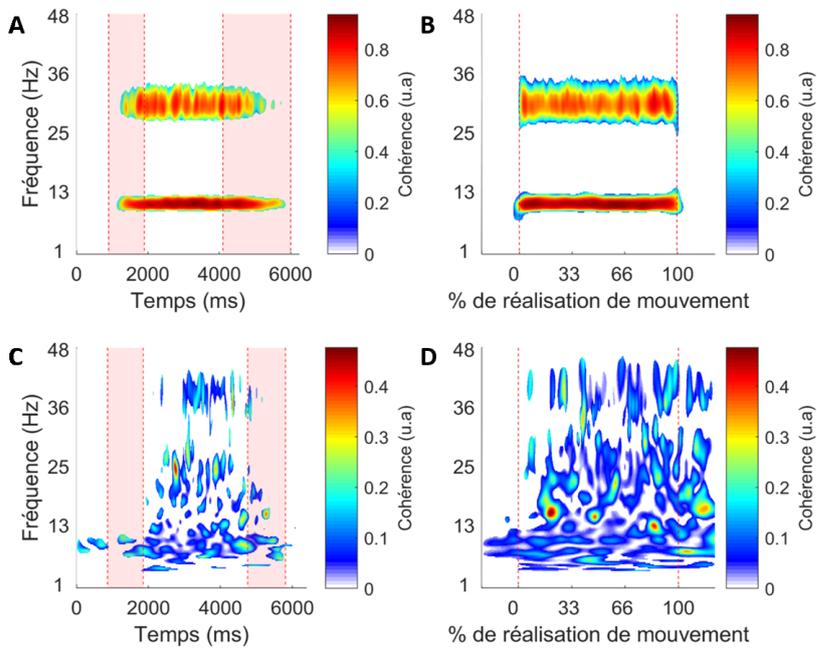


Figure 1 : Quantification de la cohérence entre deux signaux simulés (en haut) et entre l'EMG du triceps et l'EEG sous C3 d'un patient cérébro-lésé (en bas) avec ou sans procédure de normalisation (respectivement, à gauche et à droite). Les rectangles rouges illustrent la différence de longueur des signaux avant la procédure de normalisation

✉

## Cinématique d'une forme ultra-courte de Taiji Quan chez le sujet sain : méthodologie

Patrick Salvia<sup>1</sup>, Claudia Huaranca<sup>1</sup>, Stéphane Armand<sup>2</sup>, Véronique Feipel<sup>1</sup>, Xavier Gaspararutto<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Laboratoire d'Anatomie, Biomécanique et Organogenèse, Bruxelles

<sup>2</sup> Laboratory of Kinesiology Willy Taillard, Genève

### Introduction :

Le Taiji Quan (TQ), art martial chinois dit 'interne', est une pratique physique qui repose sur des principes fondateurs associant relâchement et étirements actifs, coordination inter segmentaire, enracinement, stabilité posturale et dynamique [1], ainsi qu'une approche sensorielle et cognitive dans une relation corps-esprit. Il se caractérise par des mouvements lents et fluides reliant plusieurs postures appelées une forme. L'objectif de cette étude a été d'analyser la cinématique 3D d'une forme ultra courte de TQ (UCTQ) pour identifier des paramètres biomécaniques, comme des descripteurs du centre de masse (CM), caractérisant les

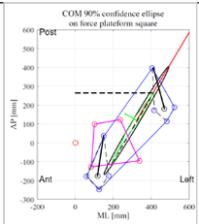
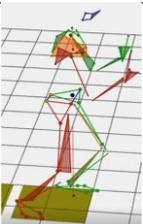
principes de fluidité et de stabilité afin de proposer une méthodologie à visée thérapeutique dans le cadre du bien-être des patients.

**Matériel et Méthodes :**

Vingt-deux adultes, répartis en 2 groupes (11 instructeurs (60.5 ans) et 11 participants (61 ans) ont été équipés de 63 marqueurs réfléchissants pour une application d'un modèle « Corps complet » afin de calculer le centre de masse du participant. Une plateforme de force (AMTI) permet le calcul des centres de pression. En plus de l'acquisition de 3 répétitions de la forme UCTQ, une mesure de la balance posturale les yeux ouverts et fermés a été acquise. Pour évaluer la stabilité dynamique, le calcul d'une force de stabilisation a été appliqué [2]. La fluidité des mouvements a été analysée par le jerk, dérivée de l'accélération du CM [3]. Les différences entre les groupes et entre les répétitions ont été évaluées par une ANOVA II pour modèle mixte.

**Résultats :**

Entre les groupes, aucune différence significative n'a été observée pour les tâches d'équilibre statique et pour les valeurs de la force de stabilisation. A l'inverse, soulignons les différences significatives pour la RMSE du jerk ( $p = 0.01$ ) témoignant d'une meilleure fluidité du mouvement pour le groupe instructeur.

	
<p>Graphique individuel représentant la position finale du bassin (magenta), l'orientation (rouge) et la trajectoire/déplacement (vert) du CM,</p>	<p>Posture « pousser » reconstruite et visualisée dans MOKKA</p>

**Discussion et Conclusion :**

Grâce à une méthodologie complète, cette étude a permis d'identifier des paramètres posturaux et biomécaniques, liés au centre de masse, représentatifs d'une pratique avancée du Taiji Quan. La forme UCTQ pourrait être utilisée comme base d'exercice chez personnes âgées pour évaluer les bénéfices de l'activité et du bien vieillir.

**Bibliographie**

[1] Hof et al., J. Biomech, 38: 1-8, 2005  
 [2] Duclos et al., J Biomech, 42: 379-382, 2009  
 [3] Hogan et al., J Motor Behaviour, 41(6): 529-534, 2009  
 [4] Wu et al., J Am Geria Soc, 64(10), 2016.



## Comportement du tronc à la marche dans la scoliose idiopathique de l'adolescent

Sébastien Pesenti<sup>1</sup>, Vincent Pomeroy<sup>1</sup>, Guillaume Authier<sup>1</sup>, Elke Viehweger<sup>1</sup>, Christophe Boulay<sup>1</sup>, Jean-Luc Jouve<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Orthopédie infantile, Timone Enfants, Aix Marseille Université, Marseille

### Introduction :

Bien que la radiographie standard soit la méthode d'évaluation habituelle de la déformation rachidienne dans la scoliose idiopathique de l'adolescent, le fait qu'elle soit réalisée dans une position contrainte et dans un environnement restreint ne permet qu'une analyse incomplète de la mobilité du tronc. De fait, le fonctionnement rachidien des adolescents porteurs d'une scoliose idiopathique reste à ce jour mal connu. L'objectif de notre étude était de comparer les mouvements du tronc à la marche chez les patients scoliotiques à une population saine grâce à l'analyse quantifiée du mouvement (AQM)

### Matériel et Méthodes :

Nous avons inclus des patients Avec une courbure thoracique droite (Lenke 1 et 2) pour lesquels une correction chirurgicale était planifiée. La veille de l'intervention, des radiographies standard étaient pratiquées ainsi qu'une AQM. Parmi les différents paramètres évalués, le SVA (Dyn-SVA), la rotation de la ligne des épaules (Dyn-E rotation) et du bassin (Dyn-B rotation) et l'angle acromion-pelvis (Dyn-APA) étaient évalués. Les patients scoliotiques étaient comparés à une cohorte de 25 volontaires sains du même âge.

### Résultats :

Un total de 57 patients ont été inclus (15 ans, angle de Cobb moyen : 55°). Les patients avaient un Dyn-SVA moins antérieur (47 vs 63 mm,  $p=0,01$ ). Le Dyn-APA et le Dyn-E rotation étaient négatifs (respectivement -6.4 vs -0.8° and -7.5 vs -0.4°,  $p<0,001$ ), signifiant que les épaules étaient tournées vers la gauche tout au long du cycle de marche. En revanche, le bassin était d'avantage tourné vers la droite (1,1 vs -0,5,  $p=0,03$ ). Il n'y avait pas de corrélation statistique entre l'angle de Cobb radiographique et les anomalies AQM.

### Discussion et Conclusion. :

Il s'agit de l'une des plus grandes séries rapportant les résultats d'AQM chez des adolescents porteurs d'une scoliose idiopathique. Nous avons démontré que la marche était perturbée chez ces patients, avec une diminution de l'inclinaison du tronc vers l'avant et de nombreuses anomalies du plan transversal. Les anomalies de la marche n'étaient pas corrélées aux paramètres radiographiques, signifiant que la radiographie standard ne permettait qu'une analyse partielle de ces patients.

## Corrélation entre la dynamique sagittale du tronc et le freinage précoce de la dorsiflexion au cours de la marche chez des enfants atteints de paralysie cérébrale.

Jonathan Pierret<sup>1,2</sup>, Sébastien Caudron<sup>1</sup>, Jean Paysant<sup>1,2</sup>, Christian Beyaert<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>EA 3450 – Développement, Adaptation et Handicap, Université de Lorraine, Nancy, France

<sup>2</sup>Institut Régional de Médecine Physique et de Réadaptation, UGECAMNE, Nancy, France

### Introduction :

Chez les enfants atteints de paralysie cérébrale (PC), le freinage précoce de la dorsiflexion lors de la marche pourrait être lié à la dynamique sagittale du tronc, puisque l'action des fléchisseurs plantaires en début d'appui contribue à ralentir l'abaissement et l'avancée du tronc [1]. Chez des enfants avec PC, traités par une rééducation axiale accentuée (RAA) améliorant le contrôle postural du tronc [2], nous faisons l'hypothèse qu'il existe, en début d'appui, (i) une corrélation entre le pic de puissance négative de cheville et le pic de décélération verticale du sacrum et antérieure du thorax et (ii) une réduction de ces variables après RAA.

### Matériel et Méthodes :

17 enfants PC (8 ans, +/- 2.4), hémiparétiques (n=) et diparétiques (n=), GMFCS I (n=) et II (n=), ont réalisé en cross-over deux phases successives de 3 mois, l'une comportant une rééducation habituelle (RH), l'autre une RAA, impliquant fortement les segments axiaux dont le tronc. Une analyse quantifiée de la marche était réalisée avant et après chaque période de rééducation. Des corrélations ont été réalisées entre le pic de puissance de cheville en début d'appui et la cinétique du thorax et du sacrum. Une ANOVA à mesure répétée comparait l'effet de la rééducation sur les pics d'accélération antéro-postérieure et verticale du thorax et du sacrum en début d'appui.

### Résultats :

Les corrélations entre le pic de puissance de cheville et chacun des pics d'accélération ainsi que la vitesse de marche normalisée, sont présentées dans le tableau 1.

	Evaluation Initiale				Evaluation n°2				Evaluation n°3			
	Groupe 1		Groupe 2		Groupe 1 après RAA		Groupe 2 après RH		Groupe 1 après RH		Groupe 2 après RAA	
	Valeurs	R <sup>2</sup>	Valeurs	R <sup>2</sup>	Valeurs	R <sup>2</sup>	Valeurs	R <sup>2</sup>	Valeurs	R <sup>2</sup>	Valeurs	R <sup>2</sup>
$\bar{a}$ AP thorax (m/s <sup>2</sup> )	-3,2 (1,3)	<b>0,6</b>	-2,9 (0,8)	<b>0,44</b>	-2,1 (0,7)*	<b>0,41</b>	-3,1 (0,8)	<b>0,38</b>	-2,6 (0,8)	<b>0,57</b>	-2,2 (0,7)* †	<b>0,51</b>
$\bar{a}$ Z thorax (m/s <sup>2</sup> )	4 (1,6)	<b>0,66</b>	4,1 (1,6)	<b>0,53</b>	3,5 (1,1)	<b>0,48</b>	3,7 (2,1)	<b>0,45</b>	3,2 (0,7)	0,34	3 (0,5)	<b>0,51</b>
$\bar{a}$ AP sacrum (m/s <sup>2</sup> )	-3,3 (1,5)	0,13	-4,1(1,1)	0,24	-3,4 (2,2)	0,06	-4,3 (1,8)	0,29	-4,3 (0,8)	0,06	-5 (2,1)	0,12
$\bar{a}$ Z sacrum (m/s <sup>2</sup> )	8,5 (3,7)	<b>0,82</b>	10,2 (3,3)	<b>0,58</b>	4,4 (2,8)*	<b>0,71</b>	9,2 (3,8)	<b>0,53</b>	5,5 (1,3)*	<b>0,63</b>	5,4 (2,6)* †	<b>0,61</b>
P cheville (W/kg)	-1,5 (0,75)		-1,66 (0,74)		-0,85 (0,26)*		-1,56 (0,65)		-1,31 (0,39)		-0,94 (0,3)* †	
$\bar{v}$ de marche normalisée	0,41 (0,06)		0,43 (0,06)		0,46 (0,04)		0,4 (0,06)		0,42 (0,04)		0,45 (0,09)	

**Tableau 1 :** Moyennes (écart-type) des pics d'accélération ( $\bar{a}$ ) antéro-postérieure (AP) et verticale (Z) du thorax et du sacrum en début d'appui, du pic de puissance négative (P) de

cheville en début d'appui et de la vitesse  $\vec{v}$  de marche normalisée. Valeurs de  $R^2$  pour les corrélations entre les pics d'accélération et le pic de puissance de cheville. \* : différence significative par rapport à l'évaluation initiale ( $p < 0.05$ ) ; † : différence significative par rapport à l'évaluation n°2 ( $p < 0.05$ ) ; les valeurs de  $R^2$  en gras indiquent une corrélation significative ( $p < 0.05$ ).

#### Discussion et Conclusion :

Le freinage précoce de dorsiflexion et la dynamique sagittale du tronc, modérément ou fortement corrélés entre eux et significativement modifiés après RAA, pourraient relever d'une adaptation motrice assurant équilibre et progression de marche. Ce mécanisme d'adaptation semble impliquer de manière combinée la cinétique du tronc et de la cheville.

#### Bibliographie :

- [1] Neptune RR et al., J Biomech, 34(11), 2001  
[2] Pierret J et al., Gait & Posture, 65 (Suppl 1), 2018



### Validation d'une nouvelle version d'un protocole d'analyse 3D bimanuel ludique chez les enfants atteints de Paralyse Cérébrale unilatérale

Marine Cacioppo<sup>1,2</sup>, Antoine Marin<sup>3</sup>, Hélène Rauscent<sup>1</sup>, Armel Crétual<sup>3</sup>, Isabelle Bonan<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Service de Médecine Physique et de Réadaptation, CHU Rennes, 35033 Rennes, France

<sup>2</sup>Service de rééducation pédiatrique, Fondation Ildys, 29200 Brest, France

<sup>3</sup>Laboratoire Mouvement Sport Santé (M2S), Université Rennes 2 ENS Rennes - UEB, Campus de Ker Lann, 35170 Bruz, France

#### Introduction :

« Be An Airplane Pilot (BE-API) est un protocole d'analyse 3D bimanuel qui permet l'exploration objective des anomalies du mouvement du membre supérieur (MS) chez les enfants atteints de Paralyse Cérébrale unilatérale (PCu), en situation ludique [1,2]. Afin d'améliorer l'évaluation bimanuelle, une nouvelle version, BE-API 2, est proposée et sa validation étudiée.

#### Matériel et Méthodes :

Deux nouvelles tâches ont été intégrées au scénario de jeu. La cinématique articulaire, les valeurs angulaires maximales (MAX), amplitudes de mouvement (ROM), l'indice de fluidité Spectral Arc length (SPARC [3]) et l'indice de courbure (IOC) ont été étudiés chez 20 enfants PCu et comparés à 20 enfants sains. La reproductibilité intra et inter-session des cinématiques articulaires a été étudiée avec le coefficient de corrélation multiple (CMC) ; celle des ROM, MAX, SPARC et IOC, avec le coefficient de corrélation intraclass (ICC) et erreur standard de

mesure (SEM). Des corrélations entre ces paramètres et des items correspondants de l'Assisting Hand Assessment (AHA) ont été réalisées.

#### **Résultats :**

Chez les 20 enfants PCu (15 garçons, âge moyen  $11.3 \pm 2.9$  ans), la rotation externe, l'extension de coude, supination, extension et adduction de poignet étaient diminuées ( $p < 0.03$ ) ; la fluidité diminuée et la trajectoire déviée (tâche 3) ( $p < 0.04$ ) comparés aux 20 enfants sains (15 filles ; âge moyen  $10.7 \pm 2.96$  ans). La reproductibilité intra et inter-session était élevée sur la cinématique (courbes :  $CMC = 0.65-0.98$  ;  $ROM \& MAX : ICC = 0.64-0.99$ ,  $SEM \leq 5.82^\circ$ ). Des corrélations modérées ont été établies avec les items de l'AHA ( $r = 0.47-0.68$  ;  $p < 0.04$ ).

#### **Discussion et Conclusion :**

Le nouveau protocole BE-API 2, avec des tâches discriminantes, reproductibles et des corrélations avec la performance bimanuelle, est un outil prometteur pour comprendre les anomalies de mouvement du MS déficitaire. Afin d'évaluer son intérêt en pratique clinique, il sera nécessaire d'évaluer sa sensibilité au changement.

#### **Bibliographie :**

- [1] Gaillard F, Cacioppo M, et al., *Annals of Physical Rehabilitation Medicine*, 2019
- [2] Bouvier B et al., *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 49(102347), 2019
- [3] Balasubramanian S et al., *Journal of NeuroEngineering Rehabilitation*, 12(112), 2015

✉ ✉

## **Lumbar muscle contribution during normal walking**

T. Rezgui<sup>1</sup>, H. Makhoulf<sup>2</sup>, K. Ben Mansour<sup>3</sup>, F. Marin<sup>3</sup> and M. Mestiri<sup>2</sup>

<sup>1</sup> *Université de Carthage, EPT (LASMAP) – ENIB, Tunisie*

<sup>2</sup> *Institut d'orthopédie Mohamed KASSAB, Tunisie*

<sup>3</sup> *Sorbonne Universités, Université de Technologie de Compiègne, UMR CNRS 7338, Compiègne, France*

#### **Introduction :**

The spine is maintained thanks to the trunk muscles which keeps the body in balance and stabilization. Understanding of the spinal loads and surrounding muscular forces is challenging issue to evaluate risk factors related to musculoskeletal pains. As musculoskeletal modeling (MSM) becomes a promising approach for estimating muscle forces and identifying compensatory mechanics. The purpose of this study is to investigate lumbar muscle coordination and inter-vertebral loads during normal walking.

#### **Materials and Methods :**

Healthy subjects have been equipped with 36 reflective markers, according to the full Plug-In-Gait protocol and were asked to perform barefooted gait. 3D marker trajectories and GRF were collected using 34 Vicon optoelectronics' cameras and two AMTI force plates, in MOCAP platform of Université de Technologies de Compiègne. A generic full-body lumbar spine model in which 8 trunk muscular groups were represented [1]. Using OpenSim simulation workflow, the required muscular activation patterns and forces were estimated to reproduce the experimental movement. Joint kinematics, kinetics and muscle activations were evaluated and compared to the literature.

**Resultats :**

Significant correlation was found between literature data and estimated MSM resultants [2-4]. Small amplitudes of movement have been observed for the lumbar kinematics: a maximum of 6° in flexion and 3° in extension, 2° in lateral bending and axial rotation. A maximum articular momentum of 5N was found for the flexion/extension movement. With multifidus, rotator and quadratus lumborum muscles, the erector spinae, ensured the stabilization of the trunk in the lateral plane during the support phase by developing the largest force exceeding 600N (Tab.1). Whereas, continuous activity of the internal and external obliques was observed with 30% MVF.

**Discussion and Conclusion :**

Estimating lumbar muscular activations and required forces during gait revealed significant anticipatory postural controls to ensure propulsion of the body during gait and maintain balance.

	rect_abd	Psoas	QL	MF	ES	LD	EO	IO
<b>Max. Force</b>	116 N	130N	88N	198 N	1025 N	12 N	415 N	569 N
<b>% MVF</b>	34%	15%	34%	31%	61%	6%	43%	70%
<b>Mean dev. Force</b>	53 N	40N	40 N	9%	341 N	0.8 N	147%	223 N

*Table1. Estimated lumbar muscle forces with full-body lumbar spine model*

**Bibliography :**

[1] Raabe et al., *An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model : model development and validation*, J.Biomech (49), 2016  
 [2] Rowe et al., *Three dimensional lumbar spinal kinematics during gait following mild musculo-skeletal low back pain in nurses*, Gait Posture (4), 1996.  
 [3] Whittle et al., *Sagittal plane motion of the lumbar spine during normal gait*, Gait Posture (3),1995.  
 [4] Waters et al., *Electrical activity of muscles of the trunk during walking*, J Anat. (111) 1972.



## Association entre le niveau de l'activité oscillatoire corticale et la présence de cocontractions spastiques du membre supérieur chez le patient en post-AVC.

Alexandre Chalard<sup>1,2</sup>, Joseph Tisseyre<sup>1</sup>, Philippe Marque<sup>1</sup>, David Amarantini<sup>1</sup>, David Gasq<sup>1</sup>

<sup>1</sup>ToNIC, Toulouse NeuroImaging Center, Université de Toulouse, Inserm, UPS, France

<sup>2</sup>Ipsen Innovation, Les Ulis, France

### Introduction :

La cocontraction spastique est une modalité d'expression de l'hyperactivité musculaire apparaissant après un accident vasculaire cérébral (AVC), contribuant à la limitation du mouvement et à la perte de fonction motrice [1,2]. L'activité oscillatoire corticale est impliquée dans le contrôle moteur, y compris chez les patients post-AVC [3] chez qui les mécanismes corticaux sous-tendant la présence de cocontractions spastiques restent à élucider. Le but de cette étude était d'évaluer l'association entre le niveau de l'activité oscillatoire corticale et la présence de cocontraction spastique.

### Matériel et Méthodes :

Quinze patients post-AVC et neuf sujets sains ont été inclus. La cinématique du membre supérieur, l'activité électromyographique (EMG) des muscles fléchisseurs et l'activité électroencéphalographique (EEG) ont été enregistrées lors de mouvements d'extension actifs du coude. Des t-tests indépendants ont testé l'effet du groupe sur l'activation des muscles fléchisseurs, ainsi que la désynchronisation corticale liée au mouvement dans la bande de fréquence bêta.

### Résultats :

Comparativement aux sujets contrôles, les patients post-AVC présentaient une cocontraction spastique caractérisée par une augmentation de l'activité des fléchisseurs ( $+17.8 \pm 7.1$  % ;  $t_{22} = 4.46$ ,  $P < 0.01$ ), ainsi qu'une diminution de la désynchronisation corticale ( $-0.9 \pm 0.3$  db ;  $t_{22} = 4.66$ ,  $P < 0.01$ ). La diminution de la désynchronisation corticale était directement corrélée au niveau de cocontraction spastique chez les patients post-AVC ( $r = 0.6$ , 95% CI [0.13:0.85]).

### Discussion et Conclusion :

Nos résultats associent pour la première fois une diminution du niveau d'activation du cortex moteur et le niveau de cocontraction spastique. Ce résultat renforce le postulat d'un encodage spécifique des muscles antagonistes au niveau cortical, et suggère que l'altération de l'activité corticale oscillatoire est un mécanisme qui pourrait contribuer à l'émergence de la cocontraction spastique. Une telle évaluation par EEG pourrait permettre de mieux comprendre et caractériser les mécanismes de plasticité neuromusculaire dans une perspective thérapeutique.

### Bibliographie :

- [1] Gracies. (2005). Pathophysiology of spastic paresis. II: Emergence of muscle overactivity. *Muscle & Nerve*, 31(5), 552-571.
- [2] Chalard, A., Amarantini, D., Tisseyre, J., Marque, P., Tallet, J., & Gasq, D. (2019). Spastic co-contraction, rather than spasticity, is associated with impaired active function in adults with acquired brain injury: A pilot study. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 51(4),
- [3] Rossiter, H. E., Boudrias, M.-H., & Ward, N. S. (2014). Do movement-related beta oscillations change after stroke? *Journal of Neurophysiology*, 112(9), 2053-2058.

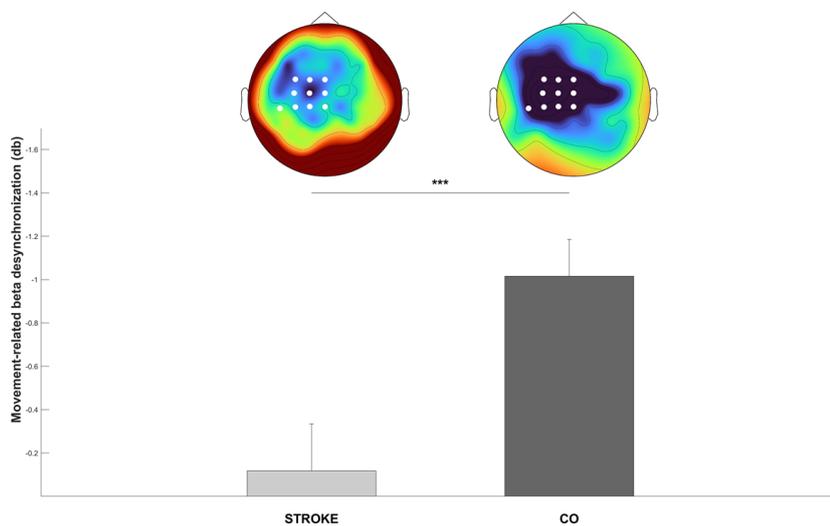


Figure 1 : Boxplot et topographie représentant la désynchronisation corticale dans la bande de fréquence bêta pour les patients post-AVC (STROKE) et les sujets contrôles (CO). Les points blancs sur les topographies représentent la zone d'intérêt de la comparaison de la désynchronisation corticale identifiée par une approche guidée par les données.

✉ CR

## Nouvelle évaluation de la mobilité du rachis cervical et de la bouche pour les séquelles de brûlure

Hélène Havin<sup>1</sup>, Laetitia Vigneron<sup>1</sup>, Omar Galarraga<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Centre de réadaptation de Coubert, UGECAM Île-de-France, Coubert, France.

### Introduction :

Dans la rééducation des séquelles des brûlures de la face et du cou, les rétractions de la peau limitant la mobilité près des zones cicatricielles sont évaluées par des bilans centimétriques réalisés manuellement par le thérapeute [1]. L'objectif de ce travail était de proposer un protocole d'évaluation de la mobilité du rachis cervical et de la bouche en utilisant un système de capture de mouvement 3D et de comparer ces mesures aux bilans manuels.

### Matériel et Méthodes :

Les patients considérés étaient hospitalisés en rééducation à la suite de brûlures au niveau de la face et du cou. Nous avons évalué les amplitudes actives du cou dans les trois plans ainsi que l'ouverture buccale (verticale et horizontale), par analyse 3D [2,3] et manuellement. Les

mesures manuelles (DM) et 3D (D3D) ont été comparées par des tests de Student appariés et de corrélation. Les corrélations entre les mesures centimétriques (DM, D3D) et angulaires (MA) ont également été calculées.

#### Résultats :

9 patients ont été sélectionnés (dont 5 pour l'ouverture buccale). L'âge moyen était de  $54 \pm 15$  ans, 56% de femmes. Des différences significatives ont été retrouvées entre les DM et D3D pour l'inclinaison du cou, ainsi que les ouvertures buccales (Tableau 1). Les corrélations entre les distances, et des distances aux angles, ont été entre modérées et fortes (Tableau 1).

		Distance manuelle (DM) [cm]	Distance 3D (D3D) [cm]	$r_{DM,D3D}$	Angle (MA) (°)	$r_{MA,DM}$	$r_{MA,D3D}$
Rachis cervical	Flexion	$3,56 \pm 2,65$	$3,81 \pm 2,32$	0,39	$28,85 \pm 14,99$	-0,58	-0,31
	Extension	$15,56 \pm 2,28$	$14,96 \pm 3,59$	0,58	$46,74 \pm 15,26$	0,75	0,60
	Inclinaison gauche et droite	$22,03 \pm 3,87$	$20,52 \pm 4,26^*$	0,90	$29,94 \pm 13,48$	0,47	0,72
	Rotation gauche et droite	$13,33 \pm 2,89$	$13,36 \pm 2,73$	0,54	$42,96 \pm 14,02$	-0,70	-0,57
Ouv. Buccale	Horizontale	$6,04 \pm 0,76$	$8,01 \pm 1,05^*$	0,64	-	-	-
	Verticale	$2,88 \pm 1,05$	$5,41 \pm 0,85^*$	0,79	-	-	-

Tableau 1. Amplitudes moyennes [ $\pm SD$ ] mesurées manuellement et en 3D et leurs corrélations (r). \*Différence significative ( $p < 0,05$ ).

#### Discussion et Conclusion :

Les D3D sont comparables aux DM. Les différences de l'ouverture buccale sont en lien avec la largeur des lèvres, qui devrait être considérée. Pour l'inclinaison du cou, le biais pourrait être lié à une différence du repère de l'épaule.

Les distances centimétriques sont en lien avec les angulaires, mais ne sont pas tout à fait équivalentes. La meilleure corrélation entre les DM aux MA pourrait être en lien avec le mouvement de la peau sur certains marqueurs individuels.

#### Bibliographie :

- [1] Akita et al., Burns & Trauma, 5(22), 2017.
- [2] Wu et al., Journal of Biomechanics, 38, 2005.
- [3] Maruthapillai et Murugappan, PLoS ONE, 11(2), 2016.



## Merci à nos partenaires nationaux et internationaux :

- Allergan | [www.allergan.fr](http://www.allergan.fr)
- AMTI | [www.amti.biz](http://www.amti.biz)
- Biometrics France | [www.biometrics.fr](http://www.biometrics.fr)
- Chabloz Orthopédie | [www.chabloz-ortho.com](http://www.chabloz-ortho.com)
- Conseil Départemental des Alpes-Maritimes | [www.departement06.fr](http://www.departement06.fr)
- Ekinnox | [www.ekinnox.com](http://www.ekinnox.com)
- FeetMe | [www.feetme.fr](http://www.feetme.fr)
- IPSEN | [www.ipsen.com](http://www.ipsen.com)
- Mairie de Nice | [www.nice.fr](http://www.nice.fr)
- Medimex | [www.medimex.fr](http://www.medimex.fr)
- Motek Medical | [www.motekmedical.com](http://www.motekmedical.com)
- Sammed | [www.sammed.fr](http://www.sammed.fr)
- Trinoma | [www.trinoma.fr](http://www.trinoma.fr)

