

# Livre des résumés

# 11<sup>es</sup> Journées SOFAMEA

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

12 et 13 Janvier 2012

PARC PHOENIX

NICE (06)



- Efficience et déficience :  
du concept à la clinique
- Analyse du Mouvement  
chez l'Enfant et l'Adulte



[www.sofamea.org](http://www.sofamea.org)



---

# PROGRAMME DES 11<sup>es</sup> JOURNÉES SOFAMEA

---

## JEUDI 12 JANVIER 2012

---

- 7h45 : Accueil des participants
- 8h30 : **Conférences « Efficience et déficience : du concept à la clinique » (partie 1)**
- 10h00 : Pause : visite des stands et posters
- 10h30 : **Conférences « Efficience et déficience : du concept à la clinique » (partie 2)**
- 12h00 : Cérémonie d'ouverture
- 12h30 : Déjeuner et visite des stands / posters
- 14h00 : **Conférences « Efficience et déficience : du concept à la clinique » (partie 3)**
- 15h30 : Pause : visite des stands et posters
- 16h00 : **Conférences « Efficience et déficience : du concept à la clinique » (partie 4)**
- 16h45 : **Présentation des posters**
- 17h15 : **Table Ronde : Analyse du mouvement et EOS**
- 17h15 : **Réunion Ingénieur**
- 18h15 : Fin de la première journée

## VENDREDI 13 JANVIER 2012

---

- 7h45 : Accueil des participants
- 8h00 : **Communications libres : De nouveaux outils pour l'analyse du mouvement**
- 8h30 : **Communications libres : Des indices pour caractériser la marche**
- 9h30 : **Communications libres : Modélisation**
- 10h00 : Pause : visite des stands et posters
- 10h30 : **Communications libres : Traitement par toxine ou chirurgie**
- 11h10 : **Communications libres : Appareillage**
- 11h40 : **Communications libres : Analyse du mouvement et contrôle moteur (partie 1)**
- 12h10 : Annonce des 12<sup>es</sup> Journées 2013 au Luxembourg par le Dr Paul Filipetti
- 12h20 : Assemblée Générale
- 13h00 : Déjeuner et visite des stands / posters
- 14h00 : **Communications libres : Analyse du mouvement et contrôle moteur (partie 2)**
- 14h30 : **Communications libres : Clinique**
- 15h30 : **Communications libres : Rachis et membre supérieur**
- 16h30 : **Remise du Prix de la « Conf' Étudiant »**
- 16h35 : Fin des journées

## 11<sup>es</sup> Journées SOFAMEA

12 et 13 Janvier 2012

Parc Phoenix - NICE (06)

## Éditorial

Cette année, le Congrès de la SOFAMEA (*Société Francophone d'analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte*) est organisé à Nice. Au nom de notre Société et à celui du Comité d'organisation, nous sommes heureux de vous accueillir sur la Côte d'Azur pour participer aux 11<sup>es</sup> journées de la SOFAMEA les 12 et 13 janvier 2012.

Cette année, le thème de la première journée tourne autour de « Efficience et déficience : du concept à la clinique ». Six conférenciers sont invités afin de nous faire participer à leurs recherches et surtout à leurs applications cliniques. Nous espérons que cela sera l'occasion de réfléchir à de nouvelles perspectives thérapeutiques que nous pourrions évoquer lors d'échanges que nous voulons nombreux et constructifs.

Le vendredi sera consacré aux communications libres, choisies par le comité scientifique, lors de quatre sessions. Des posters seront également exposés. Le programme reprend le schéma, maintenant, classique de ces journées, en laissant du temps aux pauses pour pouvoir visiter les stands des industriels.

En vous accueillant au Parc Phoenix, véritable écrin de verdure bord de la Méditerranée, le programme scientifique vous apportera les connaissances et réflexions que vous attendez, mais également que la beauté du lieu vous permette d'enregistrer de magnifiques souvenirs.

### Comité d'Organisation et Scientifique 2012

Dr Jean Pierre FLAMBART  
jeanpierre.flambart@pep06.fr

Jonathan BREDIN  
jonathan.bredin@pep06.fr

Isabelle JANNIN  
isabelle.jannin@pep06.fr

Pr Jeanick BRISSWALTER  
brisswalter@unice.fr

Pr Jacques GRIFFET  
JGriffet@chu-grenoble.fr

Dr Marianne BRUNO  
bruno.m@chu-nice.fr

Dr Toni EL HAYEK  
elhayek.t@pediatrie-chulenal-nice.fr

### Secrétariat technique

Techni Média Services/SOFAMEA  
BP 225

85602 Montaigne Cedex

Tél. +33 (0)2 51 46 48 48

Fax: +33 (0)2 51 46 48 50

E-mail : formation@technimediaseservices.fr

Agrément Formation Continue

Le Comité d'organisation

# SOMMAIRE

## JOURNÉE SPÉCIFIQUE

---

- EFFICIENCE ET DÉFICIENCE : DU CONCEPT À LA CLINIQUE..... 3
- POSTERS ..... 12

## JOURNÉE GÉNÉRALISTE

---

- DE NOUVEAUX OUTILS POUR L'ANALYSE DU MOUVEMENT ..... 24
- DES INDICES POUR CARACTÉRISER LA MARCHÉ ..... 29
- MODÉLISATION ..... 36
- TRAITEMENT PAR TOXINE OU CHIRURGIE ..... 40
- APPAREILLAGE ..... 46
- ANALYSE DU MOUVEMENT ET CONTRÔLE MOTEUR ..... 50
- CLINIQUE ..... 57
- RACHIS ET MEMBRE SUPÉRIEUR ..... 65

---

# EFFICIENCE ET DÉFICIENCE : DU CONCEPT À LA CLINIQUE

---

- **Effizienz énergétique : les méthodes actuelles de mesure**  
*Pr Stéphane PERREY* ..... 4
- **Effizienz énergétique et modélisation du mouvement**  
*Pr Alberto E. MINETTI* ..... 5
- **Fatigue musculaire et déficience motrice**  
*Pr Romuald LEPERS* ..... 7
- **Fatigue et déficience motrice : évaluation des programmes de réadaptation**  
*Pr Serge COLSON* ..... 8
- **Pourquoi les patients hémiparétiques dépensent-ils autant d'énergie pour marcher lentement ?**  
*Dr Gaëtan STOQUART, Christine DETREMBLEUR, Pr Thierry LEJEUNE* ..... 9
- **Optimisation de la marche normale et pathologique : équilibre entre énergétique et mécanique**  
*Pr Thierry LEJEUNE, Firas MASSAAD,*  
*Pr Gaëtan STOQUART, Christine DETREMBLEUR* ..... 10
- **Théories du contrôle moteur pour l'analyse du mouvement efficient et déficient : illustration chez le patient hémiparétique**  
*Pr Jean Jacques TEMPRADO, Rita SLEIMEN-MALKOUN* ..... 11

## Efficiency énergétique : les méthodes actuelles de mesure

**Pr Stéphane PERREY**

*Professeur des Universités*

*Movement to Health, Montpellier 1 University, Euromov  
Montpellier (34), France*

**MOTS CLÉS :** *Oxygénation tissulaire, fatigue, rendement, fiabilité.*

### **OBJECTIFS :**

Le but de cette présentation est d'apporter une introduction aux outils de mesure de la dépense énergétique au niveau systémique et local, en mettant en avant leurs avantages et leurs limites, mais également en pointant les besoins actuels permettant à ces outils de se développer et d'apporter au domaine clinique une valeur ajoutée dans le diagnostic des déficiences énergétiques au cours de l'exercice musculaire.

### **DISCUSSION :**

La dépense énergétique à l'exercice peut être calculée par la technique de calorimétrie indirecte à partir de la consommation d'oxygène ( $VO_{2p}$ ) et la production de dioxyde de carbone. Cette méthode malgré certaines imprécisions demeure très utilisée en raison de son faible coût et du peu de matériel nécessaire. À partir de la dépense d'énergie globale mesurée par cette méthode, plusieurs indices ont été proposés pour rendre compte du rendement à l'exercice, à savoir l'énergie métabolique dépensée pour produire l'énergie mécanique à réaliser le mouvement. Au-delà de l'état stable métabolique requis dans le calcul des différents indices de rendement permettant de statuer d'une balance énergétique « efficiente », l'évolution des différentes composantes de  $VO_{2p}$  en fonction du travail mécanique traduit qualitativement l'interaction dynamique de différents facteurs cardio-respiratoires et musculaires au cours du temps [1]. L'analyse temporelle de ces adaptations permet entre autres de diagnostiquer la présence de fatigue musculaire et de tolérance à l'effort pour des exercices dynamiques globaux et locaux [2]. Comparées aux méthodes précédentes qui reposent sur une approche systémique de la dépense énergétique, les méthodes de spectrométrie offrent l'opportunité d'évaluer localement le couplage entre la production énergétique et la puissance mécanique. Estimer le coût en ATP à partir du rapport entre la vitesse de production d'ATP et la puissance mécanique externe au cours d'un exercice musculaire localisé est rendu possible par la méthode de résonance magnétique nucléaire au phosphore 31. Estimer les échanges d'oxygène au niveau des muscles actifs au cours de l'exercice est désormais envisageable sous certaines conditions en ayant recours à la spectroscopie dans le proche infrarouge.

### **CONCLUSION :**

Les déterminants énergétiques à l'origine de la tolérance à l'exercice peuvent être désormais mieux appréhender in situ chez l'homme à travers une analyse pertinente des signaux collectés et suite aux avancés technologiques en matière de capteurs sans fil.

### **RÉFÉRENCES PRINCIPALES :**

- [1] S. Perrey (2010). Time course of oxygenuptakeatexercise. In : ExercisePhysiology : from a cellular to an integrativapproach, IOS Press, pp. 285-298.
- [2] D.C. Poole, C.A. Kinding, B.J. Benhke (2005).  $VO_2$  kinetics in differentdisease states. In : Oxygen up take kinetics in sport, exercice and Medicine, Taylor & Francis Inc., pp 353-373.

## Efficiency energetic and modeling of movement Mechanical determinants of energy consumption

Pr Alberto E. MINETTI

Department of Human Physiology, University of Milan, Italie

**MOTS CLÉS :** *Bioenergetics, biomechanics, locomotion.*

Locomotion is one of the most crucial functions that allowed animals and, especially, humans to expand and grow on this planet. It comes as no surprise that the different forms of locomotion seem to minimize the metabolic cost of transport, i.e. the amount of metabolic energy used to travel a given distance. Only with a low cost of transport migrations are possible and the biomass could expand. In more recent times (say, the last 5 thousand years), passive tools have been invented to speed up human-powered locomotion in all possible environments (ground, water, air). When talking about ancestral human gaits, walking, running and skipping constitute the whole locomotor repertoire when moving on the ground, and several metabolic minimization phenomena (optimum walking speed, gradient and stride frequency) were investigated in the past. In this perspective, it is quite difficult to conceive that the mechanics generating those gaits is not optimized as well.

In my speech, before dealing with the mechanical determinants of locomotion, I will illustrate the several methods available today to investigate gait mechanics. Both direct and inverse dynamics, and their laboratory equipment, involve benefits and drawbacks, but the post-processing of data is even more insidious, as there is no safe procedure so far to calculate, for example, the 'true' value of the mechanical work of locomotion. To save metabolic energy, suitable mechanical strategies need to be adopted. Walking uses the inverted pendulum paradigm to move the body centre of mass, while running resembles a bouncing pogo-stick, where some energy enters elastic structures, which successively return it for the next take-off. Skipping seems to simultaneously follow the two energy-saving strategies. 'Energy Recovery' has been designed as an index of the ability to use the pendulum strategy in walking (0% : no pendulum, 1 : 100% : ideal pendulum).

More recently, the extension of this index to each time frame allows to investigate when with a stride there are some loss of mechanical energy. But modern literature tells us that you wouldn't necessarily need springs to obtain a repeated jumping gait, and that elastic structures can assist, even sustain walking. While the mechanical determinants of gradient locomotion economy has been satisfactorily investigated, loaded gait is still a mystery. The rule of thumb of a proportional increment of metabolic cost and total transported mass still applies for small loads, but the ability of load-carrying porters (as in the Himalayan region) to walk more economically than expected needs further scientific research to be fully explained. Lastly, both gait classification and mechanics need to mainly refer to the motion of the body centre of mass (BCOM).

Throughout recent analysis technique, it is possible to mathematically describe the individual 'locomotion signature'. The 3D loop of BCOM trajectory, in local coordinates (as moving on a treadmill), reveals the functional differences among gaits and allows to identify individual asymmetries in the main three spatial planes. This can be beneficial in early identifying pathological patterns and evaluate the efficacy of surgical, rehabilitative and pharmacological treatment of gait.



## Fatigue musculaire et déficience motrice

**Pr Romuald LEPERS**

*Maître de Conférences Universitaire, HDR  
Laboratoire INSERM U887, Université de Bourgogne  
Dijon (21), France*

**MOTS CLÉS :** *Fatigue musculaire, contractions isométriques, EMG, fluctuations de force, tests isocinétiques.*

### **OBJECTIFS :**

La fonction musculaire, en particulier le niveau force, est très souvent évaluée dans le domaine clinique en raison de sa pertinence pour la fonction physique [1]. La fatigue musculaire, quant à elle, reste peu évaluée bien qu'elle soit une composante importante de la fonction musculaire et que les patients déficients moteurs se plaignent souvent d'une sensation de fatigue subjective. En effet, la fatigue musculaire est un déterminant fonctionnel majeur dans les activités quotidiennes et les tâches physiques, mais elle est rarement évaluée en routine chez les patients. Le but de cette présentation est de montrer comment l'évaluation de la fatigue musculaire peut être pertinente pour les sujets déficients moteurs et en quoi une meilleure compréhension de ses mécanismes pourrait aider à minimiser les impacts de la fatigue et donc à augmenter la qualité de vie des patients.

### **DISCUSSION :**

Les méthodes d'estimation de la fatigue musculaire classiquement utilisées chez des sujets sains ne peuvent pas être directement applicables aux patients déficients moteurs en particulier à cause de leur faiblesse musculaire et des limites relatives à la douleur [2]. Dans ce contexte, la contraction sous-maximale non exhaustive semble être plus appropriée pour évaluer la fatigue musculaire chez les patients. Pendant ces contractions soutenues, les enregistrements mécaniques (fluctuations de force) et électromyographiques fourniront des informations sur les ajustements neuromusculaires à la tâche [3,4].

### **CONCLUSION :**

Une analyse descriptive de performances physiologiques telles que la résistance à la fatigue chez les patients déficients moteurs peut donner des indications précieuses pour des pratiques thérapeutiques visant à réduire la fatigue. Des comparaisons entre des protocoles d'évaluation fonctionnelle de la fatigue et des méthodes classiques (comme les tests isocinétiques) restent nécessaires.

### **BIBLIOGRAPHIE :**

- [1] Maffiuletti NA. (2010) J Bone Joint Surg Am. 92(1):220-9.
- [2] Maffiuletti NA, Bizzini M, Widler K, Munzinger U. (2010) ClinOrthopRelat Res. 468(1):191-8.
- [3] Shinohara M, Yoshitake Y, Kouzaki M. (2009) Med Sci Sports Exerc. 41(1):191-7.
- [4] Kallenberg LA, Schulte E, Disselhorst-Klug C, Hermens HJ. (2007) J ElecKinesiol17(3):264-74.

.....  
.....  
.....

## Fatigue et déficience motrice : évaluation des programmes de réadaptation

**Pr Serge COLSON**

*Professeur des Universités  
Laboratoire Motricité Humaine, Education, Sport, Santé (LAMHESS)  
Université de Nice Sophia-Antipolis, UFR STAPS (06), France*

**MOTS CLÉS :** *Fatigue, force musculaire, exercice physique, réadaptation.*

### **OBJECTIFS :**

Lors d'une consultation en médecine physique, la fatigue figure parmi les symptômes les plus fréquemment mentionnés par les individus présentant une déficience motrice [1]. Quelle que soit la cause de la déficience motrice (e.g., musculaire, métabolique, neurologique...), la fatigue va directement intervenir comme facteur limitant de l'activité motrice [2] ayant pour conséquence de priver l'individu d'une partie de son autonomie et de la qualité de vie à laquelle il aspire. Dans ce contexte, des programmes de réadaptation peuvent être proposés aux patients afin de limiter l'altération de leur fonction motrice. Il peut paraître paradoxal de proposer un surcroît de travail à un individu présentant une déficience motrice, fatigable et potentiellement fragile. Cependant, selon l'adage anglo-saxon « use it or lose it » [3], il est de notoriété publique que la sous-utilisation des muscles conduit progressivement à une baisse de leur capacité à produire de la force, ce qui peut avoir comme conséquence d'augmenter la fatigue musculaire. Le but de cette présentation est de montrer comment la mise en place de programmes de réadaptation adaptés peut être pertinente pour maintenir la fonction motrice et repousser la fatigue.

### **DISCUSSION :**

La fatigue étant un phénomène complexe multidimensionnel et les mécanismes sous-jacents à la fatigue propres à chaque déficience motrice demeurent mal documentés puisque sous-estimés [4]. Toutefois, les caractéristiques propres à chaque déficience motrice doivent être prises en compte dans la mise en place des programmes de réadaptation. Enfin, la place de l'exercice physique est parfois encore controversée dans certaines déficiences motrices dans la mesure où il pourrait avoir des effets délétères. Par conséquent, il est difficile d'établir une « règle » commune sur les conduites pratiques à tenir pour la prise en charge des individus en fonction de leur déficience motrice. Toutefois, de récents travaux tendent à indiquer que certaines formes d'exercices physiques permettent non seulement d'améliorer la fonction motrice d'individus présentant une déficience motrice mais diminuent également la fatigue.

### **CONCLUSION :**

La littérature actuelle sur le rôle de l'exercice physique chez des individus présentant une déficience motrice est extrêmement vaste et la généralisation des programmes de réadaptation reste limitée [5]. Cependant, la mise en place de procédures standardisées de quantification de la fatigue musculaire et le nombre croissant de travaux scientifiques et de propositions d'activités sportives ou ludiques témoignent de l'intérêt porté à la thérapie par l'exercice.

### **BIBLIOGRAPHIE :**

- [1] Chaudhuri A, Behan PO. *Lancet* 2004;363:978–88.
- [2] Miller RG, Kent-Braun JA, Sharma KR, Weiner MW. *AdvExp Med Biol* 1995;384:195–210.
- [3] Milbrandt EB. *Crit Care Med* 2008;36:2444–5.
- [4] Féasson L, Camdessanché JP, El Mandhi L, Calmels P, Millet GY. *Ann Readapt Med Phys*. 2006;49:289-300.
- [5] Rimmer JH, Chen MD, McCubbin JA, Drum C, Peterson J. *Am J Phys Med Rehabil*. 2010;89:249-63.

## Why do hemiparetic patients spend as much energy to walk slowly ?

Dr Gaëtan STOQUART, Christine DETREMBLEUR, Pr Thierry LEJEUNE

*Université catholique de Louvain, Institut des Neurosciences (IoNS), Belgique*

*Université catholique de Louvain, Cliniques Universitaires Saint-Luc, Belgique*

### OBJECTIFS :

The energy consumption per distance traveled (energetic cost) is increased in hemiparetic adults during walking. This increase in cost can be linked to an increase in mechanical work performed by the muscles, to a decrease in the efficiency of the production of this work (which corresponds to the work divided by the cost) or to a very slow walking speed of these patients.

### DISCUSSION :

The energetic cost and the mechanical work of hemiparetic patients have been studied during an effort on a cycle ergometer with one lower limb at different resistances or during an effort of walking on a treadmill at different speeds. These data were compared to those obtained in healthy subjects. During the study on the cycle ergometer, the resistance, and therefore the mechanical work, were predefined and identical in patients and healthy subjects. The energetic cost was the same in both groups, for each resistance. From this fact, the efficiency was normal. During the test on the treadmill, patients consumed on average 1.7 times more energy than healthy subjects, at the same walking speed. The increase in cost was linked to an increase in mechanical work, and more particularly to the work performed by the muscles of the healthy leg, mainly to raise the center of mass of the body. Plus les patients étaient capables de marcher vite, plus leur coût énergétique se rapprochait des normes.

### CONCLUSION :

The increase in energetic cost is mainly due to the muscular work of the healthy leg, to raise the center of mass of the body and to facilitate the passage of the step from the pathological side. The study of mechanical work should improve our knowledge of the mechanisms of pathological walking.

### RÉFÉRENCES :

- [1] Detrembleur C. Gait Posture 2003;18,47-55.
- [2] Cavagna G.A. J. Appl. Physiol 1975;39,174-179.
- [3] Willems PA. J Exp Biol 1995;198:379-93.

.....

.....

.....

.....

.....

## Optimisation de la marche normale et pathologique : équilibre entre énergétique et mécanique

Pr Thierry LEJEUNE, Firas MASSAAD,  
Pr Gaëtan STOQUART, Christine DETREMBLEUR

*Université catholique de Louvain, Cliniques Universitaires Saint-Luc, MPR, Belgique  
Université catholique de Louvain, Institut des Neurosciences, Belgique*

**MOTS CLÉS :** *Marche, énergétique, mécanique, centre de masse.*

### **OBJECTIFS :**

Au cours de la marche, le centre de masse corporel (CM) présente des mouvements verticaux cycliques. Ces mouvements seraient limités au maximum par les « Déterminants » cinématiques de la marche de manière à optimiser la marche d'un point de vue énergétique. L'objectif de l'étude était d'étudier l'optimisation des mouvements du CM, chez le sujet sain et chez le sujet hémiparétique.

Nous avons demandé à des sujets sains de marcher à différentes vitesses en réduisant ou en augmentant le déplacement vertical du CM, à l'aide d'un feed-back visuel d'un marqueur disposé sur le sacrum. Dans les deux cas, le coût énergétique de la marche a nettement augmenté : à cause d'une nette augmentation du travail mécanique lors de l'augmentation des mouvements du CM ; à cause d'une nette diminution de l'efficacité de production de travail positif par les muscles lors de la diminution des mouvements du CM.

Dans un second temps, nous avons étudié l'applicabilité de notre protocole expérimental à la rééducation de la marche chez six sujets hémiparétiques. Cette marche est caractérisée par une augmentation des mouvements verticaux du CM engendrant un coût énergétique élevé. Nous avons donc entraîné pendant six semaines des sujets hémiparétiques à marcher sur tapis roulant en réduisant le déplacement vertical du CM, à l'aide d'un feed-back visuel. Au terme de l'entraînement, le déplacement vertical du CM était réduit de 10%, amenant une réduction significative du coût énergétique de la marche.

### **DISCUSSION ET CONCLUSION :**

La marche semble donc être optimisée pour réduire le coût énergétique grâce à un équilibre entre le travail mécanique à réaliser et l'efficacité avec laquelle les muscles réalisent ce travail. La marche avec feed-back visuel du déplacement du CM semble être une piste intéressante pour réduire les patients hémiparétiques.

### **RÉFÉRENCES PRINCIPALES :**

- [1] Massaad F, Lejeune TM, Detrembleur C. The up and down bobbing of human walking: a compromise between muscle work and efficiency. *J Physiol.* 2007 Jul 15;582(Pt 2):789-99.
- [2] Massaad F, Lejeune TM, Detrembleur C. Reducing the energy cost of hemiparetic gait using center of mass feedback: a pilot study. *Neurorehabil Neural Repair.* 2010 May;24(4):338-47.

## Theories of motor control for movement analysis: efficient and deficient: illustration in the hemiplegic patient

Pr Jean Jacques TEMPRADO, Rita SLEIMEN-MALKOUN  
Institut des Sciences du Mouvement, Université de la Méditerranée et CNRS  
Facultés des Sciences du Sport  
Marseille (13), France

**MOTS CLÉS :** *Coordinations inter-segmentaires, systèmes dynamiques non linéaires, hémiplégié, neuro-réhabilitation.*

### OBJECTIFS :

La présentation s'adresse aux cliniciens. Ses objectifs sont : 1) de montrer comment les théories du contrôle moteur, et notamment celles issues de l'approche des systèmes dynamiques non linéaires, permettent de rendre compte des déterminants informationnels de la production du mouvement efficace et déficient ; 2) d'illustrer l'importance des déterminants « informationnels » du mouvement, en complémentarité avec les déterminants mécaniques et énergétiques, pour la compréhension du mouvement efficace et des pathologies neuro-motrices (e.g., AVC, Parkinson,...).

### DISCUSSION :

La production du mouvement efficace ou déficient peut être considérée comme le produit des déterminants mécaniques (forces), énergétiques et informationnels (cycle perception-commande). Dans le domaine de la neuro-réhabilitation, les déterminants informationnels sont souvent sur-valorisés par les cliniciens. Nous présenterons d'abord brièvement comment les aspects informationnels interviennent dans la production du mouvement. Nous montrerons ensuite comment les modèles issus de l'approche des systèmes dynamiques non linéaires permettent de rendre compte, de façon intégrée, de la coalition des contraintes internes (neurale, neuro-musculaire, cognitive, énergétique...) et externes (tâche, contexte...), dans la production motrice. Nous illustrerons plus particulièrement cette approche dans le contexte des stratégies d'entraînement bimanuel chez le patient hémiplégié.

### CONCLUSION :

Nous insisterons sur l'intérêt d'une approche conceptuellement fondée pour l'analyse du mouvement et la neuro-réhabilitation et, dans ce contexte, sur l'importance de la collaboration entre chercheurs et cliniciens.

### RÉFÉRENCES PRINCIPALES :

- [1] Sleimen-Malkoun, R., Temprado, J.J., Jirsa, V., & Berton, E. (2010). New directions offered by the dynamic systems approach to bimanual coordination for therapeutic intervention and research in stroke. *NonLinear Dynamics in Psychology and Life Sciences*, 14 (4), 435-62.
- [2] Sleimen-Malkoun R, Temprado JJ, Berton E (2010). A dynamic systems approach to bimanual coordination in stroke: implications for rehabilitation and research, *Medicina*, 46(6), 374-81.
- [3] Sleimen-Malkoun R, Temprado JJ, Thefenne L, Berton E. (2011). Bimanual Training in stroke: How do coupling and symmetry-breaking matter?
- [4] *BMC Neurology*, 11 (1). doi:10.1186/1471-2377-11-11.

---

## POSTERS

---

- **Un système mobile pour l'analyse cinématique et dynamique du pied**  
*W. SAMSON, S. SANCHEZ, P. SALVIA, S. VAN SINT JAN, V. FEIPEL*..... 13
- **Classification des activités physiques : quels paramètres d'entrée pour quel résultat ?**  
*L. FRADET, F. MARIN* ..... 14
- **Le Gait Deviation Index chez l'adulte**  
*K. BERVET, A. CRÉTUAL, L. GODET* ..... 15
- **Localisation précise 3D du centre de hanche par la mesures de 3 distances cliniques du bassin : précision et comparaison avec la littérature**  
*V. POMERO, C. BOULAY, E. CASTANIER, C. TARDIEU, Y. GLARD, E. VIEHWEGER, J-L. JOUVE, G. BOLLINI*..... 16
- **Description et classification de l'effet de l'allongement des ischio-jambiers dans le cadre de chirurgies multi-sites chez l'enfant paralysé cérébral**  
*A. SEBSADJI, N. KHOURI, K. DJEMAL, D. YEPREMIAN, F. HAREB, P. HOPPENOT, E. DESAILLY*..... 17
- **Corrélations entre asymétries de mouvement pendant la marche pour une inégalité de longueur de jambes anatomique**  
*M. FRESLIER, E. RUTZ, M.S. GASTON, R. BRUNNER, J. ROMKES*..... 18
- **Influence du fonctionnement sensori-moteur du membre inférieur dans le plan frontal sur la vitesse et l'efficacité du pas lors de la marche sur une surface irrégulière**  
*L. ALLET, H. KIM, J. ASHTON-MILLER, T. DE MOTT, J. K. RICHARDSON* ..... 19
- **Coordination inter-ceintures lors de la locomotion sous contraintes**  
*P. DEDIEU, P-G. ZANONE* ..... 20
- **Les troubles de la marche dans l'hydrocéphalie à pression normale**  
*M. GHEDIRA, E. HUTIN, J-M. GRACIES, P. DECQ*..... 21
- **Récupération tardive de la préhension après accident vasculaire cérébral : analyse clinique et cinématique à propos d'un cas**  
*P. REVOL, P. RIFFO, F. COTTON, Y. ROSSETTI, G. RODE*..... 22
- **Utilisation d'un système robotique comme outil quantitatif et sensible pour évaluer les déficiences du membre supérieur chez les patients cérébro-lésés : une étude de cohorte prospective préliminaire**  
*M. GILLIAUX, T. LEJEUNE, C. DETREMBLEUR, J. SAPIN, B. DEHEZ, G. STOQUART*..... 23

## Un système mobile pour l'analyse cinématique et dynamique du pied

W. SAMSON<sup>1,2</sup>, S. SANCHEZ<sup>1</sup>, P. SALVIA<sup>2</sup>, S. VAN SINT JAN<sup>3</sup>, V. FEIPEL<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Lion Systems S.A., Foetz, Luxembourg

<sup>2</sup> Laboratory of Functional Anatomy (CP 619), Université Libre de Bruxelles, Belgique

<sup>3</sup> Laboratory of Anatomy, Biomechanics and Organogenesis (CP 619), Université Libre de Bruxelles, Belgique

**MOTS CLÉS :** *Système mobile, pied, cinématique, dynamique.*

### INTRODUCTION :

De nos jours, l'analyse biomécanique 3D du pied est communément utilisée pour l'évaluation clinique [1-3]. Pour ce faire, les systèmes utilisés doivent idéalement être « non-invasifs, générés un feedback presque instantané et cliniquement représentatif, être relativement bon marché et mobile » [4]. Notamment sur ces deux derniers points, les systèmes actuels sont limités. Le Minilab est un nouveau système mobile, développé dans le cadre d'un projet européen en vue de palier à ces limites.

### MATÉRIELS :

Le Minilab, composé de 4 caméras VGA couplés à une plateforme de force, détecte des marqueurs de couleurs positionnés sur le pied. Neuf sujets asymptomatiques ont été mesurés suivant le même protocole de mesure (tibia, malléoles médiale et latérale, calcaneus postérieur (x2) et latéral, métatarses I et V, gros orteil). Cinq essais de marche ont été ensuite enregistrés, d'une part avec un système d'analyse du mouvement traditionnel (Vicon, Oxford, UK) couplé à une plateforme de force (AMTI, Watertown, USA), et d'autre part avec le Minilab.

### RÉSULTATS :

Concernant la flexion dorsale/plantaire, la pronation/supination et l'adduction/abduction, les variations moyennes entre les deux systèmes sont de 2.0, 0.7, 0.4° et 0.07, 0.04, 0.04 N.kg-1, respectivement pour les angles et les moments de la cheville, de 2.1, 1.5, 0.9° et 0.03, 0.01, 0.02 N.kg-1, respectivement pour les angles et les moments l'articulation métatarso-phalangienne.

### CONCLUSIONS :

L'étude montre que la variabilité moyenne enregistrée entre les deux systèmes est inférieure à la variabilité inter sujet communément rencontrée durant la marche asymptomatique [1, 2]. Le Minilab peut donc être utilisé pour l'analyse clinique traditionnelle.

### REMERCIEMENTS :

Le développement de ce système de l'étude (Minilab) fut mené par INESCOP et German Sport University Cologne. La recherche ayant conduit à ces résultats, a été financée par le European Community's Seventh Framework Programme (FP7/2007-2013) au travers du projet SSHOES, accord de subvention no. NMP2-SE-2009-229261.

### BIBLIOGRAPHIE :

- [1] Leardini A, Sawacha Z, Paolini G, Inghosso S, Natio R, Benedetti MG. *Gait Posture* 26, 560-571, 2007.
- [2] MacWilliams BA, Cowley M, Nicholson DE. *Gait Posture* 17, 214-224, 2003.
- [3] Samson W, Dohin B, Desroches G, Chaverot JL, Dumas R, Chèze L. *J Biomech* 44, 1321-1327, 2011.
- [4] Weinhandl JT, Armstrong BSR, Kusik TP, Barrows RT, O'Connor KM. *J Biomech* 43, 1437-1440, 2010.

## Classification des activités physiques : quels paramètres d'entrée pour quel résultat ?

L. FRADET, F. MARIN

BMBI-UMR 6600, Université de Technologie de Compiègne (60)

**MOTS CLÉS :** *Activité physique, classification, analyse ambulatoire du mouvement, accéléromètres.*

### INTRODUCTION :

L'analyse ambulatoire du mouvement et la caractérisation de l'activité physique sont essentiels pour mieux comprendre, traiter et prévenir les pathologies du système locomoteur. De nombreux systèmes basés sur des accéléromètres et capteurs inertiels ont été développés pour cela. Pour classer les activités, les algorithmes prennent comme données d'entrée divers paramètres dérivés d'accélérations. Toutefois, la pertinence de ces paramètres d'entrée n'a jamais été démontrée. En parallèle, une nouvelle méthode basée sur la caractérisation des accélérations traduisant les coordinations segmentaires mises en jeu lors des activités à classer a été proposée [1]. Bien que cette méthode apparaisse prometteuse, il reste à déterminer les accélérations permettant de distinguer au mieux chacune des activités à classer. L'objet de la présente étude est la démonstration du choix de la meilleure coordination d'accélérations.

### MATÉRIEL ET MÉTHODE :

16 sujets d'âge et de condition physique hétérogène ont réalisé des activités physiques variées telles que de la marche, de la course et du vélo sur une distance de 10 mètres à des allures différentes. De la capture 3D des segments corporels réalisée au moyen du système Vicon, 16 accélérations verticales et longitudinales ont été calculées. Toutes les combinaisons de 3 accélérations sur les 16 ont été testées pour déterminer celle qui différenciait au mieux les activités marche/course/cycle au moyen de la distance de Hausdorff (DH). La meilleure combinaison d'accélération verra donc les DHs calculés entre deux essais représentant une même activité physique les plus différentes possibles des DHs calculés entre deux essais représentant deux activités physiques différentes.

### RÉSULTATS - DISCUSSION :

Les accélérations verticales des genoux ont montré la meilleure capacité à distinguer les activités. Ce résultat a été intégré dans un algorithme de classification des activités physiques. Sur la base de celui-ci, 94% des activités physiques ont été identifiés pour les 16 sujets étudiés.

Cette étude a présenté une méthodologie complète permettant l'identification des paramètres pour la classification des activités physiques de marche, course et cyclique. Cette méthode peut être aisément appliquée à d'autres activités.

### REMERCIEMENTS :

Ce projet a été financé par le programme européen AAL-2008-1.

### RÉFÉRENCE :

[1] Fradet L., Marin F., Reconnaissance et quantification des activités physiques par l'analyse du mouvement, SOFAMEA 2011.

## Le Gait Deviation Index chez l'adulte

K. BERVET<sup>1,2</sup>, A. CRÉTUAL<sup>2</sup>, L. GODET<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Centre Mutualiste de Rééducation et Réadaptation Fonctionnelle de Kerpape, Ploemeur (56)

<sup>2</sup> Laboratoire M2S, UFR APS, Renne (35)

**MOTS CLÉS :** Marche, Gait Deviation Index, adulte, validation.

### INTRODUCTION :

Dans le cadre de l'Analyse Quantifiée de la Marche (AQM) chez l'adulte, nous nous sommes intéressés au Gait Deviation Index (GDI) [1]. Cet index purement cinématique a été initialement développé sur une population d'enfants paralysés cérébraux par l'équipe de Schwartz en 2008 pour pallier aux limites du Gillette Gait Index (GGI) [2]. Ces limites concernent surtout l'utilisation de valeurs pics sujettes à des incertitudes de mesures. De la même manière que nous avons élargi le champ d'application du GGI à l'adulte [3] le but de cette présente étude est de valider le GDI chez l'adulte.

### MATÉRIELS ET MÉTHODES :

Le GGI et le GDI sont calculés à partir des données obtenues par un système optoélectronique de capture du mouvement (système Optitrack®). Notre groupe témoin comprend 52 sujets de 15 ans et plus indemnes de toutes pathologies de marche connues (24 femmes et 28 hommes ; âge moyen : 32). Notre groupe de patients comprend 47 patients de 15 ans et plus présentant une pathologie touchant le système nerveux central et marchant de façon autonome avec ou sans aide technique (20 femmes et 27 hommes ; âge moyen : 38.5).

### RÉSULTATS :

Le GDI est conçu pour que la valeur moyenne des sujets sains soit de 100 et que chaque écart de 10 unités par rapport à cette valeur corresponde à un écart-type de variation [1]. Pour le groupe patients le GDI est compris entre 37.52 et 100.1 ; et le GGI entre 13.76 et 1217.55. La corrélation entre les deux indices est bonne que ce soit en latéralisé ( $R^2 = 0.53$ ) ou en moyenne sur les deux membres ( $R^2 = 0.58$ ).

### DISCUSSION - CONCLUSION :

Initialement, le GDI et le GGI étaient validés et corrélés chez l'enfant paralysé cérébral [1,2]. Après avoir validé le GGI est validé chez l'adulte atteint d'une pathologie touchant le système nerveux central [3], nos résultats actuels avec une corrélation proche de celle obtenus par Schwartz et Rozumalski en 2008 [1] malgré un plus petit nombre de sujets, semblent indiquer que le GDI est également valide et utilisable chez l'adulte.

### BIBLIOGRAPHIE :

- [1] Schwartz et Rozumalski (2008) Gait & Posture
- [2] Shutte et coll (2000) Gait & Posture
- [3] Cretual, Bervet, Ballaz (2010) Gait & Posture

## Localisation précise 3D du centre de hanche par la mesures de 3 distances cliniques du bassin : précision et comparaison avec la littérature

V. POMERO<sup>1</sup>, C. BOULAY<sup>1</sup>, E. CASTANIER<sup>1</sup>, C. TARDIEU<sup>2</sup>  
Y. GLARD<sup>1</sup>, E. VIEHWEGER<sup>1</sup>, J-L. JOUVE<sup>1</sup>, G. BOLLINI<sup>1</sup>

<sup>1</sup> CHU Timone Enfant, Plateforme d'analyse du mouvement, Marseille (13)

<sup>2</sup> Paris (75)

**MOTS CLÉS :** *Centre de hanche, analyse de la marche, régression linéaire multiple.*

### INTRODUCTION :

La détermination du centre de hanche (HJC) est importante pour les calculs de l'AQM, de petites imprécisions pouvant introduire des erreurs importantes dans le calcul de la cinématique et des moments de la hanche [1]. Des études précédentes ont proposé la localisation du HJC à partir de mesures de distances (MD) sur le bassin, mais la précision de ces méthodes a souvent été critiquée [1, 2].

### MATÉRIELS ET MÉTHODES :

Base de donnée et exploitation statistique : un jeu de 9 distances cliniques mesurées sur le bassin entre des repères osseux accessibles à la palpation est défini, utilisant les EIAS, EIPS et les ischions gauche et droit. Une base de données constituée de 60 bassins secs est utilisée [3], contenant les coordonnées 3D de 47 points anatomiques et des 2 HJC exprimés dans le repère bassin, ainsi que les 9 MD calculées entre les points de palpation. Une analyse en régression linéaire multiple (RLM) conduit à l'indentification des distances les plus contributives à la détermination des HJC et aux coefficients associés.

Validation : La méthode LOOCV [4] est utilisée pour estimer l'erreur de reconstruction des HJC. Les résultats sont comparés aux autres méthodes (RLM et fonctionnelles) récemment publiées [5].

### RÉSULTATS :

Le HJC est prédit par trois mesures cliniques sur le bassin. La position des HJC estimée par la méthode LOOCV est en moyenne à 8.4mm (SD=4.9) du centre réel. Contrairement aux résultats obtenus par les autres méthodes [6], ce modèle n'induit pas de biais systématique, et sa précision 3D est améliorée d'un facteur 2.

### DISCUSSION :

Même si les résultats doivent être confirmés par une validation in-vivo en utilisant le système de stéréoradiographie EOS, la localisation des HJC par RLM donne une précision supérieure à celles rapportées par les autres méthodes [6]. Cette approche ne requiert pas la palpation du pubis.

### RÉFÉRENCES :

- [1] Kirkwood et al (1999) Clin. Biomech. 14:227-235
- [2] Leardini et al (1999) J. Biomech. 32:99-103
- [3] Tardieu et al (2008) RCO 94:327-335
- [4] Ripley (1996) Pattern Recognition and Neural Networks. Cambridge University Press, UK.
- [5] Sangeux et al (2011) Gait & Posture 34:324-28

## Description et classification de l'effet de l'allongement des ischio-jambiers dans le cadre de chirurgies multi-sites chez l'enfant paralysé cérébral

A. SEBSADJI<sup>1,2</sup>, N. KHOURI<sup>1,3</sup>, K. DJEMAL<sup>2</sup>, D. YEPREMIAN<sup>1</sup>  
F. HAREB<sup>1</sup>, P. HOPPENOT<sup>2</sup>, E. DESAILLY<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Fondation Ellen Poidatz, St Fargeau Ponthierry (77)

<sup>2</sup> Laboratoire IBISC, Evry (91)

<sup>3</sup> Hôpital d'Enfants Armand Trousseau, Paris (75)

**MOTS CLÉS :** Chirurgie, ischio-jambiers, multi-sites, support vector machine, paralysie, classification, résultat thérapeutique.

### INTRODUCTION :

La chirurgie multi-sites vise à corriger les troubles de la marche de l'enfant paralysé cérébral en associant de multiples chirurgies sur un même temps thérapeutique. Il est dès lors complexe d'isoler l'effet d'un de ces gestes dans ce contexte multifocal. Pour répondre à cette problématique nous avons choisi d'identifier spécifiquement l'effet de la chirurgie d'allongement des ischio-jambiers (CAIJ) chez les enfants PC marchant genoux fléchis (crouch gait).

### OBJECTIFS :

- Décrire les paramètres spécifiquement influencés par la CAIJ.
- Classifier l'effet d'amélioration ou de non-amélioration de la CAIJ dans un contexte multi-sites.

### MÉTHODES :

42 enfants sont répartis en 2 groupes : 31 (G1=60 membres inférieurs (MI)) et 11 (G2=20 MI) respectivement opérés et non opérés des IJ. Le GDI est calculé. Leurs données cinématiques (angles et vitesses) sont double-normalisées. Un test d'homogénéité (G1 vs G2) sélectionne les paramètres cinématiques influencés par la CAIJ. Des analyses en composantes principales identifient les descripteurs minimum caractérisant l'effet de la CAIJ (seuil de qualité de représentation=99%). Plusieurs classificateurs supervisés par avis d'expert («Support Vector Machines» (SVM) linéaire et non linéaire et «Regularized Discriminant Analysis» (RDA)) sont comparés sur la base de leurs performances en apprentissage, en validation (leave one out) et en généralisation.

### RÉSULTATS :

83% des sujets du G1 sont globalement améliorés par la chirurgie multi-site. Parmi l'ensemble des données cinématiques 16 sous-vecteurs significativement influencés par la CAIJ sont sélectionnés. Leur dimensionnalité est réduite en 16 paramètres (FE du bassin: 5, Rot<sup>+</sup> du bassin: 2, FE du genou: 6, FE de la cheville: 3). 6 experts ont classifié 36 MI en 24 améliorés et 12 non améliorés par la CAIJ. La méthode de classification présentant les meilleures performances est la SVM linéaire avec des taux d'erreur de 0% en apprentissage, 5.4% en validation, 6,5% en généralisation. Au regard de ce système de classification 1/3 des MI du G1 n'ont pas été améliorés par la CAIJ.

### DISCUSSION - CONCLUSION :

Par l'utilisation de techniques de classification supervisée nous avons obtenu un système qui permet de catégoriser l'apport spécifique de la CAIJ parmi l'ensemble des gestes réalisés en deux classes «positif» et «non positif». Ainsi sur les 83% de patients améliorés par la chirurgie multi-site, la CAIJ n'a contribué à cette amélioration que dans 70 % de ces cas. Cette méthodologie est généralisable à l'étude de l'effet d'autres actes chirurgicaux.

## Corrélations entre asymétries de mouvement pendant la marche pour une inégalité de longueur de jambes anatomique

M. FRESLIER<sup>1</sup>, E. RUTZ<sup>1</sup>, M.S. GASTON<sup>2</sup>, R. BRUNNER<sup>1</sup>, J. ROMKES<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Laboratory for Movement Analysis, University Children Hospital Basel, Suisse

<sup>2</sup> Orthopaedic Department, The royal Hospital for Sick Children Edinburgh, Grande-Bretagne

**MOTS CLÉS :** *Analyse de la marche, différence de longueur anatomique des membres inférieurs, mouvements du corps entier, corrélations.*

### INTRODUCTION :

Pour les patients atteints d'une différence de longueur anatomique des membres inférieurs (DLMIa), certaines compensations sont décrites objectivement : la marche sur la pointe du pied côté court (TW) et la flexion de la jambe longue (LF) [1]. De plus, il est suggéré que ces patients présentent un plus grand risque de développement de problèmes spinaux [2]. Le but de cette étude est de déterminer s'il existe des corrélations entre les asymétries du bas (TW, LF) et du haut du corps (pelvis, thorax) et la DLMIa, et entre ces asymétries.

### MÉTHODES :

29 patients sans symptôme neurologique avec une DLMIa de plus de 2cm ayant subi une analyse de la marche en 3D sont rétrospectivement sélectionnés (âge  $16.8 \pm 3.9$  ans, DLMIa  $3.6 \pm 1.6$ cm (2.0 à 8.5cm)). Les compensations TW et LF sont définies d'après Song et al. [1]. Différents tests statistiques sont réalisés :

- différences significatives des angles en 3D pelviens, thoraciques et spinaux entre côtés long et court pour chaque patient (test t apparié,  $p < 0.05$ )
- distribution de ces asymétries sur chaque angle (test du  $\chi^2$ )
- influence de la DLMIa sur les asymétries du haut et du bas du corps, corrélations entre ces asymétries (corrélation de Spearman)
- corrélation entre la DLMIa et la valeur moyenne de la bascule latérale du pelvis (corrélation de Pearson)

### RÉSULTATS :

Parmi les 29 patients, 4 présentent une compensation de TW et 10 de LF. Les asymétries significatives observées sur le haut du corps sont la bascule latérale du pelvis côté court ( $p=0.016$ ), la flexion latérale spinale côté long ( $p=0.002$ ) et la rotation du pelvis des deux côtés ( $p=0.032$ ). Les corrélations significatives trouvées :

- DLMIa / TW ( $p=0.025$ )
- LF / flexion latérale spinale ( $p=0.035$ )
- bascule latérale du pelvis / flexion latérale spinale ( $p=0.042$ )
- rotation du pelvis / rotation du thorax ( $p=0.019$ )
- DLMIa / valeur moyenne de bascule latérale du pelvis ( $p=0.004$ )

### CONCLUSION :

Nos résultats montrent que la DLMIa n'est corrélée qu'à l'asymétrie de TW et à la valeur de bascule du pelvis. Certaines asymétries sur le haut du corps sont mises en exergue avec une corrélation entre la bascule du pelvis et la flexion spinale en latéral. Il en découle donc que pour une DLMIa des compensations existent aussi bien sur le haut que sur le bas du corps avec des risques spinaux confirmés.

### RÉFÉRENCES :

- [1] Song K.M. et al. J Bone Joint Surg Am. 1997;79:1690-8
- [2] Kakushima M. et al. Spine 2003;28:2472-6

## Influence du fonctionnement sensori-moteur du membre inférieur dans le plan frontal sur la vitesse et l'efficacité du pas lors de la marche sur une surface irrégulière

L. ALLET<sup>1,2</sup>, H. KIM<sup>3</sup>, J. ASHTON-MILLER<sup>3,4</sup>, T. DE MOTT<sup>5</sup>, J. K. RICHARDSON<sup>5</sup>

<sup>1</sup> University of Applied Sciences of Western Switzerland, Physiotherapy, Genève, Suisse

<sup>2</sup> University Hospitals and University of Geneva, Health Care Directorate, Genève, Suisse

<sup>3</sup> University of Michigan, Biomedical Engineering, Michigan, États-Unis

<sup>4</sup> University of Michigan, Mechanical Engineering, Biomechanics Research Laboratory, Michigan, États-Unis

<sup>5</sup> University of Michigan, Physical Medicine & Rehabilitation, Michigan, États-Unis

**MOTS CLÉS :** *Fonctionnement sensori-moteur, neuropathie périphérique, vitesse de marche, l'efficacité du pas.*

### INTRODUCTION :

Les troubles de l'équilibration et de la marche sont communs chez les personnes diabétiques atteintes de neuropathie périphérique (PN). L'objectif de cette étude était de déterminer si le fonctionnement sensori-moteur du membre inférieur dans le plan frontal était étroitement associé à la vitesse et à l'efficacité du pas (ratio largeur/longueur du pas) [1] lors de la marche sur une surface irrégulière.

### MATÉRIELS ET MÉTHODES :

20 sujets avec une PN et 13 sujets sains ont été recrutés dans le cadre d'un protocole approuvé par le comité d'éthique. La sévérité de l'atteinte PN était établie par la mesure de la conduction nerveuse et par la Michigan Diabetes Neuropathy Scale (MDNS). Tous les sujets ont passé des tests sensori-moteur comprenant le seuil proprioceptif de la cheville (inversion/éversion) ; l'activité motrice de la cheville et de la hanche dans le plan frontal (force maximale (FM) et le taux de développement du moment de force (TDMF)). Ils ont également rempli un questionnaire sur la confiance de leur équilibre dans les activités quotidiennes (The Balance Confidence scale (ABC)). Les variables spatio-temporelles ont été enregistrées pendant la marche sur une surface irrégulière de 10 mètres à 100 Hz au moyen d'un système de caméras optoélectroniques.

### RÉSULTATS :

Les corrélations entre la sévérité de la neuropathie et les caractéristiques individuelles à la marche ont confirmé que la sévérité de l'atteinte des PN est corrélée avec une vitesse de marche plus lente ( $R = -0.353$  ;  $p = 0.004$ ) et moins efficace ( $R = 0.602$  ;  $p < 0.001$ ). L'analyse de régression a permis d'identifier quatre prédicteurs de la vitesse de marche: TDMF des adducteurs de hanche ( $R = 0.436$ ), TDMF des inverseurs de la cheville ( $0.504$ ), l'échelle ABC ( $R = 0.628$ ) et la FM des abducteurs de la hanche ( $R = 0.643$ ). En plus, un prédicteur de l'efficacité de la marche a été identifié: le TDMF des inverseurs de la cheville ( $R = 0.46$ ).

### DISCUSSION - CONCLUSION :

Près de 70% de la vitesse de la marche et 46% de son efficacité sur une surface irrégulière étaient expliqués par une diminution de la fonction sensori-motrice du membre inférieur dans le plan frontal. Les résultats de cette étude incitent à développer des traitements et des programmes de rééducation pour les patients diabétiques atteints d'une neuropathie périphérique.

### RÉFÉRENCES :

[1] Donelan JM et al. J Exp Biol 2005, 3717

## Coordination inter-ceintures lors de la locomotion sous contraintes

P. DEDIEU, P-G. ZANONE

PRISSMH - LAPMA, UPS, Université de Toulouse (31)

**MOTS CLÉS :** *Locomotion, adaptation, systèmes dynamiques, auto-organisation.*

La locomotion humaine se caractérise par une coordination en anti-phase des ceintures scapulaire et pelvienne. Elle succède à une coordination en-phase lors de l'apprentissage de la marche (McCollum et al., 1995). Cependant, Lamothe (2002) et Huang (2010) ont montré qu'une coordination en-phase était adoptée à des vitesses lentes de marche chez l'adulte ou chez des patients souffrant de lombalgies alors que la coordination en anti-phase apparaissait à des vitesses plus rapides. Cette coordination relève aussi de la coordination entre les bras et les jambes et optimise la locomotion sur le plan biomécanique (Pontzer et al., 2009).

L'objet de cette étude est d'étudier l'évolution et la stabilité de la coordination entre les ceintures en fonction du mode de locomotion et de l'oscillation des bras.

Huit sujets ont participé à l'étude. Ils ont marché et couru sur un tapis dans 4 conditions expérimentales avec un facteur Bras (« bras oscillants » ou « bras bloqués ») et un facteur Vitesse (marche et course). La Phase Relative Continue a été calculée selon la méthode de la transformée de Hilbert. Une distribution fréquentielle a été réalisée. Son analyse a permis de déterminer les patrons de coordination adoptés le plus fréquemment dans chaque condition.

Les données ont été analysées avec une ANOVA multifactorielle à mesure répétée. Le niveau de significativité retenu a été  $p < 0.05$ .

Notre étude montre que lorsque les bras sont immobilisés, il existe une augmentation significative des coordinations en-phase entre les ceintures, davantage marquée à la course. Chez certains sujets, ces coordinations sont aussi présentes en conditions normales comme retrouvé lors de l'acquisition de la marche chez l'enfant (Ledebt, 2000) et dans des locomotions atypiques (Wagenaar & Beek, 1992). Cette présence évoque la possibilité d'une bi-modalité lors de la locomotion la plus naturelle. Dans les deux conditions « Bras », l'augmentation de la vitesse stabilise la coordination entre les ceintures autour de valeurs proches des valeurs canoniques de l'anti-phase ( $180^\circ$ ) et de l'en-phase ( $0^\circ$ ). Alors qu'une coordination en anti-phase des ceintures lors de la locomotion semble être le signe d'une maturité, ces variations de répartition des deux synchronisations « naturelles » en fonction des contraintes témoignent de la très grande flexibilité du système locomoteur qui peut recourir à des coordinations plus primitives (Dedieu & Zanone, 2011). La coordination entre les ceintures apparaît ainsi comme un indicateur fiable de la locomotion.

## Les troubles de la marche dans l'hydrocéphalie à pression normale

M. GHEDIRA<sup>1,2</sup>, E. HUTIN<sup>1</sup>, J.-M. GRACIES<sup>1</sup>, P. DECQ<sup>1,3</sup>

<sup>1</sup> Laboratoire Analyse et de Restauration du Mouvement, Biomécanique & Système Nerveux, Arts et Métiers ParisTech, CHU Henri Mondor, AP-HP, Créteil (90)

<sup>2</sup> Université Pierre et Marie Curie, Paris VI (75)

<sup>3</sup> Service de Neurochirurgie, CHU Henri Mondor, AP-HP, Créteil (90)

**MOTS CLÉS :** Hydrocéphalie à pression normale, marche, variabilité, asymétrie.

### INTRODUCTION :

L'hydrocéphalie à pression normale (HPN) est un déficit de l'hydrodynamique du liquide cébrospinal (LCS), avec dilatation des cavités ventriculaires et pression spontanée au repos du LCS normale. Son diagnostic est délicat chez la personne âgée dont les cavités ventriculaires sont physiologiquement plus larges. L'HPN cause une triade symptomatique : troubles cognitifs, de la marche et sphinctériens [1]. Cette étude rétrospective visait à caractériser la marche des patients présentant une HPN, en quantifiant spécifiquement les paramètres de variabilité et d'asymétrie du pas.

### MÉTHODES :

Douze sujets affectés par une HPN isolée basée sur un diagnostic IRM (68±12ans) et 12 sujets contrôles (C, 65±13ans) ont réalisé un test de marche, pieds nus, à vitesse spontanée et maximale (2x8m dans chaque condition, GaitRite System). Nous avons mesuré vitesse de la marche, cadence, longueur du pas, coefficient de variabilité de la longueur du pas (spatiale) et de la durée de la phase oscillante (temporelle), et l'indice d'asymétrie temporelle du pas (IA) [2].

### RÉSULTATS :

Les sujets HPN ont une vitesse spontanée de marche diminuée (HPN, 0.77m/s ; C, 1.15m/s, p=0.002). En vitesse maximale, les sujets HPN et contrôles augmentent similairement leurs paramètres spatio-temporels (vitesse : HPN, +63% ; C, +57%, NS ; cadence : HPN, +32% ; C, +31%, NS ; longueur enjambée : HPN, +22% ; C, +20%, NS).

En vitesse spontanée, les variabilités spatiale et temporelle sont augmentées chez les sujets HPN (HPN vs. C, p<0.05) ce qui n'est plus le cas en vitesse maximale pour la variabilité spatiale (HPN vs. C, NS). Une asymétrie temporelle, absente en vitesse spontanée, apparaît en vitesse maximale dans le groupe HPN (HPN, IA=3.7 ; C, IA=1.7, p=0.026).

### CONCLUSION :

La marche des patients affectés par une HPN semble caractérisée par une variabilité spatiale et temporelle accrue à vitesse spontanée, et une asymétrie temporelle élevée uniquement à vitesse maximale. Une étude comparative avec d'autres pathologies neurologiques dégradant la marche pourrait permettre de définir des paramètres discriminants pour le diagnostic de l'HPN.

### BIBLIOGRAPHIE :

[1] Hakim S, Adams RD, 1965. The special clinical problem of symptomatic hydrocephalus with normal cerebrospinal fluid pressure. J Neurol Sci. 2(4):307-27

[2] Plotnik M, Giladi N, Hausdorff JM, 2007. A new measure for quantifying the bilateral coordination of human gait. Exp Brain Res. 181(4):561-70

## Récupération tardive de la préhension après accident vasculaire cérébral : analyse clinique et cinématique à propos d'un cas

P. REVOL<sup>1</sup>, P. RIFFO<sup>2</sup>, F. COTTON<sup>1</sup>, Y. ROSSETTI<sup>1</sup>, G. RODE<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Hôpital H Gabrielle, Lyon (69)

<sup>2</sup> Santiago, Chili

**MOTS CLÉS :** *Récupération motrice, analyse cinématique, préhension, accident vasculaire cérébral.*

### INTRODUCTION :

La principale cause d'hémiplégie est une atteinte de la voie corticospinale, impliquée dans les comportements moteurs. Après un accident vasculaire cérébral (AVC), la récupération motrice s'effectue selon une courbe exponentielle avec une récupération initiale rapide suivie par une phase plus lente qui tend vers un plateau, avec une variabilité interindividuelle importante. Néanmoins, un déficit moteur reste présent au niveau de la main chez plus de 50% des patients. À ce jour aucuns travaux ne mentionnent une récupération tardive de la motricité distale. Notre étude évalue la motricité du membre supérieur chez un patient 10 ans après son AVC.

### MATÉRIEL ET MÉTHODES

Les performances motrices d'un patient de 63 ans sont évaluées à l'aide de tests cliniques (2010) et d'une analyse cinématique d'un mouvement de préhension (2006 et 2010) et de données anatomiques (IRMf, DTI). Pour l'analyse du mouvement le patient et six sujets contrôles doivent saisir un verre (2006 et 2010), une pomme ou un cube (2010). Les mouvements du bras droit sont capturés avec un système optoélectronique à une fréquence de 50Hz. Pour chaque mouvement des paramètres cinématiques (Temps de Mouvement, Pic de Vitesse, Temps au pic de Vitesse, Début d'ouverture des doigts) et des paramètres spatiaux (hauteur du poignet et du coude) sont calculés et analysés.

### RÉSULTATS :

En 2010 le patient peut attraper des objets de tailles différentes en accord avec les scores aux tests de Fugl-Meyer et du 'Box and block'.

L'imagerie d'une section coronale au niveau du cortex moteur primaire montre que la représentation corticale de la main est épargnée. De plus une tractographie par DTI met en évidence que 30% de la partie postérieure du faisceau corticospinal est intacte.

L'analyse cinématique réalisée en 2010 a montré comparativement à celle de 2006 une diminution du temps de mouvement avec augmentation du temps de pic de vitesse et un début d'ouverture plus précoce et proche des valeurs obtenues avec les sujets contrôles. Finalement lors de la saisie de la pomme, les paramètres spatiaux du patient sont significativement plus grands.

### DISCUSSION - CONCLUSION :

Ce premier cas de récupération tardive de la préhension fine peut s'expliquer à la fois par une représentation corticale de la main épargnée et par une intégrité partielle du faisceau corticospinal.

# Utilisation d'un système robotique comme outil quantitatif et sensible pour évaluer les déficiences du membre supérieur chez les patients cérébro-lésés : une étude de cohorte prospective préliminaire

M. GILLIAUX<sup>1</sup>, T. LEJEUNE<sup>1,2</sup>, C. DETREMBLEUR<sup>1</sup>  
J. SAPIN<sup>3</sup>, B. DEHEZ<sup>3</sup>, G. STOQUART<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Institut des NeuroSciences, Université catholique de Louvain, Bruxelles, Belgique

<sup>2</sup> Cliniques universitaires Saint-Luc, Département de Médecine Physique et Réadaptation, Bruxelles, Belgique

<sup>3</sup> Institut de Mécanique, Matériaux et Génie Civil, Université catholique de Louvain, Louvain-la-Neuve, Belgique

**MOTS CLÉS :** Robotique, méthode d'évaluation, biomécanique, Cinématique, accident vasculaire cérébral, membre supérieur.

## INTRODUCTION :

De récentes revues systématiques recommandent l'utilisation de la cinématique afin d'évaluer de manière objective et quantitative le membre supérieur des patients cérébro-lésés [1]. Le but de cette étude préliminaire était de comparer des indices de cinématique entre des sujets sains et cérébro-lésés de même âge en évaluant diverses tâches effectuées avec un dispositif robotique.

## MATÉRIELS ET MÉTHODES :

Nous avons réalisé une étude de cohorte prospective en comparant des sujets sains (n=10) et des patients cérébro-lésés (n=10).

Divers indices de cinématique ont été analysés à partir de trois tâches différentes.

Parmi ces indices, nous avons entre autres analysé la capacité des sujets à réaliser un mouvement rectilinéaire (i.e., rapport entre l'amplitude du mouvement et la trajectoire effectuée) et fluide (i.e., rapport entre la vitesse moyenne et le pic de vitesse).

Ces tâches, qui étaient composées de mouvements de grande amplitude, de cibles à atteindre et de mouvements géométriques, ont été standardisées et effectuées par le bras pathologique des patients cérébro-lésés et par le bras dominant des sujets sains au moyen du système robotisé ReaPLAN. Le ReaPLAN est un dispositif robotique à effecteur distal permettant aux sujets de réaliser des mouvements avec le membre supérieur dans le plan horizontal.

## RÉSULTATS :

Pour les mouvements de grande amplitude, les mouvements des sujets cérébro-lésés étaient moins constants en amplitude, moins rectilignes et moins fluides que ceux des sujets sains ( $p < 0,001$ ). Pour les cibles à atteindre, les mouvements des sujets cérébro-lésés étaient moins rectilignes que les sujets sains ( $p < 0,001$ ). Pour les mouvements géométriques, les sujets cérébro-lésés avaient plus de difficultés que les sujets sains pour dessiner les formes demandées ( $p < 0,01$ ).

## DISCUSSION-CONCLUSION :

Cette étude préliminaire propose des indices de cinématique, évalués à partir d'un système robotique, pouvant être altérés chez le sujet cérébro-lésé. D'autres études devront confirmer la pertinence de ce protocole au moyen d'une cohorte plus importante.

## BIBLIOGRAPHIE :

[1] Kwakkel G, Kollen BJ, Krebs HI. Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke : a systematic review. *Neurorehabil Neural Repair* 2008; 22:111 -121.

---

# DE NOUVEAUX OUTILS POUR L'ANALYSE DU MOUVEMENT

---

- **Un nouvel algorithme basé sur l'analyse en composante principale pour la sélection d'un essai représentatif parmi plusieurs mesures d'un sujet**  
*K. SCHWEIZER, J. ROMKES, PH.C. CATTIN, C. HUBER, M. FRESLIER, R. BRUNNER* ..... 25
- **Ergonomie assistée par ordinateur : intégration automatisée de l'outil RULA pour l'analyse du mouvement**  
*N. VIGNAIS, F. MARIN* ..... 27
- **Précision et reproductibilité de la caméra Kinect (markerless motion capture)**  
*B. BONNECHÈRE, B. JANSEN, H. BOUZAHOUENE, P. SALVIA, J. CORNELIS, M. ROOZE, S. VAN SINT JAN*..... 28

## Un nouvel algorithme basé sur l'analyse en composante principale pour la sélection d'un essai représentatif parmi plusieurs mesures d'un sujet

K. SCHWEIZER<sup>1</sup>, J. ROMKES<sup>1</sup>, PH.C. CATTIN<sup>2</sup>  
C. HUBER<sup>3</sup>, M. FRESLIER<sup>1</sup>, R. BRUNNER<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Laboratory for Movement Analysis, University Children's Hospital Basel (UKBB), Suisse

<sup>2</sup> Medical Image Analysis Center (MIAC), University of Basel, Suisse

<sup>3</sup> Laboratory of Biomechanics & Biocalorimetry (LOB2), University of Basel, Suisse

**MOTS CLÉS :** *Analyse de la marche, analyse en composante principale, essai représentatif.*

### INTRODUCTION :

En analyse du mouvement, les résultats des mesures sont essentiellement représentés sous forme de courbes comme celles des angles articulaires. Ces ensembles de données sont souvent réduits à une simple courbe correspondant à un essai représentatif ou à une courbe moyenne sur plusieurs essais. Cette étude vise à développer un algorithme pour sélectionner rapidement et objectivement un essai représentatif pour un sujet.

### MATÉRIELS ET MÉTHODES :

L'Analyse en Composante Principale (ACP) [1] a été appliquée à chaque essai de 1841 sujets sur 11 angles dérivés de l'analyse de la marche en 3D. Pour chaque sujet, suite à la détermination sur tous les essais de la médiane des scores de composantes principales (cp-scores), les distances euclidiennes de chaque cp-score (un par essai) à cette médiane ont été calculées. En additionnant ces distances sur tous les angles pour chaque essai, l'algorithme permet de sélectionner l'essai le plus proche de la médiane pour l'ensemble des angles.

### RÉSULTATS :

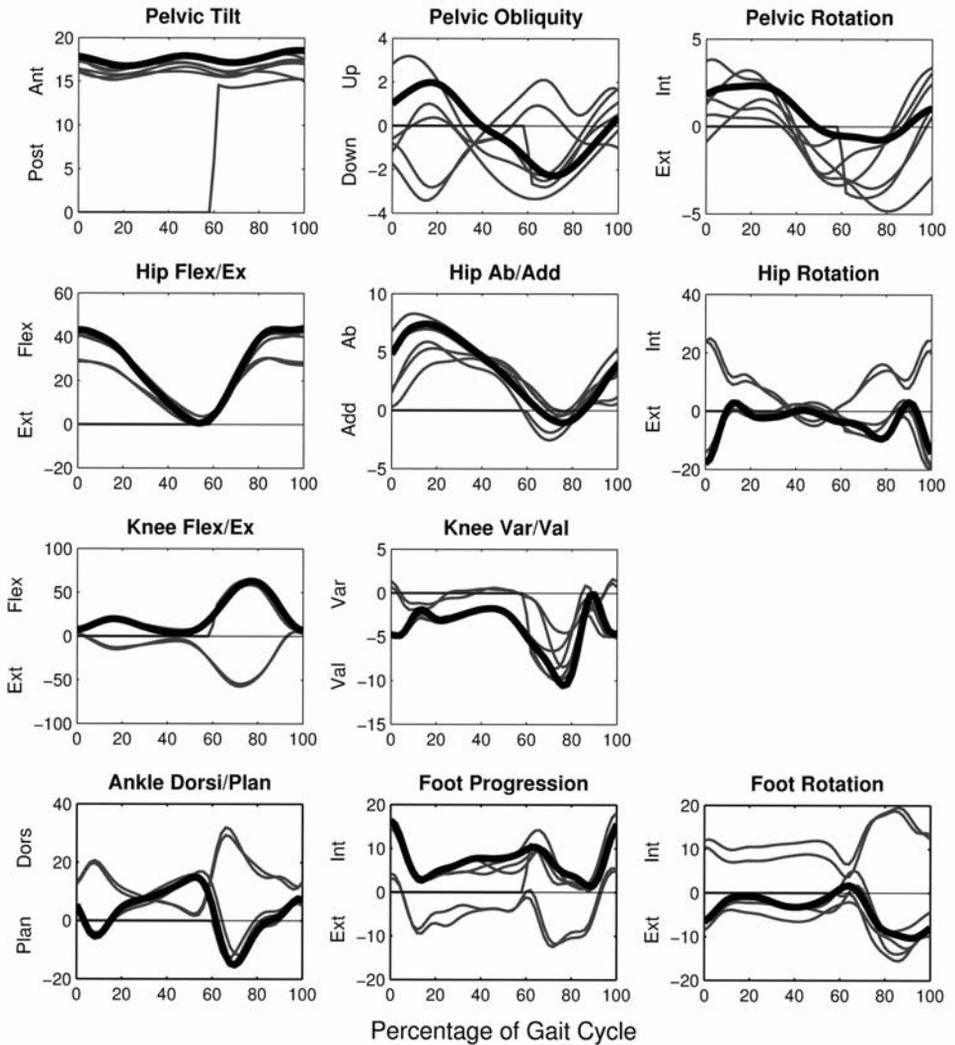
La figure 1 présente les courbes d'angles articulaires de tous les essais d'un sujet. La courbe en gras montre l'essai choisi par l'algorithme. Dans ce cas, l'ACP permet l'identification d'un essai sans signe visible de contamination. Un contrôle visuel d'uniformité pour tous les sujets (n=1841, jambes gauche et droite) indique que le code fonctionne pour 98.8% des sujets.

### DISCUSSION - CONCLUSION :

Plutôt que de choisir un essai visuellement, comme c'est le cas dans la plupart des laboratoires d'analyse de la marche, l'utilisation de l'ACP sur un ensemble choisi de différents paramètres de la marche (par exemple cinématiques et/ou cinétiques) serait plus pratique. Même pour des ensembles de données avec plusieurs essais contaminés, l'ACP fournit bien un essai non contaminé. La seule limite à l'utilisation de cette méthode apparaît pour le calcul de la médiane si plus de la moitié des données sont contaminées. Nous concluons donc que l'ACP est un outil efficace pour une sélection rapide et objective d'essais représentatifs parmi une grande quantité de données d'analyse du mouvement.

### RÉFÉRENCES :

[1] Jolliffe, I.T. (2002). Principal Component Analysis. NY, Springer-Verlag.  
(Project of the Swiss National Science Foundation: 32003B\_127534)



## Ergonomie assistée par ordinateur : intégration automatisée de l'outil RULA pour l'analyse du mouvement

N. VIGNAIS<sup>1</sup>, F. MARIN<sup>1</sup>

Laboratoire de BioMécanique et BioIngénierie, Centre de Recherche de Royallieu  
Compiègne (60)

**MOTS CLÉS :** *Outil RULA, ergonomie, efficacité motrice, troubles musculo-squelettiques.*

### INTRODUCTION :

Le concept d'efficacité motrice est à rapprocher de celui d'ergonomie physique dans le milieu professionnel. En effet, l'ergonome améliore l'environnement de travail pour assurer la production avec le maximum d'efficacité motrice. Dans ce but, l'outil RULA ('Rapid Upper Limb Assessment') [1] estime le niveau d'efficacité motrice car elle permet de donner un score de risque des troubles musculo-squelettiques au cours du mouvement. Cependant, ce type de technique est aujourd'hui difficile à utiliser de façon automatisée. Cette étude a donc pour objectif l'intégration de l'outil RULA dans le traitement de mouvements préalablement enregistrés.

### MATÉRIELS ET MÉTHODES :

Différents mouvements des membres supérieurs ont tout d'abord été enregistrés par l'intermédiaire d'un système de capture de mouvement optoélectronique (Vicon, Oxford Metrics, RU). Ce système était composé de 7 caméras infrarouges (modèle T160) enregistrant la position tridimensionnelle de marqueurs réfléchissants positionnés sur des repères anatomiques des membres supérieurs [2]. Les données cinématiques (enregistrés au format .c3d) sont ensuite importés dans Matlab (MathWorks, Natick, MA, EU) par l'intermédiaire d'une interface graphique intuitive. Cette interface permet le calcul du score de risque lié à l'outil RULA.

### RÉSULTATS :

L'outil d'évaluation du mouvement est totalement opérationnel et permet l'obtention du score RULA. Il a été testé et validé sur différents types de mouvement.

### DISCUSSION - CONCLUSION :

La robustesse de l'algorithme d'évaluation du score RULA a été démontrée à partir de mouvements capturés. Ce score RULA permet de quantifier automatiquement et objectivement l'efficacité motrice pour un mouvement donné. Dans le domaine clinique ou en rééducation fonctionnelle, le fait d'évaluer le risque de troubles musculo-squelettiques simultanément à la capture du mouvement offre des perspectives nouvelles. En effet, une utilisation en temps réel de l'outil permettrait de contrôler et de corriger la posture du sujet tout en diminuant le risque de traumatismes liés au mouvement.

### REMERCIEMENTS :

Cette étude a reçu le financement de l'Union Européenne (FP7/2007-2013) - accord n°248290 - Projet COGNITO.

### BIBLIOGRAPHIE :

- [1] McAtamney & Corlett, Applied Ergonomics, 24(2), 91-99, 1993.
- [2] Wu et al., Journal of Biomechanics, 38(5), 981-992, 2005.

## Précision et reproductibilité de la caméra Kinect (markerless motion capture)

**B. BONNECHÈRE<sup>1</sup>, B. JANSEN<sup>2,3</sup>, H. BOUZAHOUENE<sup>1</sup>  
P. SALVIA<sup>1</sup>, J. CORNELIS<sup>2</sup>, M. ROOZE<sup>1</sup>, S. VAN SINT JAN<sup>1</sup>**

<sup>1</sup> *Laboratory of Anatomy, Biomechanics and Organogenesis (LABO), Université Libre de Bruxelles, Belgique*

<sup>2</sup> *Department of Electronics and Informatics - ETRO, Vrije Universiteit Brussel, Belgique*

<sup>3</sup> *Interdisciplinary Institute for Broadband Technology (IBBT), Dept. of Future Media and Imaging (FMI), Gaston Crommenlaan 8 (box 102), B-9050 Ghent, Belgique*

**MOTS CLÉS :** *Analyse du mouvement 3D, markerless technologie*

### **INTRODUCTION :**

Les systèmes d'analyse du mouvement sans marqueurs sont apparus il y a une bonne décennie [1]. Pourtant, de tels systèmes ne semblent pas avoir reçu l'effet escompté malgré des avantages indéniables (par exemple, aucun marqueur ne doit être placé sur le sujet). La commercialisation de la caméra Kinect (Microsoft®), de prix très modique, offre des perspectives intéressantes dans le domaine de la capture de mouvements et de la rééducation. Cependant la précision de ce système n'est pas encore connue à l'heure actuelle.

### **MATÉRIEL ET MÉTHODE :**

Les mouvements effectués (abduction d'épaule, flexion du coude, abduction de hanche et flexion des genoux) étaient enregistrés simultanément par la Kinect (système ne nécessitant pas de marqueur sur le corps) et par un système optoélectronique Vicon (8 caméras MXT40s) nécessitant la pose de marqueurs. Les sujets (n=10) ont été équipés de 31 marqueurs réfléchissants, ceux-ci ont été placés de sorte à pouvoir reconstruire un squelette le plus proche possible de celui fourni par la Kinect (logiciel Microsoft SDK). Différents paramètres ont été comparés : la longueur des différents segments (bras, avant-bras...) en position statique et durant les mouvements, ainsi que les amplitudes de mouvement.

### **RÉSULTATS :**

L'estimation de la longueur des segments démontre de larges différences entre les segments en statique mais surtout durant la réalisation des mouvements (différence ( $p < 0.000$ ) de  $74 \pm 8$  mm pour le bras et différence ( $p = 0.026$ ) de  $1817$  mm pour l'avant-bras durant les flexions du coude). Au niveau de l'estimation des angles il y a également des différences entre les articulations (pour la flexion du coude différence ( $p = 0.007$ ) de  $13 \pm 10^\circ$  entre les deux systèmes, différence ( $p < 0.000$ ) pour la flexion de genou de  $25 \pm 4^\circ$ ). La reproductibilité a également été étudiée.

### **DISCUSSION - CONCLUSION :**

Les résultats obtenus nous ont permis de mettre en évidence une différence systématique au niveau de la Kinect par rapport au Vicon. Cette différence varie en fonction des articulations et des mouvements effectués. La connaissance de ces différences permettra un post-processing améliorant la précision des résultats obtenus par la Kinect et donc une meilleure utilisation de celle-ci pour le développement d'applications futures.

### **BIBLIOGRAPHIE :**

[1] Corazza S., Ann Biomed Eng. 2006;34(6):1019-29

---

# DES INDICES POUR CARACTÉRISER LA MARCHÉ

---

- **Complémentarité du Gait Deviation Index et des paramètres spatio-temporels dans la caractérisation de la marche du sujet sain**  
*A. STEPHAN-CARLIER, J. FACIONE-ROGER, C. BILLON, J-J. CHAPUS, J. PAYSANT, C. BEYAERT* ..... 30
- **Utilisation du Gillette Gait Index dans l'Evaluation de la marche de l'adulte Paralysé Cérébral après injection de toxine**  
*C. MARCHIORI, N. VUILLERME, C. RECH, D. PRADON*..... 31
- **Maturation de la stabilité de la marche : une application du Gait Variability Index à l'enfant asymptomatique**  
*A. GOUELLE, F. MÉGROT, C. MÉGROT, A. YELNIK, G-F. PENNEÇOT*..... 32
- **Le Gait Variability Index : un nouvel indice pour quantifier le risque de chute - Application chez l'enfant souffrant de paralysie cérébrale**  
*C. CARNIS, C. MÉGROT, A. GOUELLE, F. MÉGROT*..... 33
- **Le GDI-Kinetic : un nouveau score pour quantifier les anomalies cinétiques. Étude d'une population d'enfants diplégiques spastiques avant et après chirurgie**  
*F. MÉGROT* ..... 34
- **Ker-EGI : « Kerpape-Rennes-EMG-based-Gait-Index » - Définition d'un index de quantification de la marche pathologique par électromyographie**  
*K. BERVET, A. CRÉTUAL, M. BESSETTE*..... 35

## Complémentarité du Gait Deviation Index et des paramètres spatio-temporels dans la caractérisation de la marche du sujet sain

A. STEPHAN-CARLIER<sup>1</sup>, J. FACIONE-ROGER<sup>2</sup>, C. BILLON<sup>1</sup>,  
J.-J. CHAPUS<sup>2</sup>, J. PAYSANT<sup>1</sup>, C. BEYAERT<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Laboratoire analyse mouvement, Centre Pierquin, Nancy (54)

<sup>2</sup> Service MPR, HIA Legouest, Metz

**MOTS CLÉS :** *Analyse tridimensionnelle de la marche, cinématique, paramètres spatio-temporels, adultes, enfants.*

### INTRODUCTION :

L'analyse quantifiée de la marche permet le calcul de paramètres spatiotemporels (PST), cinématiques et cinétiques au cours de la déambulation. Les PST renseignent sur la vitesse de marche et les caractéristiques spatiotemporelles des membres inférieurs assurant le déplacement. Le Gait Deviation Index [1] (GDI), calculé à partir de variables cinématiques du pelvis et des membres inférieurs, donne un index global de modalité cinématique d'une marche comparée à celle d'une population normale. Étant donné que les PST et le GDI mesurent des aspects différents de la marche, il était émis l'hypothèse de l'existence d'un faible ou très faible coefficient de corrélation ( $<0.5$ ) entre ces variables.

### MATÉRIELS ET MÉTHODES :

Il s'agit d'une étude rétrospective chez une population de sujets enfants (de 6 à 15 ans) et adultes sains ayant eu une analyse quantifiée de la marche dans notre laboratoire avec le modèle Plug-in-Gait entre 2002 et 2010. Les PST adimensionnels [2] et le GDI, obtenus pour chaque membre inférieur à partir des cycles de 3 enregistrements de marche, étaient étudiés avec le test de corrélation non paramétrique de Spearman.

### RÉSULTATS :

Les enregistrements de 27 enfants et 48 adultes ont été analysés.

Concernant les adultes ( $n=96$ ), les enfants ( $n=54$ ) et tous les sujets confondus ( $n=150$ ), le GDI présentait un coefficient de corrélation respectivement de 0,16 ( $p=0,12$ ), 0,20 ( $p=0,14$ ) et 0,17 ( $p=0,04$ , puissance de 55%) avec la vitesse adimensionnelle, de 0,28 ( $p<0,01$ ), 0,06 ( $p=0,66$ ) et 0,21 ( $p=0,01$ , puissance de 73%) avec la fréquence de pas adimensionnelle et de 0,01 ( $p=0,98$ ), 0,22 ( $p=0,10$ ) et 0,08 ( $p=0,03$ ) avec la longueur de pas adimensionnelle.

### DISCUSSION - CONCLUSION :

Le faible coefficient de corrélation ( $<0,30$ ) entre le GDI et les PST adimensionnels indique que pour une valeur donnée de GDI il peut y avoir une large variété de PST adimensionnels et vice-versa. Cela suggère que ces variables mesurent des caractéristiques différentes d'où l'intérêt de leur étude conjointe lors d'une analyse de la marche.

### BIBLIOGRAPHIE:

[1] Schwartz MH, Rozumalski A. The Gait Deviation Index: a new comprehensive index of gait pathology. *Gait & Posture*. 2008; 28:351–7.

[2] Hof L. Scaling gait data to body size. *Gait & Posture*. 1996; 4:222–3.

## Utilisation du Gillette Gait Index dans l'Évaluation de la marche de l'adulte Paralysé Cérébral après injection de toxine

C. MARCHIORI<sup>1</sup>, N. VUILLERME<sup>2</sup>, C. RECH<sup>1</sup>, D. PRADON<sup>1</sup>

<sup>1</sup> EA44497 GRCTH - CIC-IT 805 - CHU Raymond Poincaré, Garches (92)

<sup>2</sup> AGIM - FRE 3405 CNRS-UJF-EPHE-UPMF, La Tronche (38)

**MOTS CLÉS :** Marche, paralysé cérébral adulte, GGI, Toxine.

### INTRODUCTION :

La prise en charge de la marche des patients adultes ayant une diplégie spastique consécutive à une paralysie cérébrale (PC) vise, entre autre, à surveiller la dégradation du schéma de marche et l'autonomie de déplacement. Chez l'enfant PC, il existe de nombreuses études caractérisant le schéma de marche. De ces travaux, un certain nombre d'index ont été proposés. Actuellement, le Gillette Gait Index (GGI) est le score privilégié par les cliniciens. L'objectif de cette étude est d'évaluer la marche de l'adulte PC après injection de toxine botulique (BoNTA) notamment à l'aide du GGI.

### MÉTHODE :

16 patients ( $28 \pm 7$ ans) ont participé à cette étude. Une analyse quantifiée de la marche à vitesse préférentielle (protocole Helen Hays, 100 Hz, Motion Analysis®) a été effectuée avant et après BoNTA (1 mois). L'évaluation de la marche a été réalisée à partir du GGI, des paramètres spatiotemporels et de l'index de symétrie (index de Robinson). Un t-test de Student a été utilisé avec  $p < 0,05$ .

### RÉSULTATS :

Post injection BoNTA, on note une amélioration significative de la vitesse (+10%) et de la longueur (+6%) du pas. On note une diminution de l'asymétrie de la proportion des phases : d'appui (-3.37) et oscillante (-6.2). Concernant le GGI, post BoNTA on observe une amélioration pour 3 des 16 patients, une dégradation pour 4 des 16 patients et aucunes modifications pour 9 des 16 patients (critère proposé par Postans).

### DISCUSSION :

L'évaluation de la marche de l'adulte PC post BoNTA souligne une amélioration de certains paramètres de la marche, tels que la vitesse et l'asymétrie des phases du cycle de marche. Or le résultat du GGI est hétérogène. Il s'explique par une modification des paramètres pris en compte dans le calcul du GGI différente pour chaque patient. L'utilisation du GGI ne semble pas pertinente dans son mode de calcul pour une utilisation chez l'adulte.

### BIBLIOGRAPHIE :

- [1] Cretual A, Bervet K, Ballaz L. Gillette Gait Index in adults. Gait and Posture. 2010;32(3):307-310.
- [2] Schwartz MH, Rozumalski A. The gait deviation index : A new comprehensive index of gait pathology. Journal Of Pediatric Orthopedics. 2008;28:351 -357.

## Maturation de la stabilité de la marche : une application du Gait Variability Index à l'enfant asymptomatique

A. GOUELLE<sup>1</sup>, F. MÉGROT<sup>2</sup>, C. MÉGROT<sup>2</sup>, A. YELNIK<sup>3</sup>, G-F. PENNEÇOT<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Plateforme d'analyse du mouvement, Hôpital Robert Debré, Paris (75)

<sup>2</sup> Unité Clinique d'Analyse de la Marche et du Mouvement, CMPRE Bois-Larris, Lamorlaye (60)

<sup>3</sup> Service de Médecine Physique et de Réadaptation, Hôpital Fernand Widal, Paris (75)

<sup>4</sup> Service de chirurgie orthopédique, Hôpital Robert Debré, Paris (75)

**MOTS CLÉS :** Marche, variabilité, paramètres spatiotemporels, maturation, contrôle moteur.

### INTRODUCTION :

La maîtrise de l'équilibre au cours de la marche découle d'un processus qui se poursuit jusqu'à des âges avancés de l'enfance. Sutherland (1980) a montré que la marche serait largement mature à 3 ans, bien que les paramètres spatiotemporels (PST) continuent de changer jusque 7 ans. Les modifications postérieures seraient dues à la croissance. Or, l'étude de Hausdorff (1999) sur les fluctuations de la durée du cycle a révélé des différences entre des enfants de 6-7 ans et de 11-14 ans, démontrant que le contrôle de la marche ne serait pas totalement mature avant 11 ans. Les PST moyens ne seraient pas assez sensibles pour identifier l'affinement du contrôle après 7 ans. À partir de la variabilité des PST, nous avons développé le Gait Variability Index (GVI) pour quantifier la stabilité de la marche. Nous l'avons appliqué à l'enfant sain (1) pour savoir si le GVI identifie des différences liées à l'âge après 7 ans et (2) pour en déterminer l'évolution au cours de l'enfance. L'application du GVI à l'enfant pathologique nécessite de différencier ce qui relève de l'instabilité développementale ou pathologique, donc d'en connaître l'évolution naturelle.

### MÉTHODE :

45 enfants sains (1 à 13 ans) ont participé à cette étude. Ils ont été séparés en 5 groupes d'âge : 1-5, 6-7, 8-9, 10-11 et 12-13 ans. Les PST ont été enregistrés pour une marche à vitesse spontanée sur une piste de marche GAITRite. Nous avons étudié les modifications des PST et du GVI en fonction de l'âge et, pour le groupe des 1-5 ans, de l'expérience de marche.

### RÉSULTATS :

Le GVI a augmenté avec l'âge pour atteindre des valeurs adultes à 12 ans. La marche des enfants était plus variable et la variabilité diminuait en vieillissant. Après 5 ans, les PST normalisés n'ont pas mis à jour de changements et seul le GVI a permis de montrer des différences entre les groupes. De plus, nos résultats ont démontré une non-linéarité dans l'acquisition de la maîtrise posturo-locomotrice et vont dans le sens de l'existence de deux phases.

### CONCLUSION :

L'augmentation du GVI démontre que la variabilité diminue au cours de l'enfance. Les premiers mois constituent la période la plus instable et au cours de laquelle sont réalisés les progrès majeurs en lien avec le contrôle de l'équilibre. Un ajustement intervient ensuite. Plus rapide avant 6 ans, il n'en continue pas moins après, traduisant encore une certaine immaturité du contrôle.

### BIBLIOGRAPHIE :

[1] Sutherland (1980). The development of mature gait. *J Bone Joint Surg*, 62A, 336-53

[2] Hausdorff (1999). Maturation of gait dynamics: stride-to-stride variability and its temporal organization in children. *J Appl Physiol*, 86, 1040-7

## Le Gait Variability Index : un nouvel indice pour quantifier le risque de chute - Application chez l'enfant souffrant de paralysie cérébrale

C. CARNIS, C. MÉGROT, A. GOUELLE, F. MÉGROT

Centre de Médecine Physique et de Réadaptation pour Enfant de Bois-Larris  
Lamorlaye (60)

**MOTS CLÉS :** *Paralysie cérébrale, score, chute, stabilité.*

### INTRODUCTION :

Évaluer la stabilité au cours la marche peut non seulement fournir d'importantes indications dans le suivi thérapeutique, mais aussi améliorer la détection des patients à risque de chute.

La reproductibilité des paramètres spatio-temporels d'un cycle de marche à l'autre est considérée comme le reflet de la stabilité. Le Gait Variability Index (GVI), nouvel indice précédemment présenté, mesure la variabilité des paramètres spatio-temporels. La minimisation de la variabilité des paramètres spatio-temporels permet de quantifier la stabilité (fluctuation) de la marche.

Pour apprécier la pertinence du GVI dans le suivi des enfants souffrant de paralysie cérébrale (PC), les liens entre le GVI et les autres indices et scores mesurés ont été étudiés.

### MATÉRIEL ET MÉTHODE :

Le recueil de 51 séries de données a permis de mesurer les corrélations entre le GVI calculé et l'évaluation motrice fonctionnelle globale, le Functional Ambulation Performance Score (FAPS, s'intéressant à la magnitude des Paramètres Spatio-Temporels), le Gillette Gait Index (GGI) et le Gait Deviation Index (qui s'intéressent tous deux à la forme de la marche).

### RÉSULTATS :

Les résultats obtenus à  $P < .05$  montrent que le GVI ne corrèle qu'avec le GGI et le FAPS. A  $p < .01$ , le GVI n'est corrélé qu'avec le FAPS.

### DISCUSSION - CONCLUSION :

Il s'avère donc chez l'enfant que la magnitude des PST est corrélée avec la fluctuation de ces mêmes paramètres. Chez d'autres populations pathologiques adultes, ces paramètres ne sont pas toujours corrélés, ce qui rend la population PC particulière.

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

## **Le GDI-Kinetic : un nouveau score pour quantifier les anomalies cinétiques. Étude d'une population d'enfants diplégiques spastiques avant et après chirurgie**

**F. MÉGROT**

*Unité Clinique d'Analyse de la Marche et du Mouvement, CMPRE Bois-Larris, Lamorlaye (60)*

**MOTS CLÉS :** *GDI, GDI-K, score, index, analyse quantifiée de la marche, diplégie.*

### **INTRODUCTION :**

L'analyse quantifiée de la marche (AQM), par le nombre important de paramètres mesurés est complexe à analyser. Les scores permettent une lecture rapide de certains paramètres en donnant une idée de l'écart à la norme de ceux-ci. Ainsi, sur le plan des paramètres spatiotemporels (PST), le Functional Ambulation Performance Score (FAPS) permet d'apprécier la magnitude des PST par rapport à une base de patients sains. Le Gait Variability Index (GVI), nouvellement proposé, permet de mesurer les fluctuations cycles à cycles de ces mêmes PST. Sur le plan cinématique, le Gait Deviation Index (GDI) est aujourd'hui très utilisé en clinique. Rozumalski et Schwartz (2011) ont proposé une extension au GDI, le GDI-K afin de prendre en compte, quand elle est disponible, la cinétique. La méthode de calcul du GDI a donc été appliquée sur un ensemble de paramètres cinétiques tels que les moments de hanches, genoux et chevilles dans les plans sagittal et transverse ainsi que les puissances calculées au niveau des hanches, genoux et chevilles. Dans cette étude rétrospective, nous avons voulu examiner le comportement du GDI-K dans un cadre pré et post chirurgical pour une population d'enfants diplégiques spastiques pour lesquels la cinétique a pu être calculé avant et après chirurgie.

### **MÉTHODE :**

261 patients ont été pris en compte. Seules les AQM pré et post-chirurgicales de 18 à 24 mois post-opératoire ont été pris en compte. Le GDI-K et le GDI ont été calculé globalement et pour chaque membre inférieur.

### **RÉSULTATS :**

Les résultats montrent une amélioration significative du GDI-K passant d'une moyenne de 82,8 à 89,7 lors de l'AQM post-chirurgicale. En prenant le détail du GDI-K membre par membre, la même tendance est observée. Toutefois, si le GDI suit en moyenne la même tendance (79,47 en pré-chirurgical et 87,3 en post-chirurgical), la corrélation entre le GDI et le GDI-K membre par membre n'est pas observée.

### **DISCUSSION :**

Le GDI-K est un score fiable pour quantifier le degré d'anomalie de la marche sur le plan des paramètres cinétiques. Il accompagne de manière idéale le GDI qui quantifie les anomalies sur le plan cinématique. Toutefois, et comme le remarquent à juste titre les auteurs sur les populations hémiplégiques, le GDI-K n'est pas forcément corrélé à la cinématique. Ceci est observable sur notre population dans la mesure où les améliorations cinématiques ne sont pas forcément accompagnées d'améliorations sur le plan cinétique, ou du moins dans les mêmes proportions.

### **BIBLIOGRAPHIE :**

[1] Rozumalski, A., Schwartz, M. H. (2011). The GDI-Kinetic: a new index for quantifying kinetic deviations from normal gait. *Gait & Posture* 33, 730-732.

## **Ker-EGI : « Kerpape-Rennes-EMG-based-Gait-Index »**

### **Définition d'un index de quantification de la marche pathologique par électromyographie**

**K. BERVET<sup>1,2</sup>, A. CRÉTUAL<sup>2</sup>, M. BESSETTE<sup>2</sup>**

<sup>1</sup> CMRRF de Kerpape, Ploemeur (56)

<sup>2</sup> Laboratoire M2S, UFR APS, Rennes (35)

**MOTS CLÉS :** *Marche, électromyographie, index, adulte, validation.*

#### **INTRODUCTION :**

En routine clinique, il peut être parfois difficile d'avoir accès aux données d'une Analyse Quantifiée de la Marche (AQM), les coûts matériels et humains étant très élevés. Et même si elle est pertinente pour rendre compte du mouvement produit, l'AQM n'est qu'un éclairage partiel sur la marche du patient. Pour ces deux raisons, nous nous sommes intéressés aux données issues de l'électromyographie (EMG) et avons cherché à définir un index de quantification de la marche pathologique par EMG chez l'adulte : le Ker-EGI pour Kerpape-Rennes-EMG-based-Gait-Index.

#### **MATÉRIELS ET MÉTHODES :**

Le principe mathématique du Ker-EGI est similaire à celui du GDI [1] mais se base sur des données EMG : le profil d'activation de 7 muscles par membre inférieur, choisis pour leur représentativité.

Le groupe témoin comprend 52 sujets de 15 ans et plus sans pathologie de marche connue (24 femmes et 28 hommes ; âge moyen : 32). Le groupe de patients comprend 30 patients de 15 ans et plus présentant une pathologie touchant le système nerveux central et marchant de façon autonome avec ou sans aide technique (10 femmes et 20 hommes ; âge moyen : 29,3). Pour chaque patient, nous calculons le GDI et le KeR-EGI afin de déterminer la corrélation entre ces deux indices.

#### **RÉSULTATS :**

Le Ker-EGI moyen est de 73,8 (+/- 8,4) et le GDI moyen est de 68,2 ( $\pm 17,1$ ). La corrélation entre les deux indices est acceptable :  $R^2=0,32$  en latéralisé et  $R^2=0,39$  en moyenne sur les deux membres.

#### **DISCUSSION - CONCLUSION :**

Actuellement, les données EMG sont très peu exploitées de façon quantifiée dans l'analyse de la marche. Or ces données sont aisément accessibles aux rééducateurs en routine clinique. En calquant la démarche utilisée pour le GDI, nous avons défini un index de quantification de la marche pathologique par EMG pour pallier ce manque. Les résultats de corrélation entre le GDI et le Ker-EGI montrent d'une part que ce nouvel indice est pertinent puisqu'il rend bien compte du niveau de pathologie mais d'autre part qu'il convient vraisemblablement d'utiliser de manière complémentaire les deux indices (GDI et KeR-EGI) pour dresser un tableau clinique fiable. Cela pourrait permettre, par exemple, de déterminer si des limitations mécaniques viennent s'ajouter aux défauts neuromusculaires lorsque le KeR-EGI est moins bon que le GDI.

#### **BIBLIOGRAPHIE :**

[1] Schwartz et Rozumalski (2008) Gait & Posture.

---

# MODÉLISATION

---

- **Cinématique 3D de l'articulation temporo-mandibulaire : reproductibilité d'une nouvelle méthode de palpation pour le calibrage des repères anatomiques**  
*P. SALVIA, B. BONNECHÈRE, M-M. VAN KEIRSBlick, P-M. DUGAILLY  
S. SOBCZAK, V. FEIPEL, S.VAN SINT JAN, M. ROOZE*..... 37
- **Contribution des structures passives à la dynamique de la marche saine adulte**  
*X. GASPARUTTO, R. DUMAS, E. JACQUELIN*..... 38
- **Développement et validation d'un modèle musculo-squelettique du membre inférieur**  
*F. MOISSENET, L. CHÈZE, R. DUMAS*..... 39

# Cinématique 3D de l'articulation temporo-mandibulaire : reproductibilité d'une nouvelle méthode de palpation pour le calibrage des repères anatomiques

P. SALVIA <sup>1</sup>, B. BONNECHÈRE <sup>1</sup>, M-M. VAN KEIRSBlick <sup>2</sup>, P-M. DUGAILLY <sup>2</sup>  
S. SOBczak <sup>1</sup>, V. FEIPEL <sup>1,2</sup>, S.VAN SINT JAN <sup>1</sup>, M. ROOZE <sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Laboratoire d'Anatomie, Biomécanique et Organogénèse (LABO), Faculté de Médecine, Bruxelles, Belgique

<sup>2</sup> Laboratoire d'Anatomie Fonctionnelle, Faculté des Sciences de la Motricité Université Libre de Bruxelles, Belgique

**MOTS CLÉS :** Précision, fiabilité, reproductibilité, ATM, cinématique, méthode de palpation, approche CAST.

## INTRODUCTION :

L'évaluation de la cinématique de l'articulation temporo-mandibulaire (ATM) en clinique requière répétables et reproductibles analyse cinématique. Une nouvelle méthode de calibrage des marqueurs anatomiques (MA) utilisant la pulpe du doigt, appelée A-PALP, a été précédemment développées pour étudier 3D cinématique articulaire de l'épaule ou du pied à l'aide de système optoélectronique [1]. Le but de cette étude a été d'évaluer la précision et la fiabilité entre les jours de cette nouvelle méthode appliquée à la cinématique de l'ATM.

## MATÉRIEL ET MÉTHODE :

La méthode de palpation A-PALP a été utilisée pour numériser 12 MA situé sur le crâne et la mandibule. Les coordonnées de ces points ont été utilisées pour construire les référentiels anatomiques nécessaires à l'analyse de la cinématique articulaire de l'ATM. La palpation et les mouvements ont été enregistrés avec un système Vicon. Pour évaluer la précision inter-et intra-examineur, quatre observateurs ont répété le protocole de palpation à deux reprises sur deux sujets. Pour estimer la fiabilité entre les -jours, un observateur a répété le même protocole "intra-jour" (Session1) une semaine plus tard (Session2) sur 12 sujets. La propagation de l'erreur sur la palpation sur les calculs cinématiques été calculée lors de mouvements mandibulaires réalisés à vitesses lentes et rapides.

## RÉSULTATS :

Pour la précision inter-examineur, nous avons trouvé une erreur moyenne de 8,1 mm, en intra-examineur, l'erreur était de 3,8 mm. Pour la reproductibilité entre-les- jours, l'erreur moyenne entre les sessions 1 et 2 était de 3,5 mm. La propagation de ces erreurs a montré en moyenne des valeurs de l'ordre de 2° pour l'ouverture/fermeture de la bouche.

## DISCUSSION - CONCLUSION :

La précision et la reproductibilité de l'entre-les- jours de la nouvelle méthode de calibrage des MA ont été satisfaisantes dues à l'utilisation d'une méthode rigoureuse comprenant des recommandations, l'utilisation d'un guide standardisé de de palpation mais également lié l'expertise des observateurs.

## BIBLIOGRAPHIE :

[1] Salvia et al., Gait Posture. 2009 ;29(4):587-91.

# Contribution des structures passives à la dynamique de la marche saine adulte

X. GASPARUTTO, R. DUMAS, E. JACQUELIN

Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LMBC), UMR\_T 9406, Bron (69)  
Université Claude Bernard Lyon 1 - IFSSTAR, Villeurbanne (69)

**MOTS CLÉS :** Moments passifs, moments moteurs, marche.

## INTRODUCTION :

Les structures passives correspondent aux structures péri articulaires, excepté la partie active des muscles. Leur comportement viscoélastique permet le stockage, la restitution et la dissipation d'énergie et contribue donc à la locomotion. La contribution de ces structures est sujette à controverse. Certains auteurs [4,6,10,11,12] la considèrent significative et d'autres [3,8,9] la considèrent négligeable. De fait, cette contribution est généralement négligée dans les modèles biomécaniques pour l'analyse de la marche.

## MATÉRIEL & MÉTHODE :

L'étude porte sur 10 sujets sains hommes ( $26 \pm 2.4$  ans,  $73.5 \pm 15$  kg,  $1.75 \pm 0.6$ m) sélectionnés pour correspondre à la population sur laquelle ont été établies les modèles de structure passive. Les mesures ont été effectuées avec un système Motion Analysis® comprenant 6 caméras Eagles® (100Hz) et deux plateformes de force Bertec® (1000Hz). Deux modèles présents dans la littérature ont été utilisés : un « total » [7] et un « ligamentaire » [1]. Ces modèles utilisent des ressorts de torsion non linéaires, appliqués sur les degrés de liberté en flexion-extension du membre inférieur. Ils suivent un modèle en double exponentielle, dépendant des angles de flexion-extension des différentes articulations. La dynamique inverse et les moments moteurs sont calculés à l'aide de la méthode torseurs-quaternion [2].

## RÉSULTATS :

La contribution passive « totale » à la puissance motrice est significative. Elle contribue à hauteur de 40% à la hanche, 25% au genou et 20% à la cheville. L'action des ligaments est négligeable aux trois articulations.

## DISCUSSION-CONCLUSION :

Le modèle « ligamentaire » utilisé semble peu fiable pour cette étude car il provient de simulation numérique. Cependant, aucun autre modèle de raideur passive ligamentaire en flexion-extension n'a pu être trouvé dans la littérature. Les résultats obtenus sont cohérents avec l'étude de Whittington [10]. Les actions passives ne devraient donc pas être négligées durant la marche, notamment pour les sujets pathologiques. Lamontagne [3] a montré que l'augmentation de la raideur passive peut compenser la perte d'action musculaire chez des sujets hémiparétiques.

## BIBLIOGRAPHIE :

- [1] Anderson 1999 – Computer method in biomechanics and biomedical engineering
- [2] Dumas 2004 – Computer method in biomechanics and biomedical engineering
- [3] Lamontagne 2000 – Archive of physical medicine and rehabilitation
- [4] Lee 2000 – Clinical Biomechanic
- [5] Lu 1999 – J. Biomechanics
- [6] Mansour 1986 – J. Biomechanics
- [7] Riener 1999 – J. Biomechanics
- [8] Siegler 1984 – J. Biomechanics
- [9] Vrahas 1990 – J. Biomechanics
- [10] Whittington 2008 – Gait & Posture
- [11] Yoon 1982 – J. Biomechanics
- [12] Zelik 2010 – Journal of Experimental Biology

# Développement et validation d'un modèle musculo-squelettique du membre inférieur

F. MOISSENET<sup>1,2</sup>, L. CHÈZE<sup>2</sup>, R. DUMAS<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Laboratoire d'Analyse du Mouvement et de la Posture, Rehazenter, Luxembourg

<sup>2</sup> Université de Lyon, F-69622 Lyon (69) UMR\_T9406

Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs, IFSTTAR, Bron (69)

**MOTS CLÉS :** *Musculo-skeletal model, musculo-tendon forces, joint contact forces, validation, lower limb, simulation, optimization.*

## INTRODUCTION :

L'intégration de modèles musculo-squelettiques en clinique demeure problématique, notamment pour des raisons de validation. Les signaux EMG sont traditionnellement employés pour l'évaluation des forces musculo-tendineuses [1], mais les prothèses instrumentées [2,3] permettent désormais la mesure directe des forces de contact articulaire et donc leur validation. Cette étude a pour objectifs le développement d'un modèle musculo-squelettique du membre inférieur et sa validation pendant un cycle de marche.

## MATÉRIELS ET MÉTHODES :

Un modèle musculo-squelettique du membre inférieur a tout d'abord été défini pour cette étude à partir de modèles génériques éprouvés [4,5,6]. Ce modèle décrit à la fois une cinématique articulaire physiologique (e.g. rotation axiale automatique du genou) et une géométrie musculo-squelettique du membre inférieur. Un schéma d'optimisation statique a ensuite été mise en place [7] pour l'estimation des forces musculo-tendineuses et articulaires (i.e. forces de contact et forces ligamentaires) pendant un cycle de marche. Les forces articulaires obtenues sur un sujet prothésé ont alors été comparées aux mesures effectuées sur ce même sujet [3] et à d'autres mesures issues de la littérature [2].

## RÉSULTATS :

Concernant la validation qualitative, les patterns des forces musculo-tendineuses sont, dans l'ensemble, en accord avec ceux des signaux EMG. De même, les patterns des forces articulaires sont similaires aux données de la littérature. Concernant la validation quantitative, l'erreur RMS sur la force de contact du genou est de 0.38 fois le poids du corps en moyenne suivant les axes antéro-postérieur, supérieur-inférieur et médio-latéral.

## DISCUSSION - CONCLUSION :

Cette étude a permis le développement et une première validation partielle d'un modèle musculo-squelettique du membre inférieur. Cependant cette validation reste encore insuffisante pour envisager une application clinique.

## RÉFÉRENCES :

- [1] Modenese, L., J. Biomech 44, 2011
- [2] Bergmann, G., J. Biomech. 34, 2001
- [3] Fregly, B., J. Orthop. Res, 2011
- [4] Di Gregorio, R., Med. Biol. Eng. Comp. 45, 2007
- [5] Feikes, J., J. Biomech. 36, 2003
- [6] Delp, S., IEEE Trans. Biomed. Eng. 37, 1990
- [7] Moissenet, F., Multibody Syst. Dyn., 2011

---

# TRAITEMENT PAR TOXINE OU CHIRURGIE

---

- **Effet d'une injection de toxine botulique sur la longueur et la vitesse d'étirement du Rectus Femoris au cours de la marche chez des patients hémiplésiques**  
*N. LAMPIRE, D. PRADON, P. CARNE, D. BENSMAIL, L. CHEZE, N. ROCHE*..... 41
- **L'angle mort tricépal dans le pied bot varus équin congénital idiopathique**  
*O. BARBIER, P. WICART, F. HAREB, C. GLORION, E. DESAILLY* ..... 43
- **SiMulation des rétractions MusCulaires dans la Paralyse cérébrale (SiMusCP). Validation d'un outil d'aide à la décision d'allongement chirurgical des muscles rétractés**  
*E. DESAILLY, A. SEBSADJI, D. YEPREMIAN, F. HAREB, L. LEJEUNE  
D. BOUCHAKOUR, P. LACOUTURE, N. KHOURI* ..... 44
- **Présentation d'une technique de transfert du rectus femoris dans la paralysie cérébrale : justifications, détails techniques et évaluation de la marche**  
*N. KHOURI, E. DESAILLY* ..... 45

# Effet d'une injection de toxine botulique sur la longueur et la vitesse d'étirement du Rectus Femoris au cours de la marche chez des patients hémiplésiques

N. LAMPIRE<sup>1,2</sup>, D. PRADON<sup>3</sup>, P. CARNE<sup>1</sup>, D. BENSMAIL<sup>4</sup>, L. CHEZE<sup>2</sup>, N. ROCHE<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Laboratoire d'analyse du mouvement, CMPR L'ADAPT Loiret, Amilly (45)

<sup>2</sup> Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs - UMR\_T 9406  
Université Lyon 1 - INRETS, Bâtiments Omega, Villeurbanne (69)

<sup>3</sup> Service Exploration Fonctionnelle, CIC-IT, CHU Raymond Poincaré, UVSQ Garches (92)

<sup>4</sup> Service de médecine physique et réadaptation CHU Raymond Poincaré Garches UVSQ (92)  
CMPR L'ADAPT Loiret (45)

**MOTS CLÉS :** *Hémiplégie, toxine botulique, longueur, vitesse d'étirement, rectus femoris, marche.*

## INTRODUCTION :

La spasticité du rectus femoris (RF) est la cause la plus fréquente du déficit de flexion de genou en phase oscillante (SKG) chez les patients hémiplésiques. La toxine botulique est fréquemment utilisée chez ces patients pour (1) diminuer la spasticité du rectus femoris et (2) améliorer la flexion de genou en phase oscillante. Cependant les mécanismes responsables de cette amélioration restent mal connus. L'objectif de cette étude était (1) de quantifier la longueur maximale du RF ainsi que sa vitesse d'étirement au cours de la marche chez des sujets hémiplésiques adultes présentant un déficit de flexion de genou en phase oscillante, et (2) d'étudier l'impact d'une injection de toxine botulique dans le RF sur ces mêmes paramètres.

## MÉTHODE :

La marche de 10 patients hémiplésiques présentant un déficit de flexion de genou en phase oscillante et une spasticité du RF a été étudiée par analyse tri-dimensionnelle du mouvement avant et 1 mois après l'injection de toxine dans le RF (200u Botox®). La longueur et la vitesse d'étirement du rectus femoris ont été quantifiées grâce à un modèle musculo-squelettique (SIMM®).

## RÉSULTATS :

La longueur maximale et la vitesse d'étirement du rectus femoris sont significativement diminuées du côté parétique. L'injection de toxine botulique dans le RF permet d'augmenter significativement d'une part la longueur du muscle injecté au cours du mouvement et d'autre part sa vitesse maximale d'étirement.

## CONCLUSION :

Cette étude démontre que l'injection de toxine botulique dans rectus femoris a un effet bénéfique sur la cinématique musculaire du RF spastique au cours du mouvement chez des patients hémiplésiques. Toutefois l'absence de normalisation de la longueur maximale du rectus femoris après injection suggère l'implication d'autres mécanismes et notamment une modification histologique du muscle spastique. Ces résultats suggèrent également que la toxine botulique pourrait moduler la sensibilité du fuseau neuro-musculaire du muscle injecté.

## BIBLIOGRAPHIE :

[1] Delp, S. L., Loan, P., Hoy, M. G., Zajac, F. E., Topp, E. L., & Rosen, J. M. (1990). An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 37 (8), 757-767.



## L'angle mort tricipital dans le pied bot varus équin congénital idiopathique

O. BARBIER<sup>1,2</sup>, P. WICART<sup>1,2</sup>, F. HAREB<sup>1</sup>, C. GLORION<sup>2</sup>, E. DESAILLY<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Fondation Ellen Poidatz, St Fargeau Ponthierry (77)

<sup>2</sup> Necker Enfants Malades, Paris (75)

**MOTS CLÉS :** *Angle mort tricipital, pied bot varus équin, cinématique, évaluation clinique.*

### INTRODUCTION :

L'insuffisance tricipitale accompagne fréquemment le pied bot varus équin congénital idiopathique (PBVE). Elle peut être aggravée par les traitements chirurgicaux. Cette insuffisance de la fonction de flexion plantaire (FP) de la cheville peut se manifester par la présence d'un angle mort tricipital (AMT). Ce paramètre correspond à une perte de l'amplitude de FP active lors du maintien en appui bipodal de la FP maximale.

### OBJECTIFS :

Identifier l'existence et préciser l'homogénéité entre l'AMT clinique et l'évaluation instrumentale.

### MÉTHODE

Sont inclus dix enfants d'âge moyen 9,9 ans (8 à 12 ans) traités fonctionnellement pour un PBVE unilatéral coté à la naissance sévère ou très sévère. Ils ont fait l'objet d'un bilan clinique, radiologique, permettant l'évaluation du résultat global (Ghanem et Seringe (G&S)) et d'une analyse quantifiée de la marche, cinématique, cinétique, EMGs (Oxford Foot Model). Parmi les mouvements enregistrés, l'AMT est évalué lors d'un maintien sur la pointe des pieds de 5s. Sa mesure cinématique correspond à la différence entre le pic de FP initial et la FP stabilisée. Cette variation angulaire est conjointement cotée cliniquement par 2 examinateurs (0/5/10°) et comparée aux mesures cinématiques. Le test de Wilcoxon est retenu pour les évaluations statistiques.

### RÉSULTATS :

L'ensemble des patients ont été classés bon ou très bon résultats (G&S :94,5/100). L'AMT du coté pathologique (6.8±3.5°;3-12°) était supérieur ( $p<0.05$ ) à celui du coté sain (3.5±2.7°;0-8°). La cotation clinique présente une différence significative avec la mesure cinématique ( $p<0.05$ ).

### DISCUSSION - CONCLUSION :

L'existence de l'AMT est objectivée par la cinématique. Les différences relevées sont néanmoins faibles du fait des critères d'inclusion, les sujets étudiés présentant de très bon résultats et n'ayant pas requis de chirurgie. La cotation visuelle de ce phénomène présente une différence significative avec la mesure cinématique soulignant l'intérêt de cette dernière. Cette objectivation de l'AMT ouvre des perspectives d'évaluation de sa corrélation à la fonction et d'explication du mécanisme causal sous-jacent. L'application de ce protocole à des enfants ayant fait l'objet d'une ténotomie percutanée d'Achille ou d'une libération des parties molles est susceptible de préciser les résultats des différentes techniques.

## SiMulation des rétractions MusCulaires dans la Paralyse cérébrale (SiMusCP). Validation d'un outil d'aide à la décision d'allongement chirurgical des muscles rétractés

E. DESAILLY<sup>1</sup>, A. SEBSADJI<sup>1</sup>, D. YEPREMIAN<sup>1</sup>, F. HAREB<sup>1</sup>, L. LEJEUNE<sup>1</sup>  
D. BOUCHAKOUR<sup>1</sup>, P. LACOUTURE<sup>2</sup>, N. KHOURI<sup>1,3</sup>

<sup>1</sup> Fondation Ellen Poidatz, St Fargeau Ponthierry (77)

<sup>2</sup> Institut PPRIMME, Poitiers (86)

<sup>3</sup> Hôpital d'Enfants Armand Trousseau, Paris (75)

**MOTS CLÉS :** *SiMusCP, ischio-jambiers, modélisation musculosquelettique, chirurgie, paralysie cérébrale, aide à la décision thérapeutique.*

### INTRODUCTION :

La modélisation musculosquelettique sur la base des données d'analyse du mouvement renseigne sur les longueurs musculaires lors de la marche. Celle-ci est susceptible de contribuer à exclure l'indication d'une chirurgie d'allongement des ischio-jambiers (CAIJ) par l'objectivation d'un non retentissement fonctionnel d'une supposée rétraction musculaire. Elle ne permet pas l'établissement d'un diagnostic positif de l'indication de la CAIJ. C'est pourquoi nous avons développé un modèle musculosquelettique personnalisable analysant la cinématique musculaire au cours de la marche et simulant la longueur musculaire maximale mesurée par goniométrie lors des tests cliniques (SiMusCP). Ce rapprochement offre une nouvelle approche diagnostique, théoriquement exhaustive, de la causalité éventuelle d'une rétraction musculaire sur les troubles de la marche de l'enfant.

### OBJECTIF :

Évaluer l'apport réel de la procédure SiMusCP à la décision thérapeutique.

### MÉTHODES :

60 membres inférieurs (42 patients) ont fait l'objet d'une CAIJ dans un contexte multi-site. Ils ont été classifiés comme améliorés ou non-améliorés par la CAIJ sur la base d'une procédure validée de classification supervisée (SVM linéaire). La procédure SiMusCP est réalisée de façon rétrospective sur la base des données cliniques et d'analyses du mouvement préopératoires. La concordance entre les prédictions issues de la simulation et le résultat réel de la chirurgie est évaluée.

### RÉSULTATS :

La procédure SiMusCP présente une sensibilité de 87,5% et une spécificité de 65%. La valeur prédictive positive est de 83,3%. L'intensité de la liaison entre le résultat de la chirurgie et l'indication produite par SiMusCP est significativement ( $p < 0.001$ ) très forte (Coef Q de Yule=0.86).

### DISCUSSION - CONCLUSION :

La valeur prédictive positive de la procédure SiMusCP a été calculée de façon simplifiée. Son évaluation rigoureuse nécessiterait la connaissance de la prévalence de la réussite technique du geste chirurgical. Si on estime cette dernière à 80%, la probabilité que la SiMusCP prédise à juste titre une future amélioration est de 90%. Cette procédure est validée ; elle nécessite néanmoins une rigueur importante dans la collecte des données (morphologiques, cliniques, ou issues de l'AQM) utilisées en entrée.

# Présentation d'une technique de transfert du rectus femoris dans la paralysie cérébrale : justifications, détails techniques et évaluation de la marche

N. KHOURI<sup>1,2</sup>, E DESAILLY<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Fondation Ellen Poidatz, St Fargeau Ponthierry (77)

<sup>2</sup> Hôpital d'Enfants Armand Trousseau, Paris (75)

**MOTS CLÉS :** *Paralysie cérébrale; genou raide, transfert du rectus femoris, procédure chirurgicale, analyse du mouvement.*

## INTRODUCTION :

La spasticité du rectus femoris (RF) dans la paralysie cérébrale est considérée comme la cause principale de la marche "genou raide". Adhérences et déviations angulaires du trajet du transfert du RF sont décrites comme des facteurs limitant son effet [1,2]. Ceux-ci peuvent être dépendants de la procédure technique. Notre objectif est de préciser une technique de transfert du rectus femoris et de l'évaluer dans le cadre de chirurgies multi-étagées.

## MATÉRIEL ET MÉTHODES :

26 transferts ont été effectués lors d'interventions multi étagées. Les calculs des paramètres spatio-temporels, de la qualité globale de la cinématique (Gait-Deviation-Index (GDI) et d'un score cinématique de raideur du genou (Index de Goldberg) sont effectués en pré et postopératoires (suivi à 1.8 ± 0.9 ans). La procédure chirurgicale est uniforme : séparation large du RF des trois muscles vastes et ténotomie distale, transfert de l'ensemble musculotendineux du RF selon un trajet direct sous le fascia du vaste médial pour être suturé au tendon du gracile conduit à travers le septum intermusculaire médial vers le versant médial et distal de la cuisse.

## RÉSULTATS :

Les variations moyennes de GMFCS 1,81 (SD=0,83) à 1,63 (SD=0,8) ne présentent aucune amélioration significative. La longueur du pas est améliorée tandis que la phase de double appui est prolongée. La vitesse de marche n'est pas modifiée. La qualité de marche est améliorée (+18 ± 12 GDI) avec une interaction négative entre le GDI pré-opératoire et son amélioration. L'index de Golberg est amélioré (88% des cas).

## DISCUSSION - CONCLUSION :

L'amélioration de la qualité de marche est d'autant plus importante qu'elle était dégradée. Ce résultat intuitivement partagé par les praticiens est dès lors quantifié. Ceci permet la mise en évidence d'un seuil (GDI>75) au-delà duquel apparaît un risque de ne pas améliorer la marche. La procédure technique adoptée est discutée dans ses détails parmi l'ensemble des techniques relevées dans la littérature: choix du transfert sur le gracile, trajet sous-facial, fenestration du septum intermusculaire médial, techniques d'anastomose, rapprochement des vastes sur la ligne médiane. Ces précisions nous semblent indispensables pour pouvoir mener une analyse comparative de différentes séries chirurgicales.

## BIBLIOGRAPHIE :

- [1] Asakawa et al. Three-Dimensional Muscle-Tendon Geometry after Rectus Femoris Tendon Transfer. *J. Bone Jt. Surg. Ser. A* 86, 348-354 (2004).
- [2] Asakawa et al. In vivo motion of the rectus femoris muscle after tendon transfer surgery. *Journal of biomechanics* 35, 1029–1037 (2002).

---

# APPAREILLAGE

---

- **Effets du port d'une orthèse cruropédieuse sur les paramètres biomécaniques de la marche des patients hémiparétiques présentant un recurvatum de genou**  
*J. BOUDARHAM, D. BENSMAIL, R. ZORY, N. VUILLERME, F. GENET, D. PRADON..... 47*
- **Efficacité symptomatique et biomécanique d'une nouvelle orthèse articulée valgissante avec système ODRA® dans la gonarthrose fémoro-tibiale interne**  
*D. LAROCHE, C. MORISSET, C. FORTUNET, D. BESSON, J.-M. CASILLAS  
V. GREMEAUX, J.-F. MAILLEFERT, P. ORNETTI..... 48*
- **Influence de l'épaisseur d'un élément podologique pronateur sur le moment d'adduction du genou pendant la marche**  
*A. PRADELS, N. VUILLERME, D. PRADON ..... 49*

# Effets du port d'une orthèse cruropédieuse sur les paramètres biomécaniques de la marche des patients hémiplegiques présentant un recurvatum de genou

J. BOUDARHAM<sup>1</sup>, D. BENSMAIL<sup>1</sup>, R ZORY<sup>1</sup>,  
N. VUILLERME<sup>2</sup>, F. GENET<sup>1</sup>, D. PRADON<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Laboratoire d'analyse du mouvement, GRCTH EA 4497, CIC-IT 805, AP-HP,  
CHU Raymond Poincaré, Garches (92)

<sup>2</sup> Laboratoire TIMC-IMAG UMR UJF CNRS 5525, La Tronche (38)

**MOTS CLÉS :** *Orthèse cruropédieuse, marche, hémiplegie.*

## INTRODUCTION :

Près de la moitié des patients hémiplegiques présentent un recurvatum de genou lors de la phase d'appui de la marche. Des orthèses cruropédiées (OC) sont prescrites pour réduire l'hyperextension de genou lors de cette phase [1]. L'objectif de cette étude était de quantifier, chez des patients hémiplegiques présentant un recurvatum de genou, les adaptations biomécaniques à la marche induites par le port d'une OC.

## MATÉRIELS ET MÉTHODES :

Onze patients hémiplegiques, présentant un recurvatum de genou, ont effectué deux analyses quantifiées de la marche avec et sans leur propre OC, à vitesse de marche préférentielle. Les paramètres spatio-temporels du cycle de marche, la cinématique articulaire et les moments internes articulaires étaient mesurés avec un système d'analyse du mouvement et deux plates formes de force.

## RÉSULTATS :

Le port de l'OC améliorait les vitesses de marche du côté parétique et du côté sain (+22% et +21%) l'enjambé et la cadence du côté parétique (+15% et +11%) et l'enjambé, la cadence et la longueur du pas du côté sain (+15%, +10% et +14%). Lors de la phase d'appui, l'OC réduisait l'hyperextension de genou ( $-16\pm 10^\circ$  à  $-7\pm 8^\circ$ ) et la plantarflexion de cheville ( $-13\pm 9^\circ$  à  $-5\pm 4^\circ$ ) et augmentait la dorsiflexion de cheville ( $2\pm 4^\circ$  à  $8\pm 3^\circ$ ) et la flexion de hanche ( $26\pm 9^\circ$  à  $31\pm 9^\circ$ ) du côté parétique. Lors de la phase oscillante, l'OC augmentait la dorsiflexion de cheville ( $-3\pm 2^\circ$  à  $2\pm 3^\circ$ ) et diminuait la plantarflexion de cheville ( $-13\pm 6^\circ$  à  $-2\pm 2^\circ$ ) du côté parétique et diminuait l'extension de genou du côté sain ( $22\pm 15^\circ$  à  $16\pm 11^\circ$ ). L'OC diminuait le moment interne en flexion de genou ( $-0.30\pm 0.22$  N.m.kg<sup>-1</sup> à  $-0.12\pm 0.15$  N.m.kg<sup>-1</sup>) du côté parétique.

## DISCUSSION - CONCLUSION :

Les paramètres de marche étaient améliorés avec l'OC, chez les patients hémiplegiques présentant un recurvatum de genou, pour les deux membres. La réduction de l'hyperextension de genou et l'amélioration de la dorsiflexion de cheville, du côté parétique, en phase d'appui étaient provoquées par la butée articulaire qui limite le mouvement du membre inférieur vers l'arrière. Lors de la phase oscillante, l'équin était réduit par le releveur de pied. L'amélioration des paramètres de marche du côté sain était provoquée par une meilleure stabilité et une augmentation de la durée de la phase d'appui du côté parétique, pour permettre la progression du côté sain.

## BIBLIOGRAPHIE :

[1] Bleyenheuft, C. Treatment of genu recurvatum in hemiparetic adult patients : A systematic literature review. *Ann Phys Rehab Med.* 2010. 53 (3); 189-199

## Effacité symptomatique et biomécanique d'une nouvelle orthèse articulée valgissante avec système ODRA® dans la gonarthrose fémoro-tibiale interne

D. LAROCHE<sup>1</sup>, C. MORISSET<sup>1</sup>, C. FORTUNET<sup>2</sup>, D. BESSON<sup>1</sup>  
J-M. CASILLAS<sup>1</sup>, V. GREMEAUX<sup>1</sup>, J-F. MAILLEFERT<sup>2</sup>, P. ORNETTI<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Plateforme d'Investigation Technologique, Pôle de rééducation et de réadaptation, CHU Dijon (21)

<sup>2</sup> Service de Rhumatologie, Hôpital Général, Dijon (21)

**MOTS CLÉS :** *Biomécanique, bénéfices cliniques, orthèse valgissante, arthrose fémoro-tibiale.*

Les orthèses articulées, sous réserve de prouver leur efficacité, font partie intégrante de l'arsenal thérapeutique dans la gonarthrose (recommandation OARSI). Les orthèses articulées valgissantes ont pour caractéristique principale de corriger, de manière dynamique, les contraintes dues aux défauts d'axe (varus) sur le compartiment interne du genou. Notre étude consiste à évaluer les effets cliniques, biomécaniques et posturaux d'une orthèse à effet valgissant et rotateur externe, développée par Protéor®, via une analyse quantifiée de la marche.

20 patients souffrant de gonarthrose fémoro-tibiale interne, sans autre pathologie neuro-musculaire, ont été recrutés. Les sujets ont porté l'orthèse équipée du système ODRA® pendant 5 semaines. Avant et à l'issue de cette période, les patients ont répondu au questionnaire KOOS (KneeInjury and OsteoarthritisOutcome Score) et effectué une analyse 3D de la marche (3DGA), avec et sans orthèse, afin de calculer les paramètres biomécaniques et posturaux.

Sur le plan clinique, on note une amélioration significative des différents domaines du KOOS. Un seul effet indésirable grave a nécessité l'arrêt du port de l'orthèse. L'observance a été très satisfaisante, supérieure à 8h/j, au moins 6 j/7. À S5, les paramètres spatio-temporels de la marche étaient significativement améliorés. Les effets valgissant et rotateur externe du port de l'orthèse ont pu être quantifiés via : (1) la réduction significative du pic de l'angle et du moment d'adduction du genou ipsilatéral ; (2) l'augmentation du pic de rotation externe du pied à la fin de l'appui . La surface de l'ellipse du centre de pression lors de l'analyse posturale est significativement moins importante lors de l'évaluation finale.

Cette étude met en évidence l'efficacité symptomatique significative à court terme de cette nouvelle orthèse ODRA®. L'amplitude de l'effet thérapeutique sur les critères de jugement cliniques validés est supérieure à celle attendue. L'amélioration des paramètres de marche laissent supposer une amélioration fonctionnelle de la marche des patients, qui reste néanmoins à conforter. Nos résultats permettent de confirmer les effets biomécaniques de cette nouvelle orthèse équipée du système ODRA®. La diminution significative de la surface de l'ellipse du centre de pression objective l'amélioration posturale due à l'orthèse. Toutefois, afin de confirmer ces résultats cliniques préliminaires encourageants, il serait nécessaire de réaliser une étude contrôlée randomisée, contre placebo ou orthèse de référence.

# Influence de l'épaisseur d'un élément podologique pronateur sur le moment d'adduction du genou pendant la marche

A. PRADELS<sup>1,2,3</sup>, N. VUILLERME<sup>1,2</sup>, D. PRADON<sup>2</sup>

<sup>1</sup> AGIM (AGeing Imaging Modeling) Laboratory, FRE3405, CNRS-UJF-EPHE, La Tronche (38)

<sup>2</sup> CIC-IT 805, INSERM/AP-HP, Hopital Raymond Poincaré, EA 4497, Garches (92)

<sup>3</sup> Centre de Podologie de l'Estacade, Grenoble (38)

**MOTS CLÉS :** éléments pronateurs, analyse 3D de la marche, moments d'adduction, gonarthrose.

## OBJECTIF :

Différents travaux fondés sur des avis d'experts et des études cliniques [1,2,3] recommandent le port d'orthèses plantaires dans la prise en charge des gonarthroses. L'objectif de ce travail est d'évaluer les effets d'éléments podologiques de différentes hauteurs sur la biomécanique du genou lors d'une tâche de locomotion.

## MÉTHODE :

Cinq sujets jeunes et sains avaient pour consigne de marcher à une allure spontanée sur une piste de 12 m de long, dans trois conditions expérimentales : (1) pieds nus, (2) pieds nus avec un élément pronateur de 3 mm bilatéral, (3) pieds nus avec un élément pronateur de 10 mm bilatéral. Une analyse 3D de la marche permettant d'analyser la cinématique et la cinétique a été réalisée pour calculer les moments articulaires au niveau des genoux.

## RÉSULTATS :

Les résultats montrent une diminution significative du moment maximum d'adduction lors de la phase de double appui initial de la marche dans les deux conditions (2) et (3) de corrections podologiques par rapport à la condition (1) sans corrections podologiques, dans une proportion légèrement plus importante en condition (3) par rapport à la condition (2).

## CONCLUSION :

Les éléments podologiques pronateurs permettent une réduction immédiate du moment d'adduction du genou et cela même avec des éléments de faibles épaisseurs (3mm). Ces corrections permettent le déplacement du point d'application des forces de réaction au sol, modifiant ainsi l'orientation de la ligne de force et la longueur du bras de levier au niveau du genou.

## BIBLIOGRAPHIE :

[1] Flipo R.M, Conrozier T. Therapeutic management of osteoarthritis in the beginning of the third millennium. Part II: non pharmacological strategies. *Revue Medical Interne* 2003; 24:243–52.

[2] Jordan K.M, Arden NK, Doherty M, et al. EULAR Recommendations 2003: an evidence based approach to the management of knee osteoarthritis: Report of a Task Force of the Standing committee for international clinical studies including therapeutic trials (ESCSIT). *Annals of Rheumatic Diseases* 2003; 62:1145–55.

[3] Pendleton A, Arden N, Dougados M, et al. EULAR recommendations for the management of knee osteoarthritis: report of a task force of the Standing Committee for International Clinical Studies Including Therapeutic Trials (ESCSIT). *Annals of Rheumatic Diseases*, 2000; 59:936–44

---

# ANALYSE DU MOUVEMENT ET CONTRÔLE MOTEUR

---

- **Mécanismes de compensation lors d'une tâche de transition assis-debout chez des patients atteints de gonarthrose sévère**  
*K. TURCOT, D. SUVA, D. FRITSCHY, P. HOFFMEYER, S. ARMAND*..... 51
- **Le plan frontal est-il représentatif du contrôle postural des patients hémiparétiques ?**  
*N. DUCLOS, MAYNARD, D. ABBAS, S. MESURE*..... 52
- **Modification du contrôle postural sous l'effet d'injection de toxine botulique chez les sujets hémiparétiques adultes**  
*T. DENDECKER, N. VUILLERME, C. BONNYAUD, N. TERMOZ, N. ROCHE, D. PRADON*..... 53
- **Rôle de la stabilisation de la tête et de la coordination tête-tronc dans la locomotion chez les enfants atteints de paralysie cérébrale**  
*L. WALLARD, J. BREDIN, G. DIETRICH, Y. KERLIRZIN*..... 54
- **Les mouvements du tronc et du bassin pendant la marche chez les patients atteints de parapésie spastique familiale et les patients atteints de diplégie spastique**  
*A. BONNEFOY-MAZURE, K. TURCOT, A. KAEIN, G. DE COULON, S. ARMAND*..... 55
- **Effet de la vitesse de déplacement sur la marche du jeune enfant**  
*A. VAN HAMME, W. SAMSON, B. DOHIN, R. DUMAS, L. CHÈZE*..... 56

## Mécanismes de compensation lors d'une tâche de transition assis-debout chez des patients atteints de gonarthrose sévère

K. TURCOT<sup>1,2</sup>, D. SUVA<sup>2</sup>, D. FRITSCHY<sup>2</sup>, P. HOFFMEYER<sup>2</sup>, S. ARMAND<sup>1,2</sup>

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

<sup>2</sup> Service de chirurgie orthopédique et traumatologie de l'appareil moteur, Hôpitaux Universitaires de Genève, Suisse

**MOTS CLÉS :** Transition assis-debout; gonarthrose; analyse du mouvement; biomécanique.

### INTRODUCTION :

La tâche de transition assis-debout (STS) est l'une des activités les plus importantes de la vie quotidienne [1] et essentielle à l'autonomie des personnes âgées [2]. L'évaluation du STS est aussi reconnue comme représentative de la fonction du genou pour les patients atteints d'arthrose [3]. Toutefois, les mouvements compensatoires corps-entier lors du STS chez les patients atteints de gonarthrose avancée demeurent mal compris. Ainsi, les objectifs de cette étude étaient d'étudier les stratégies utilisées par ces patients lors du STS et de déterminer si la douleur et le niveau fonctionnel sont reliés aux stratégies.

### MATÉRIELS ET MÉTHODES :

25 patients atteints de gonarthrose avancée et 20 participants contrôles ont pris part à cette étude. Les participants ont effectué 4 STS sans utiliser leurs bras et avec les genoux à 90°. Un système d'analyse du mouvement 3D a été utilisé pour quantifier la cinématique corps-entier. Deux plates-formes de force ont été utilisées pour enregistrer les forces sous chaque pied. Le temps moyen pour effectuer un STS, le ratio de force, la cinétique du genou et de la hanche et la cinématique 3D du tronc ont été calculés et comparés entre les groupes en utilisant une ANOVA et des tests post-hoc. La douleur et la capacité fonctionnelle ont été obtenues à partir du questionnaire WOMAC.

### RÉSULTATS :

Les patients utilisent 10% de poids supplémentaire sur le côté opposé par rapport à la stratégie symétrique du groupe contrôle. En comparaison avec le groupe contrôle, les patients montrent aussi : une diminution du moment fléchisseur du genou (0.51 Nm/kg vs 0.72 Nm/kg), une augmentation de la flexion maximale du tronc (46.4° vs 37.5°), une inclinaison latérale du tronc plus importante du côté controlatéral (2.4° vs 0.9°). La principale corrélation a été trouvée entre la douleur et le temps moyen pour compléter le STS ( $r = 0.55$ ).

### DISCUSSION - CONCLUSION :

Cette étude est la première à avoir évalué les compensations 3D du tronc chez les patients atteints d'arthrose du genou avancée durant le STS. Elle a ainsi permis de mieux comprendre les altérations fonctionnelles chez cette population et d'établir les relations entre les mécanismes de compensations et les mesures cliniques.

### RÉFÉRENCES :

- [1] Schenkman M, et al. Phys Ther. 1990;70(10):638-648; discussion 648-651.
- [2] Dehaill P, et al. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2007;22(10):1096-1103.
- [3] Boonstra MC, et al. Knee. 2008;15(5):390-395.

## Le plan frontal est-il représentatif du contrôle postural des patients hémiplegiques ?

N. DUCLOS<sup>2</sup>, MAYNARD<sup>1</sup>, D. ABBAS<sup>1</sup>, S. MESURE<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Centre de Rééducation Fonctionnelle de Valmante, Marseille (13)

<sup>2</sup> Institut des Sciences du Mouvement, UMR 6233  
CNRS & Université de la Méditerranée, Marseille (13)

**MOTS CLÉS :** *Auto-stabilisation, sensori-motricité, frontal, contrôle postural, hémiplegie.*

L'hémiplegie est le résultat clinique d'une lésion cérébrale associée à un déficit sensori-moteur de l'hémicorps controlatéral. L'ensemble des informations sensorielles nécessaires à l'organisation de l'acte moteur est modifié et ceci de manière spécifique dans le plan frontal où les paramètres d'instabilité sont augmentés au niveau de la station debout [1] et assise [2] stable. Ce plan frontal est-il le plus représentatif des stratégies sensori-motrices mises en place en condition d'auto-stabilisation ?

Nous avons sollicité 2 groupes de patients hémiplegiques (droits HD et gauches HG) et 1 groupe témoin. La consigne était de maintenir une position assise la plus stable possible, sur un système auto-déstabilisant (balancelle). 2 plans de déstabilisation étaient proposés : sagittal et frontal ; et 2 conditions visuelles : avec vision (AV) et obscurité (O). Les valeurs standards posturographiques étaient enregistrées. Nous avons défini la dominance positionnelle de chaque groupe et leur rayonnement antéro-postérieur (AP) et médio-latéral (ML). Les résultats étaient soumis à un test ANOVA à mesures répétées.

Nos résultats montrent que les surfaces parcourues par le centre des pressions (CoP) sont significativement différentes entre les groupes hémiplegiques et témoin quel que soit le plan de déstabilisation. Les surfaces parcourues sont 3 à 6 fois supérieures lors des déstabilisations dans le plan frontal par rapport au plan sagittal. Lors des déstabilisations selon le plan frontal, seul le rayonnement AP du groupe HD montre une augmentation significative par rapport aux 2 autres groupes, en condition AV. Lors des déstabilisations selon le plan sagittal, les rayonnements ML et AP du groupe HG en condition AV et O sont significativement augmentés. Pour le groupe HD, le rayonnement AP en condition O est augmenté.

Le plan frontal apparaît comme le plan le plus instable pour les 3 groupes, quel que soient les conditions visuelles. Les déstabilisations selon le plan sagittal montrent des axes de contrôle de la station assise qui diffèrent selon l'hémiplegie considérée et les informations visuelles disponibles. Le contrôle postural dans le plan frontal est donc représentatif d'une plus grande instabilité, mais le contrôle postural dans le plan sagittal apparaît plus propice à l'observation des mécanismes compensatoires des patients hémiplegiques.

### **BIBLIOGRAPHIE :**

- [1] De Haert M & al. 2004. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 85(6):886-895.
- [2] Van Nes IJW & al. 2008. Gait & posture, 28(3):507-12

## Modification du contrôle postural sous l'effet d'injection de toxine botulique chez les sujets hémiparétiques adultes

T. DENDECKER<sup>1,2</sup>, N. VUILLERME<sup>1,2</sup>, C. BONNYAUD<sup>1</sup>

N. TERMOZ<sup>3</sup>, N. ROCHE<sup>1</sup>, D. PRADON<sup>1</sup>

<sup>1</sup> EA4497 GRCTH - CIC-IT 805 - CHU Raymond Poincaré, Garches (92)

<sup>2</sup> AGIM - FRE 3405 CNRS-UJF-EPHE-UPMF, La Tronche (38)

<sup>3</sup> UFR STAPS - Université Paris X, Nanterre (92)

**MOTS CLÉS :** *Hémiplégie, toxine botulique, contrôle postural.*

### INTRODUCTION :

Suite à un accident vasculaire (AVC), les patients hémiparétiques rencontrent de nombreuses difficultés dans les capacités à maintenir un équilibre postural et à contrôler cette posture. Cette population est caractérisée par une spasticité cause de désorganisation du mouvement. Un des traitements médicamenteux anti-spastiques à effet temporaire est l'injection de toxine botulique intramusculaire. L'objectif de ce travail est de quantifier les effets d'injections de toxine botulique multi-sites sur le contrôle postural lors d'une tâche d'équilibre stationnaire.

### MATÉRIEL ET MÉTHODE :

16 sujets hémiparétiques adultes GHEMI et 13 sujets sains GCONT ont participé à cette étude. Une plate-forme baropodométrique (WinGP40, RMI ingénierie, 30Hz) a été utilisée. Les déplacements du barycentre de pression (CPnet) et du centre de pression du côté parétique CPp et du côté non-parétique CPnp ont été calculés. Les amplitudes RMS ainsi que les asymétries d'appuis ont été analysées sur les axes antéro-postérieur (AP) et médio-latéral (ML) dans trois conditions expérimentales : yeux ouverts (YO), yeux fermés (YF) et double tâche (DT) ont été quantifiés. Une analyse posturale a été réalisée avant (PRE) et 1 mois après injection de toxine (POST).

### RÉSULTATS :

En conditions PRÉ POST, les résultats montrent une dégradation du contrôle postural dans les 3 conditions expérimentales du GHEMI comparativement au GCONT. En condition PRÉ, Le GHEMI présentent des amplitudes RMS sur AP du CPnet et du CPnp plus importantes que GCONT. En condition POST, on observe une diminution significative de la spasticité sur les muscles injectés et une augmentation de l'amplitude RMS du côté non-parétique et une diminution du côté parétique.

### DISCUSSION - CONCLUSION :

Ces résultats suggèrent que GHEMI contrôle ses oscillations posturales via une stratégie adaptative composée d'une stratégie « active » sur la jambe non parétique et une stratégie de « non active » sur la jambe parétique. La diminution du tonus musculaire suite aux injections de toxines botuliques a tendance à renforcer cette stratégie compensatrice en réponse à un nouveau déficit.

# Rôle de la stabilisation de la tête et de la coordination tête-tronc dans la locomotion chez les enfants atteints de paralysie cérébrale

L. WALLARD<sup>1</sup>, J. BREDIN<sup>2</sup>, G. DIETRICH<sup>1</sup>, Y. KERLIRZIN<sup>1</sup>

<sup>1</sup> UFR STAPS Paris Descartes, Paris (75)

<sup>2</sup> Institut Rossetti, Nice (06)

**MOTS CLÉS :** *Locomotion, coordination, stabilisation, paralysie cérébrale.*

## INTRODUCTION :

La tête joue un rôle primordial dans le contrôle de l'équilibre lors de l'exécution d'un mouvement. Elle comporte différents récepteurs permettant une coordination inter-sensorielle optimisant la production du mouvement tout en informant le sujet de sa position dans l'espace. L'objectif de cette étude était de mettre en évidence chez 2 populations différentes le rôle de la stabilisation de la tête et d'analyser les coordinations tête- tronc lors de la marche.

## MATÉRIELS ET MÉTHODES :

Une comparaison entre 16 sujets atteints de paralysie cérébrale (PC) et 16 sujets sains a été menée afin de déterminer et de quantifier d'éventuelles différences dans l'organisation et le contrôle de la stabilisation de la tête. La tâche à réaliser était une tâche de locomotion consistant pour le sujet à se déplacer à une allure de confort sur un chemin de marche délimité au sol.

Nous avons utilisé une plate-forme de forces et un système VICON® de 10 caméras. Chaque sujet portait un dispositif de 34 marqueurs lumino-réfléchissants pour la capture des données cinématiques à une fréquence de 200 Hz, reconstruites en 3 dimensions.

## RÉSULTATS :

Les résultats mettent en évidence des différences significatives ( $p < 0.5$ ) entre les deux groupes, montrant notamment une variabilité de l'angle de la tête par rapport au tronc dans le plan sagittal chez les sujets PC.

## DISCUSSION - CONCLUSION :

Cette variabilité traduirait une non stabilisation céphalique soulignant l'absence d'un plan de coopération entre la tête et le tronc. Cette organisation particulière observée chez les sujets PC leur permettrait d'atténuer les conséquences motrices dues à leur atteinte. Les conclusions de ces travaux invitent à reconsidérer au plan clinique l'organisation des sujets PC dans la production de la marche.

## BIBLIOGRAPHIE :

- [1] Berthoz, A., Pozzo, T. (1988) Intermittent head stabilization during postural and locomotion tasks in humans. In: Amblard, B., Berthoz, A., Clarac, F. Editors: Posture and gait: development, adaptation and modulation. Amsterdam: Elsevier, 189-198.
- [2] Nadeau, S., Amblard, B., Mesure, S., Bourbonnais, D. (2003) Head and trunk stabilization stratégies during forward and backward walking in healthy adults. *Gait & Posture*, 18, 134-142.
- [3] Pozzo, T., Berthoz, A., Lefort, L. (1990) Head stabilization during various locomotor tasks in humans: I Normal subjects. *Experimental Brain Research*, 82, 97-106

## Les mouvements du tronc et du bassin pendant la marche chez les patients atteints de paraparésie spastique familiale et les patients atteints de diplégie spastique

A. BONNEFOY-MAZURE<sup>1</sup>, K. TURCOT<sup>1</sup>, A. KAELIN<sup>2</sup>, G. DE COULON<sup>2</sup>, S. ARMAND<sup>1</sup>

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

<sup>2</sup> Service d'orthopédie pédiatrique, Hôpitaux Universitaires de Genève, Suisse

**MOTS CLÉS :** *Paraparésie spastique familiale, Strumpell-Lorrain, diplégie spastique, analyse quantifiée de la marche, système optoélectronique, classification, amplitude et vitesse angulaire.*

### INTRODUCTION :

Les caractéristiques cliniques et fonctionnelles des patients atteints de Paraparésie Spastique Familiale (PSF) et des patients atteints de Diplégie Spastique (DS) sont similaires; ce qui rend leur diagnostic difficile. Le diagnostic est cependant essentiel pour une bonne prise en charge de ces patients. Plusieurs études [1-3] ont utilisé l'Analyse Quantifiée des membres inférieurs à la Marche pour tenter de différencier les patients PSF des patients DS. Basé sur une impression visuelle, Wolf et al. [3] a conclu que les mouvements du tronc pendant la marche pourraient aussi permettre de différencier ces patients, sans pour autant le quantifier. Le but de ce travail était donc d'investiguer la cinématique du tronc et du bassin lors de marche comme moyen de différencier ces deux populations (PSF et DS).

### MATÉRIEL ET MÉTHODE :

11 sujets PSF avec test génétique positif et IRM négative (5 hommes et 5 femmes, âge = 20.7±11.8 ans) et 10 sujets DS avec IRM positive (6 hommes et 4 femmes, âge = 12.3±4.5 ans) ont été évalués au cours d'une AQM entre les années 2000 et 2011 (VICON 460 et Mx3+ ; ViconPeak®, Oxford, UK). Des marqueurs réfléchissants étaient placés selon des repères anatomiques et techniques définis par le modèle Plug-In-Gait. Les paramètres cinématiques du tronc et du pelvis dans le plan sagittal ont été calculés à partir du logiciel Nexus (ViconPeak®). Tous les sujets ont réalisé un minimum de 5 essais de marche à leur vitesse habituelle sur une longueur de 10 mètres. La comparaison des paramètres cinématiques moyens des deux populations a été faite grâce aux tests de Mann-Whitney U. Une valeur significative a été définie à p<0.05.

### RÉSULTATS :

L'analyse cinématique montre que seule l'amplitude tronc/bassin et la vitesse maximale tronc/bassin pendant la phase d'oscillante sont significativement différentes entre les deux populations (p=0.004 et p=0.01). Les patients PSF présentent une plus grande amplitude et vitesse de mouvement entre le tronc et le bassin que les patients DS.

### DISCUSSION ET CONCLUSION :

Les paramètres cinématiques liés au mouvement relatif du tronc/bassin permettent de différencier les groupes de sujets PSF et DS. Suite à ces résultats, des tests diagnostiques (IRM cérébrale et/ou test génétique) devraient être réalisés chez les patients présentant une diplégie spastique et ayant un mouvement important entre le bassin et le tronc.

### RÉFÉRENCES :

- [1] Cimolin, V., et al. 2007. *Functional Neurology* 22,23-28.
- [2] Piccinini, L., et al. 2010. *European Journal of Paediatric Neurology*, 15,138-145.
- [3] Wolf, S., et al. 2011. *Gait and Posture* 33,556-561.

## Effet de la vitesse de déplacement sur la marche du jeune enfant

A. VAN HAMME<sup>1,2,3,4</sup>, W. SAMSON<sup>2,3,4</sup>, B. DOHIN<sup>5,6</sup>, R. DUMAS<sup>2,3,4</sup>, L. CHÈZE<sup>2,3,4</sup>

<sup>1</sup> CTC, Comité Professionnel de Développement Cuir Chaussure Maroquinerie, Lyon (69)

<sup>2</sup> Université de Lyon, Université Lyon 1 (69)

<sup>3</sup> IFSTTAR, Bron (69)

<sup>4</sup> Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs, UMR\_T 9406, Villeurbanne (69)

<sup>5</sup> Université Jean Monnet Saint Etienne, Hôpital Nord CHU de Saint Etienne,  
Service de chirurgie pédiatrique, Saint Etienne (42)

<sup>6</sup> Laboratoire Inserm U 864, Université de Lyon (69)

**MOTS CLÉS :** *Analyse de la marche, enfant de moins de 6 ans, vitesse de déplacement.*

### INTRODUCTION :

L'ensemble des paramètres biomécaniques de la marche est affecté par la vitesse de déplacement, aussi bien chez l'adulte que chez l'enfant d'âge moyen (i.e. 7-12 ans) [1-3]. À vitesse spontanée, ces mêmes paramètres sont différents entre adultes et jeunes enfants (i.e. moins de 6 ans) [4, 5]. La question qui se pose alors est de savoir si la variation de la vitesse de déplacement pourrait affecter les paramètres biomécaniques de manière spécifique chez le jeune enfant.

### MATÉRIELS :

580 essais de marche ont été enregistrés sur 61 enfants entre 1,1 et 6,6 ans à partir d'un système d'analyse du mouvement couplé à deux plates-formes de force. Ces essais ont ensuite été classés par ordre croissant de vitesse adimensionnée et répartis suivant 10 groupes de vitesse. Une analyse inter groupe a alors été réalisée sur les angles, les moments et les puissances des articulations du membre inférieur.

### RÉSULTATS :

Les paramètres biomécaniques sont principalement affectés par la vitesse de déplacement. Toutefois, contrairement au cas des enfants plus âgés [2,3], les régressions montrent également que l'âge influence les modifications de ces paramètres (e.g. extension maximale de la hanche, puissance minimale du genou en fin d'oscillation).

### CONCLUSIONS :

L'étude a établi que la vitesse de déplacement, mais aussi l'âge, affectent les paramètres de marche chez le jeune enfant et doivent donc tous deux être considérés pour l'étude de cette population.

### BIBLIOGRAPHIE :

[1] Stansfield BW, Hillman SJ, Hazlewood ME, Lawson AA, Mann AM, Loudon IR, Robb JE. *J Pediat Orthop* 21, 403-411, 2001.

[2] Stansfield BW, Hillman SJ, Hazlewood ME, Robb JE. *J Biomech* 23, 288-294, 2006.

[3] Schwartz MH, Rozumalski A, Trost JP. *J Biomech* 41, 1639-1650, 2008.

[4] Samson W, Dohin B, Desroches G, Chaverot JL, Dumas R, Chèze L. *J Biomech* 44, 1321-1327, 2011.

[5] Samson W, Desroches G, Chèze L, Dumas R. *J Biomech* 42, 2447-2453, 2009.

---

# CLINIQUE

---

- **Activité EMG du Peroneus longus et médio-pied chez l'enfant**  
*C. BOULAY, V. POMERO, M. JACQUEMIER, E. CASTAGNIER, G. AUTHIER  
Y. GLARD, B. CHABROL, G. BOLLINI, J-L. JOUVE, E. VIEHWEGER.....* 58
- **L'indice de co-contraction musculaire est différemment corrélé à la vitesse de marche chez l'enfant paralysé cérébral hémiplégique et chez l'enfant sain**  
*R. GROSS, F. LEBOEUF, M. LEMPEREUR, B. PERROUIN-VERBE  
S. BROCHARD, O. RÉMY-NÉRIS.....* 60
- **Relations entre mesures cliniques et sévérité des altérations de la marche chez les patients IMC**  
*Y. SAGAWA JUNIOR, E. WATELAIN, G. DE COULON, A. KAELIN, S. ARMAND.....* 61
- **Analyse de la marche et âge des premiers symptômes chez les HSP**  
*Y. DELPIERRE, M. MESSAOUDENE, P. VERNET, X. DERIES, D. COLIN.....* 62
- **TUG et iTUG : un moyen d'évaluer la marche et la cognition dans la sclérose en plaques**  
*M. LAIDET, G. ALLALI, F. ASSAL, O. BEAUCHET, M. CHOFFLON, S. ARMAND, P. LALIVE.....* 63

## Activité EMG du Peroneus longus et médio-pied chez l'enfant

C. BOULAY<sup>1,2</sup>, V. POMERO<sup>1</sup>, M. JACQUEMIER<sup>1</sup>, E. CASTAGNIER<sup>1</sup>, G. AUTHIER<sup>1</sup>  
Y. GLARD<sup>1</sup>, B. CHABROL<sup>2</sup>, G. BOLLINI<sup>1</sup>, J.-L. JOUVE<sup>1</sup>, E. VIEHWEGER<sup>1</sup>

<sup>1</sup> APHM, Hôpital Timone Enfants, Plateforme d'Evaluation Technique de la Motricité UF 5018,  
Aix-Marseille Univ, 1 Marseille (13)

<sup>2</sup> APHM, Hôpital Timone Enfants, service de neurologie pédiatrique, Aix-Marseille Univ, Marseille (13)

**MOTS CLÉS :** *Peroneus longus, EMG, activation normale, enfants, médio-pied, marche.*

### INTRODUCTION :

L'activation EMG anormale du Peroneus longus (PL) est décrite par Young [1] comme à l'origine de contraintes mécaniques provoquant la cassure du médio-pied chez l'adulte après accident vasculaire cérébral (AVC). Avant de tester cette hypothèse chez les enfants atteints de paralysie cérébrale, il convient de déterminer la séquence d'activation normale du PL chez les enfants sains et son rôle au niveau du médio-pied lors de la marche. Ceci n'a pas été étudié dans la littérature.

### MATÉRIELS ET MÉTHODES :

Chez 21 enfants sains, âgés de 6,5 ans±1, 1104 cycles de marche ont été enregistrés en EMG de surface (ZeroWire, Aurion). La séquence d'activation EMG du PL a été normalisée en pourcentage du cycle de marche. Seuls les cycles de marche les plus reproductibles ont été sélectionnés [5]. Le début et la fin de la séquence d'activation du signal EMG (brut, rectifié) ont été déterminés par une sélection semi-automatique : le seuil de 20 µV [3,4] avait été choisi.

### RÉSULTATS :

À partir des 1104 cycles, la moyenne du toe-off était de 62,8%. L'activité EMG débutait à 26,8% lors du milieu de la phase d'appui et finissait à 52,2% lors de la fin de la phase d'appui. Aucune activité EMG ne survenait en phase d'oscillation.

### DISCUSSION :

Ces données confirment que l'activité EMG du PL est contemporaine de l'action mécanique de verrouillage du médio-pied pendant le milieu de la phase d'appui lors du second pivot au niveau de la cheville [6-8] : le PL soutient les arches transversales et longitudinales. À la fin de la phase d'appui lors du troisième pivot, le PL a un rôle de verrouillage du 1<sup>er</sup> rayon : l'avant-pied est stabilisé durant l'ascension du talon. Ceci permet de contenir une supination excessive grâce au maintien de la tête du 1<sup>er</sup> métatarsien en contact avec le sol. Le PL stabilise les 1<sup>er</sup> et 2<sup>e</sup> rayons par une pronation pour s'opposer à l'action musculaire supinatrice. Le PL travaillerait plutôt en isométrique.

### CONCLUSION :

Ainsi la séquence d'activation EMG du PL et son influence sur le médio-pied peut ainsi être évaluée chez l'enfant atteint de paralysie cérébrale.

### RÉFÉRENCES :

- [1] Young (1990) Foot Ankle 10(6): 317-324
- [2] Johnson (1999) Foot Ankle Surg. 38(5): 313-321
- [3] Santili (2005) Am J Sports Med 33(8): 1183-1187
- [4] Kimura J (1989) Electrodiagnosis in Diseases of nerve and muscle. Philadelphia, Davis



# L'indice de co-contraction musculaire est différemment corrélé à la vitesse de marche chez l'enfant paralysé cérébral hémiplégique et chez l'enfant sain

R. GROSS<sup>1</sup>, F. LEBOEUF<sup>1</sup>, M. LEMPEREUR<sup>2</sup>  
B. PERROUIN-VERBE<sup>1</sup>, S. BROCHARD<sup>2</sup>, O. RÉMY-NÉRIS<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Laboratoire d'analyse du mouvement. Hôpital Saint Jacques. CHU de Nantes (44)

<sup>2</sup> Laboratoire de Traitement de l'Information Médicale (LaTIM), Inserm U650, CHU Brest (29)

**MOTS CLÉS :** Co-contraction, paralysie cérébrale, vitesse de marche.

## INTRODUCTION :

Les co-contractions sont définies comme l'activation simultanée d'un muscle agoniste et de son antagoniste. Notre étude vise à préciser la relation entre CC et vitesse de marche chez l'enfant paralysé cérébral hémiplégique (HCl) et chez l'enfant sain.

## PATIENTS ET MÉTHODES :

10 HCl et 10 enfants sains ont été explorés en analyse de la marche avec enregistrement électromyographique de surface (vastus medialis, rectus femoris, medial hamstrings, tibialis anterior et soleus des deux côtés). Les indices de co-contraction musculaires ont été calculés au segment crural et au segment jambier selon la méthode décrite par Unnithan [1]. Un modèle linéaire général a été utilisé pour étudier la corrélation entre ICC et vitesse de marche.

## RÉSULTATS :

Les ICC étaient significativement plus élevés chez les HCl que chez les enfants sains à vitesse rapide. Une corrélation significative existait entre ICC et vitesse de marche chez les HC mais pas chez les enfants sains. La pente de cette relation linéaire était plus élevée du côté hémiplégique que du côté sain chez les HCl au segment crural mais pas au segment jambier.

## DISCUSSION - CONCLUSION :

La composante spastique de la contraction musculaire chez l'HCl est potentiellement à l'origine de ces valeurs d'ICC plus importantes et mieux corrélées avec la vitesse de marche dans cette population. L'augmentation de l'ICC peut entraîner une diminution de l'efficacité de la marche ou être un mécanisme de compensation d'une instabilité. La corrélation avec des mesures cliniques de spasticité apparaît nécessaire, ainsi que l'amélioration du modèle linéaire utilisé.

## BIBLIOGRAPHIE :

[1] Unnithan VB, Dowling JJ, Frost G, Volpe Ayub B, Bar-Or O. Cocontraction and hasic activity during GAIT in children with cerebral palsy. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* 1996; 36 : 487-494.

[2] Damiano DL, Martellotta TL, Sullivan DJ, Granata KP, Abel MF. Muscle force production and functional performance in spastic cerebral palsy: relationship of cocontraction. *Arch Phys Med Rehabil* 2000; 81 : 895-900.

## Relations entre mesures cliniques et sévérité des altérations de la marche chez les patients IMC

Y. SAGAWA JUNIOR<sup>1</sup>, E. WATELAIN<sup>1</sup>, G. DE COULON<sup>2</sup>, A. KAEIN<sup>2</sup>, S. ARMAND<sup>3</sup>

<sup>1</sup> UVHC, LAMIH, Valenciennes (59)

<sup>2</sup> Service d'Orthopédie et de Traumatologie Pédiatrique, Hôpitaux Universitaires de Genève et Université de Genève, Suisse

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

**MOTS CLÉS :** *IMC, marche, mesures cliniques, arbres de décision floue.*

### INTRODUCTION :

Les mesures cliniques sont utilisées pour interpréter l'Analyse Quantifiée de la Marche (AQM) chez les patients avec une infirmité motrice cérébrale (IMC). Nous faisons l'hypothèse que certains de ces paramètres cliniques ou leurs combinaisons sont plus importants que d'autres pour expliquer la sévérité des altérations de la marche des patients IMC. Identifier ces paramètres permettrait d'aider à l'interprétation de l'AQM et aux choix thérapeutiques. Des auteurs ont déjà testé les relations entre les mesures cliniques et l'AQM et ont trouvé de faibles corrélations [1,2]. Les arbres de décision floue (ADF) constituent une méthode qui semble particulièrement appropriée pour identifier et expliquer les altérations de marche [3]. Cette étude a pour but de déterminer quels sont les paramètres cliniques ou leurs combinaisons qui influencent le plus la sévérité de la marche des patients IMC.

### MÉTHODE :

Une étude rétrospective a été conduite sur les données cliniques et d'AQM présentes dans la base de données du laboratoire entre 2005 et 2009. 155 patients avec le diagnostic d'IMC ont été sélectionnés (âge : 11 ± 5.3, 5-30 ans). Les ADF ont été utilisés pour prédire le Gait Deviation Index (GDI) à partir des données cliniques (amplitude articulaire, force et spasticité).

### RÉSULTATS :

Sept règles expliquant un GDI bas (<77) ont été induites. La précision de notre méthode est de 90% avec une erreur moyenne de 2.35±0.4. Les trois paramètres cliniques les plus importants pour prédire une atteinte sévère de la marche chez l'IMC sont la force des extenseurs de hanche, la spasticité et la force du tibialis posterior.

### DISCUSSION - CONCLUSION :

La bonne précision de la méthode ADF révèle que les mesures cliniques choisies fournissent une bonne explication de la sévérité des altérations de la marche chez les patients IMC. Parmi ces paramètres, la force des extenseurs de hanche a déjà été identifiée comme un paramètre important permettant d'expliquer l'appartenance aux différentes classes du GMFCS pour les patients IMC [4]. La spasticité du tibialis posterior génère un pied varus équin [5]. De plus, l'équilibre des inverseurs et des éverseurs est primordial pour une bonne position du pied.

### RÉFÉRENCES :

- [1] Desloovere K. et al., 2006, Gait Posture, 24, 302-313.
- [2] McMulklin M.L. et al., 2000, J Pediatr Orthop, 20, 366-369.
- [3] Armand S. et al., 2007, Gait Posture, 25, 475-484.
- [4] Eek M.N. et al., 2008, Dev Med Child Neurol, 50, 759-764.
- [5] Michlitsch M.G. et al., 2006, J Bone Joint Surg Am, 88, 1764-1768.

## Analyse de la marche et âge des premiers symptômes chez les HSP

Y. DELPIERRE<sup>1</sup>, M. MESSAOUDENE<sup>1</sup>, P. VERNET<sup>1</sup>, X. DERIES<sup>2</sup>, D. COLIN<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Centre de l'Arche, Saint-Saturnin (72)

<sup>2</sup> C3RF Angers (49)

**MOTS CLÉS :** Marche, cinématique, paraparésie spastique héréditaire, âge des premiers symptômes, corrélation.

### INTRODUCTION :

La marche des patients présentant une paraparésie spastique héréditaire (HSP) montre une variabilité, favorisant la définition de classes de marche [1-3]. Ultérieurement, ces HSP étaient classées selon l'âge d'apparition des premiers symptômes (APS), avec un âge seuil de 35 ans [1]. Cet âge seuil est-il lié à une modification de la locomotion ? À une relation différente entre l'APS et la cinématique ? D'ailleurs, existe-t-il une relation entre l'APS et des variables cinématiques. L'objectif de cette étude est de définir les corrélations entre l'APS et la cinématique locomotrice chez cette population.

### MATÉRIEL ET MÉTHODES :

Les marches de 18 patients HSP ont été enregistrées (Vicon250, 5 caméras opto-électroniques, 50Hz) et analysées selon de protocole Plug in Gait. Huit variables cinématiques sagittales ont été extraites (variables utilisées pour définir les classes de marche). Sauf mention spécifique, ces variables sont calculées sur un cycle complet. Soit V1H : vitesse de flexion de hanche à l'attaque du pas. Soient CVT, ECT, MAXT et MINT : respectivement le coefficient de variation, l'écart-type, le maxima et le minima du tilt. Soient MAXFH et MOYFH respectivement le maxima et la moyenne de la flexion de hanche. Soit MINFG le minima de la flexion de genou. Soient APS l'âge d'apparition des premiers symptômes et DAPS cet âge relatif à la date de l'examen. Des corrélations de Spearman ( $p \leq 0.05$ ) sont calculées entre APS/DAPS et chacune des variables cinématiques.

### RÉSULTATS :

Les r significatifs avec APS sont : CVT (-0.52), MAXT (-0.56), MINT (-0.51), MAXFH (-0.51), V1H (0.54), MOYFH (0.50), MINFG (-0.58). Les r significatifs avec DAPS sont ECT (0.63), MINFH (0.55), V1H (0.59). Des variables biomécaniques (comme MAXT) sont inversement corrélées avec APS. D'autres variables (MOYFH) sont corrélées avec cet âge. La vitesse de flexion de hanche à l'attaque du pas est corrélée avec APS et DAPS.

### DISCUSSION - CONCLUSION :

Les relations linéaires entre ces variables cinématiques et APS/DAPS corroborent difficilement l'hypothèse d'un âge seuil en terme cinématique. L'échantillon est relativement modéré, et peu d'individus avaient un APS supérieur à 35 ans.

### RÉFÉRENCES :

- [1] Fink JK, Exp Neurol., 2003;184
- [2] Paik NM et al., Emedecine, 2008; 306713
- [3] Wolf et al., Gait&Posture, 2011;33

# TUG et iTUG : un moyen d'évaluer la marche et la cognition dans la sclérose en plaques

M. LAIDET<sup>1</sup>, G. ALLALI<sup>1</sup>, F. ASSAL<sup>1</sup>, O. BEAUCHET<sup>2</sup>  
M. CHOFFLON<sup>1</sup>, S. ARMAND<sup>3</sup>, P. LALIVE<sup>1,4</sup>

<sup>1</sup> Department of Clinical Neurosciences, Division of Neurology,  
Geneva University Hospitals and University of Geneva, Suisse

<sup>2</sup> Department of Internal Medicine and Geriatrics, Angers University Hospital 0 UPRES EA 2646,  
University of Angers, UNAM, Angers (49)

<sup>3</sup> Willy Taillard Laboratory of Kinesiology, Geneva University Hospitals  
and Geneva University, Switzerland

<sup>4</sup> Department of Genetic and Laboratory Medicine, Division of Laboratory Medicine,  
University Hospital of Geneva, 1211 Geneva, Suisse

**MOTS CLÉS :** Marche, cognition, Time up and go, Time up and go imaginé, sclérose en plaques.

## INTRODUCTION :

Les déficits de la marche [1] et les troubles cognitifs [2] sont fréquents dans la sclérose en plaques (SEP). Toutefois, ces altérations ne sont souvent pas ou tardivement détectées, notamment en raison du temps, de la complexité et du coût des examens requis. Le « Timed Up and Go test » (TUG) est un test clinique rapide et largement utilisé pour l'évaluation fonctionnelle de la marche. Nous avons récemment montré qu'une version adaptée du TUG, le TUG imaginé (iTUG), était corrélée avec le fonctionnement cognitif [3]. L'objectif de cette étude était de mesurer le TUG, le iTUG et l'association de ces deux tests (temps delta) chez des patients SEP et des contrôles appariés, et d'examiner si ces performances sont liées aux paramètres moteurs et cognitifs.

## MATÉRIELS ET MÉTHODES :

Vingt patients SEP et vingt sujets contrôles appariés ont participé à cette étude. La moyenne et la déviation standard du TUG, de l'iTUG, et du temps delta ont été utilisées comme variables. Les paramètres spatio-temporels ont été estimés à partir d'un système optoélectronique de 12 caméras (paramètres spatiaux) et de footswitches (paramètres temporels), durant la marche en ligne droite et à vitesse habituelle. Les performances cognitives ont été évaluées par des tests neuropsychologiques standardisés.

## RÉSULTATS :

Les patients ont effectué plus lentement le TUG que les contrôles ( $10.00 \pm 1.70$  s vs.  $8.71 \pm 1.04$  s,  $P=0.01$ , respectivement), alors qu'il n'y a pas de différence entre les groupes au niveau de l'iTUG ( $6.95 \pm 2.04$  s vs.  $5.98 \pm 1.45$  s,  $P = 0.11$ ). Le TUG est corrélé avec les paramètres de la marche, les fonctions cognitives et le comportement, alors que le temps delta est seulement corrélé avec les fonctions cognitives.

## DISCUSSION - CONCLUSION :

Le TUG est un test intéressant permettant de révéler de subtils déficits chez les patients SEP, tant sur le plan du fonctionnement moteur, cognitif, et comportemental. Le temps delta pourrait être un moyen simple d'apporter des informations supplémentaires spécifiques aux fonctions cognitives dans l'évaluation des patients SEP.



---

# RACHIS ET MEMBRE SUPÉRIEUR

---

- **Analyse de la courbure lombaire lors d'exercices de réhabilitation**  
*K. BEN MANSOUR, L. ÁRON, V. PÉTER PÁL, F. MARIN..... 66*
- **Répétabilité d'un protocole d'évaluation des efforts externes rachidiens pour l'étude de l'équilibre postural**  
*V. POMERO, B. BLONDEL, Y. GLARD, G. AUHTIER, J-L. JOUVE, G. BOLLINI, E. VIEHWEGER..... 67*
- **« Mini-RFR » (Restauration Fonctionnelle du Rachis) et lombalgie chronique**  
*A. PRIMERANO, S. FARDJAD, M. BOUTOU, J-M. GRACIES, E. HUTIN ..... 68*
- **Étude cinématique des membres supérieurs chez les adultes**  
*A. ASSI, M. KARAM, A. MASSAAD, W. SKALLI, I. GHANEM..... 69*
- **Répercussions de la position du centre de rotation de l'articulation gléno-humérale sur le mouvement gléno-huméral**  
*M. LEMPEREUR, J. LEBOUCHER, S. BROCHARD, O. RÉMY-NÉRIS..... 70*
- **Activités gestuelles en fauteuil roulant manuel avec assise décentrable**  
*P. ABELLARD, A. ABELLARD, R. BRUNO..... 71*

## Analyse de la courbure lombaire lors d'exercices de réhabilitation

K. BEN MANSOUR<sup>1</sup>, L. ÁRON<sup>2</sup>, V. PÉTER PÁL<sup>2</sup>, F. MARIN<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Université de Technologie de Compiègne, CNRS UMR 6600, Compiègne (60)

<sup>2</sup> National Center for Spinal Disorders, Buda Health Center, Budapest, Hongrie

**MOTS CLÉS :** *Biomécanique, rachis lombaire, capture du mouvement, réhabilitation.*

### INTRODUCTION :

Le besoin d'un suivi longitudinal durant le traitement du rachis lombaire (RL) et la nécessité de réduire les coûts de l'imagerie médicale pendant la durée du traitement motivent le développement d'outils précis, fiables et de faible coût. Différentes techniques telles que les franges de Moiré [1], la lumière structurée [2] et le laser [3] sont disponibles pour l'estimation de la forme de la colonne vertébrale. Toutefois, ces techniques se limitent à l'analyse du dos en position statique debout. L'objectif de cette étude est de proposer un protocole non invasif basé sur la capture du mouvement et adapté à l'estimation de la courbure du RL en clinique lors des exercices de réhabilitation.

### MATÉRIELS ET MÉTHODES :

8 sujets ont participé à cette étude. 21 marqueurs rétrofléchissants de 6 mm de diamètre ont été fixés au niveau du RL. Suivant les instructions du kinésithérapeute, chaque patient a réalisé quatre postures issues des exercices de renforcement du RL : debout, squat, quadrupédie et décubitus dorsal. La capture 3D de la position des marqueurs est obtenue par 10 caméras Bonita (VICON Motion Systems). Une bibliothèque de fonction Matlab a été développée pour l'estimation 3D de la courbure du RL par ajustement aux moindres carrées d'un cylindre aux positions des marqueurs.

### RÉSULTATS :

En considérant la position debout comme référence, les résultats montrent une différence significative de la courbure lombaire lors des positions de squat et de décubitus dorsal ( $p < 0.05$ ). En particulier, lors de la position quadrupédique, la courbure du RL tend vers zéro correspondant à un RL droit.

### CONCLUSION :

La faisabilité de l'estimation 3D de la courbure du RL en utilisant un protocole adoptant un système de capture du mouvement est démontrée. La méthode proposée permet au kinésithérapeute d'estimer l'effet des exercices proposés sur la courbure du RL. Une des perspectives de cette étude est le développement d'un outil d'analyse de la courbure du RL en temps réel pour les exercices de réhabilitation.

### REMERCIEMENTS :

Cette étude a été financée par l'Union Européenne (FP7/2007-2013) Accord n°269909 - Projet MySpine.

### RÉFÉRENCES:

- [1] Kotwicki T. et al. Scoliosis, 2007; 2,18-25
- [2] Huysmans T. et al. Journal of Biomechanics, 2004; 37, 1793-1798
- [3] Bergeron C. et al. Eng App of Artifl Intelligence, 2005; 18, 973-983

# Répétabilité d'un protocole d'évaluation des efforts externes rachidiens pour l'étude de l'équilibre postural

V. POMERO, B. BLONDEL, Y. GLARD, G. AUHTIER,  
J-L. JOUVE, G. BOLLINI, E. VIEHWEGER

CHU Timone Enfant, Marseille (13)

**MOTS CLÉS :** *Posture, équilibre sagittal, efforts externes articulaires.*

## INTRODUCTION :

L'équilibre sagittal est traditionnellement évalué à partir de la mesure de descripteurs géométriques (lordose, pente sacrée, ...) sur une radiographie. Une approche biomécanique de l'équilibre postural est présentée, à partir d'informations recueillies en salle d'AQM, s'appuyant sur le calcul des efforts externes (EE) au niveaux des charnières rachidiennes. Le modèle est décrit, et une répétabilité du protocole est proposée.

## MATÉRIELS ET MÉTHODES :

Construction du modèle : un set de 34 marqueurs sert à l'identification des membres inférieurs, de l'abdomen, du thorax et de tête et cou [1]. Les longueurs segmentaires, centres articulaires et référentiels anatomiques sont calculés à partir des marqueurs. Les poids, centres de masses et les inerties des segments sont alors déterminés [1]. Enfin, les EE sont calculés à partir des efforts enregistrés par deux plates-formes de force (excepté pour C7-T1).

Évaluation préliminaire : 2 volontaires sains et 3 opérateurs sont inclus dans l'étude de répétabilité du protocole. Le study design est adapté de Schwartz et al. [2] : 3 sessions constituées de 5 standings sont réalisées pour chaque sujet et chaque opérateur. Les EE sont calculés aux niveaux intersegmentaires pour chaque standing, à partir desquels sont calculées les variabilités intra-sujet, inter-session et inter-opérateur.

## RÉSULTATS :

84 standings sont inclus dans cette répétabilité (6 sont inexploitable), démontrant que la variabilité des moments externes au niveau des charnières rachidienne est importante dans le plan sagittal et moins importante dans le plan frontal. La variabilité intra-sujet est faible comparée à celles de l'inter-session et de l'inter-opérateur.

## DISCUSSION - CONCLUSIONS :

Ces résultats suggèrent que, soit notre protocole est faiblement répétable, soit la posture est variable dans le temps pour un sujet. Ces résultats peuvent impliquer que les paramètres de l'équilibre sagittal, obtenus à partir des radiographies, sont faiblement reproductibles. Enfin, cette approche de l'équilibre postural est non-invasive.

## RÉFÉRENCES :

[1] Dumas R et al. : Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics*. 2007 (40): 543-553.

[2] Schwartz M et al. Measurement and management of errors in quantitative gait data. *Gait & Posture*, 2004(20): 196-203.

## « Mini-RFR » (Restauration Fonctionnelle du Rachis) et lombalgie chronique

A. PRIMERANO <sup>1,2</sup>, S. FARDJAD <sup>3</sup>, M. BOUTOU <sup>1</sup>, J-M. GRACIES <sup>1,3</sup>, E. HUTIN <sup>1</sup>

<sup>1</sup> Laboratoire Analyse et de Restauration du Mouvement, Biomécanique & Système Nerveux,  
CHU Henri Mondor, AP-HP, Créteil (94)

<sup>2</sup> Université Paris Descartes, UFR STAPS, Paris (75)

<sup>3</sup> Unité de Rééducation Locomotrice, Service de MPR, Hôpital Albert Chenevier, AP-HP, Créteil (94)

**MOTS CLÉS :** Restauration Fonctionnelle du Rachis, lombalgie chronique, marche, rachis.

### INTRODUCTION :

La lombalgie chronique réduit les capacités motrices et fonctionnelles, et entraîne souvent l'arrêt de l'activité professionnelle. 1 - Des programmes intensifs de Restauration Fonctionnelle du Rachis (RFR, 5 journées/semaine pendant 5 semaines) permettent l'amélioration des performances physiques, et la reprise du travail. 2 - L'effet d'un programme allégé de RFR, « Mini-RFR » sur 1 journée/semaine pendant 5 semaines, n'a pas été étudié.

### MATÉRIELS ET MÉTHODES :

Vingt-trois patients lombalgiques chroniques ont suivi en ouvert un programme « Mini-RFR » de réentraînement cardio-respiratoire, étirements, travail musculaire du complexe lombo-pelvien, et exercices proprioceptifs et ergonomiques du rachis. Des paramètres cliniques (ie. capacités cardio-respiratoires, endurance, longueurs musculaires, qualité de vie) et biomécaniques en laboratoire (marche et postures rachidiennes) ont été mesurés avant et après le « Mini-RFR ».

### RÉSULTATS :

Après le « Mini-RFR », on observe une amélioration des capacités cardio-respiratoires (+29% sur la puissance maximale en cyclo-ergomètre,  $p < 0,01$ ), de l'endurance des muscles abdominaux (+65%,  $p < 0,05$ ) et spinaux (+30%,  $p < 0,04$ ), de la capacité à soulever des charges (+84%,  $p < 0,01$ ), de l'extensibilité de la chaîne musculaire postérieure (+10cm,  $p < 0,01$ ), de la flexion maximale du rachis thoraco-lombaire (+7%,  $p = 0,03$ ), des vitesses de marche spontanée (+20%,  $p < 0,01$ ) et maximale (+4%,  $p < 0,04$ ). De plus, la qualité de vie et le niveau d'anxiété des patients étaient améliorés (score QUEBEC, score HAD-Anxiété,  $p < 0,01$ ).

### CONCLUSION :

Le programme « Mini-RFR » apporte des bénéfices significatifs sur les capacités fonctionnelles et motrices et la qualité de vie pour les patients affectés par une lombalgie chronique.

### BIBLIOGRAPHIE :

[1] Poiraudau S, Duvallet A, Barbosa Dos Santos I et al., 1999. Efficacité à 1 an d'un reconditionnement à l'effort proposé à des lombalgiques chroniques lourdement handicapés. Ann Réadaptation Méd Phys, 42:33-41.

[2] Bendix AE, Bendix T, Hastrup C, Busch E, 1998. A prospective, randomized 5-year follow-up study of functional restoration in chronic low back pain patients. Eur Spine J, 7(2):111-9.

### REMERCIEMENTS :

Association Neurorééducation en Mouvement.

Groupe RFR Mondor : M.Boutou, K.Djadli, D.Goujon, E.Hutin, P.Larivé, P.Margalles, D.Masson, D.Morel, C.Passieux, S.Perreto, A.Primerano, A.Rico-Moya, S.Rio, C.Rodriguez-Gonzales, A.Stawiszca, G.Victorin, D.Zawistowicz.

## Étude cinématique des membres supérieurs chez les adultes

A. ASSI<sup>1,2,3,4</sup>, M. KARAM<sup>5</sup>, A. MASSAAD<sup>1</sup>, W. SKALLI<sup>4</sup>, I. GHANEM<sup>1,2,3,6</sup>

<sup>1</sup> Gait lab, SESOBEL, Beyrouth, Liban

<sup>2</sup> Pôle Technologie Santé, Université Saint-Joseph, Beyrouth, Liban

<sup>3</sup> Faculté de Médecine, Université Saint-Joseph, Beyrouth, Liban

<sup>4</sup> Laboratoire de Biomécanique, Arts et Métiers ParisTech, Paris, France

<sup>5</sup> Institut de Physiothérapie, Université Saint-Joseph, Beyrouth, Liban

<sup>6</sup> Hôpital Hôtel Dieu de France, Beyrouth, Liban

**MOTS CLÉS :** *Cinématique, membres supérieurs, adultes, base de données, répétabilité.*

### INTRODUCTION :

La cinématique du membre supérieur a été largement étudiée chez les enfants sains et hémiplegiques sur des mouvements fonctionnels. Peu d'études existent dans la littérature sur les mouvements anatomiques et fonctionnels chez les adultes. Le but de cette étude est de construire une base de données cinématique sur les mouvements fonctionnels et anatomiques des membres supérieurs chez les adultes âgés de plus de 20 ans. La répétabilité du protocole a été évaluée.

### MATÉRIELS ET MÉTHODES :

Trente sujets sains (15H, 15F) de moyenne d'âge 29 ans (SD=7,6) ont formé la base de données. Les marqueurs ont été positionnés sur les membres supérieurs et le tronc selon le protocole de l'International Society of Biomechanics (ISB) [1]. Des ancillaires ont été fixés sur l'humérus et l'avant-bras. Six caméras Vicon MX3 ont été utilisées (200Hz). Les sujets sont positionnés sur une chaise réglable en hauteur avec dossier. Une acquisition statique est effectuée afin de définir les repères anatomiques. Des mouvements anatomiques effectués en bilatéral sont enregistrés en premier temps : circumduction, épaule : flexion/extension, abduction, rotation interne/externe, abduction/adduction horizontale, coude : flexion/extension, poignet : pronation/supination. Une table a été utilisée afin d'enregistrer des mouvements fonctionnels (inspirés du test de Melbourne) : se peigner, atteindre une cible (en hauteur face au sujet), porter un verre à la bouche, bouger un cylindre de droite à gauche. L'enregistrement comportait 3 répétitions pour chaque mouvement de chaque côté. Le modèle biomécanique utilisé est celui de l'ISB. Le centre de l'articulation gléno-humérale est le centre d'une sphère définie par les mouvements de l'épaule [2]. Une étude de répétabilité a été menée sur 17 sujets qui ont effectué l'examen deux fois avec un écart d'une semaine.

### RÉSULTATS ET DISCUSSION :

Plusieurs angles ont été calculés en 3D : thorax, scapula (scapulo-thoracique), épaule (huméro-scapulaire et huméro-thoracique), coude (radio-huméral) et poignet (carpo-radial). Des corridors de normalité (moyenne  $\pm$  1SD) ont été définis. Les différences des mouvements anatomiques et fonctionnels entre les côtés dominant (DM) et non-dominant (NDM) ont été évaluées. L'intervalle de confiance à 95% a été estimé pour chaque angle.

### RÉFÉRENCES :

- [1] Jaspers, Gait and Posture, 2009.
- [2] Jaspers, Gait and Posture, 2011.
- [3] Butler, Gait and Posture, 2010.
- [4] Wu, Journal of Biomechanics, 2005.
- [5] Stokdijk, Journal of Biomechanics, 2005.

## Répercussions de la position du centre de rotation de l'articulation gléno-humérale sur le mouvement gléno-huméral

M. LEMPEREUR<sup>1,2,4</sup>, J. LÉBOUCHER<sup>1,2,3,4</sup>, S. BROCHARD<sup>1,2,4</sup>, O. RÉMY-NÉRIS<sup>1,2,4</sup>

<sup>1</sup> Laboratoire de Traitement de l'Information Médicale INSERM U650, Brest (29)

<sup>2</sup> Université Européenne de Bretagne, Brest (29)

<sup>3</sup> Institut Telecom/Telecom Bretagne, Brest (29)

<sup>4</sup> CHRU Brest, Hôpital Morvan, Service de Médecine Physique et de Réadaptation, Brest (29)

**MOTS CLÉS :** Centre de rotation, mouvement gléno-huméral, méthode fonctionnelle.

Quelques études ont comparé les méthodes fonctionnelles pour l'estimation du centre de rotation de l'articulation gléno-humérale (GHRC) en termes de précision [1,2], mais aucune ne s'est intéressée aux répercussions de la position de GHRC sur la mesure du mouvement de l'épaule.

Cette étude a pour objectif d'évaluer l'influence de la position de GHRC sur la mesure cinématique de l'articulation gléno-humérale au cours d'un mouvement de flexion et d'abduction huméral.

Le placement des marqueurs suivent les recommandations de Wu et al. [3]. En complément de ces marqueurs, un cluster rigide de marqueurs est posé sur la partie plane de l'acromion et permet d'estimer le mouvement scapulaire. Les mouvements sont enregistrés à l'aide du système VICON. Immédiatement après, une radiographie biplanaire de leur scapula et humérus est réalisée grâce au système EOS. La position 3D du centre anatomique du centre de rotation gléno-huméral (GHAC) est ensuite déterminée à partir des 2 images planaires. Un recalage entre les 2 systèmes est réalisé de manière à positionner GHAC dans le repère du système VICON. Le mouvement gléno-huméral est alors estimé en utilisant la séquence d'Euler X (élévation), Z (plan d'élévation), Y (rotation axiale). Les angles obtenus nous servent alors de référence. Par simulation, GHAC est déplacé successivement selon les 3 axes de la scapula (de -20 à 20 mm) et les rotations gléno-humérales sont alors déterminées avec ces nouvelles positions. L'erreur (Root Mean Square) entre les angles de référence et les angles obtenus est calculée pour chaque déplacement de GHAC et chaque sujet.

Durant la flexion, un déplacement de GHAC de 20 mm selon l'axe X de rotation haut/bas de la scapula n'implique pas de répercussion sur l'élévation humérale, mais induit une erreur inférieure à 4° pour le plan d'élévation et inférieure à 0.5° pour la rotation axiale. Selon l'axe Y de rotation interne/externe et l'axe Z de rotation antérieure/postérieure, l'erreur n'excède pas 3.5° pour l'élévation, 1° pour le plan d'élévation et 1.5° pour la rotation axiale. Les résultats en abduction sont similaires à ceux de la flexion.

Ces résultats préliminaires semblent montrer que la position de GHRC a de faibles répercussions sur la mesure cinématique gléno-humérale. Un travail futur examinera les conséquences sur la cinétique.

### RÉFÉRENCES :

- [1] Lempereur M. et al., (2010). Journal of Biomechanics, 43(2), 370-374.
- [2] Asadi Nikooyan A. et al., (2011). PLoS One, 6(3), e18488.
- [3] Wu G. et al., (2005). Journal of Biomechanics, 38(5), 981-992.

## Activités gestuelles en fauteuil roulant manuel avec assise décentrable

P. ABELLARD, A. ABELLARD, R. BRUNO

Université du Sud, Toulon (83)

**MOTS CLÉS :** *Analyse gestuelle, handisport, fauteuil roulant, rééducation fonctionnelle.*

### INTRODUCTION :

Les roues latérales d'un fauteuil roulant manuel peuvent constituer une gêne dans l'accomplissement d'une tâche mettant en œuvre les mouvements du bras. On doit alors se désaxer latéralement, ce qui, suivant la tâche à réaliser, peut entraîner des troubles posturaux douloureux.

### MATÉRIEL ET MÉTHODE :

L'étude a été réalisée en utilisant un fauteuil roulant manuel avec possibilité de réglage latéral de l'assise. L'analyse des mouvements a été effectuée grâce à deux WIIMOTE® couplées à un micro-ordinateur par une liaison sans fil.

### RÉSULTATS :

Parmi toutes les expérimentations réalisées, nous avons choisi de présenter les résultats d'une étude comparative, obtenus au handi-bowling par l'utilisation d'un fauteuil roulant manuel classique et d'un fauteuil roulant manuel à assise décentrable. Ce dernier permet une amélioration du geste, une augmentation de la précision de la tâche accomplie et une diminution de la fatigue. Les mesures ont mis en évidence un meilleur équilibre postural (rachis vertical et alignement claviculaire horizontal) et une optimisation du mouvement du lancer. Les courbes et tableaux présentés dans ce poster permettent de quantifier le gain obtenu dans le mouvement du bras et de l'avant-bras.

### DISCUSSION - CONCLUSION :

Les expérimentations développées pour des activités sportives (bowling, curling, tir à l'arc, pétanque...) permettent d'avoir un bras totalement libéré de toute entrave à son mouvement. Elles peuvent déboucher sur de nombreuses applications dans l'accomplissement des tâches de la vie quotidienne (au domicile, sur son lieu de travail...). Le matériel utilisé est peu coûteux. Le système est rapide à installer et facile à utiliser. Il ne nécessite aucune alimentation électrique externe, ce qui le rend utilisable immédiatement en n'importe quel endroit en intérieur et en extérieur, sans prise de courant. Il constitue un outil précis d'analyse gestuelle pouvant trouver des utilisations diverses dans les domaines de l'évaluation clinique et de la rééducation par le choix d'une action thérapeutique optimisée.

### BIBLIOGRAPHIE :

- [1] F. Bourgoïn, B. Illy : Dispositif d'analyse de mouvements par WIIMOTE. Rapport interne GEII-1-2011. Université de Toulon.
- [2] C.S. Levasseur : Valider les effets d'un traitement de rééducation à l'aide de la console Nintendo Wii sur des patients atteints du syndrome dysexécutif post AVC. Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal. 2010.
- [3] D. Costeau : Rééducation : Oui à la Wii. Quand la console de jeux rééduque les handicapés. <http://ns7.freeheberg.com/modulac2>
- [4] M. Aimonetti : Intérêt de la Wii pour les personnes âgées : oui à la Wii NPG Neurologie Psychiatrie Gériatrie, Vol.9, Nr. 50, pp. 63-64. 2009.



---

# NOTES

---

A series of horizontal dotted lines for writing notes.

# SOFAMEA

remercie ses partenaires :

ALLCARE INNOVATIONS

ALLERGAN

ARTIFICIEL

AXS MEDICAL

BEAUFOUR IPSEN PHARMA

BIOMETRICS

BIOSPACE

BOURJAT

CHABLOZ ORTHOPEDIE

CODAMOTION

DARTFISH

DELTA MEDICAL - COSMED

DIRAME

G2M (JANTON S.A.)

LION SYSTEMS

MEDICAPTEURS France

MEDIMEX

MEDTRONIC FRANCE

MGEN

MIDI ORTHOPEDIE

MODAP

ORMIHL DANET

OTTO BOCK

TEA