

Livre des résumés

10^e Journées **SOFAMEA**

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

*Regards croisés
sur la modélisation de
la fonction musculaire*

*Analyse du
mouvement*

**20 & 21
Janvier 2011**

SAINT ÉTIENNE (42)


www.sofamea.org

PROGRAMME DES 10^{es} JOURNÉES DE LA SOFAMEA

JEUDI 20 JANVIER 2011

- 7h45** : Accueil des participants
- 8h15** : Mot d'accueil / Accueil de la ville et de l'université de Saint-Étienne
- 8h30** : **Conférences « Regards croisés sur la modélisation de la fonction musculaire »
Partie 1**
- 10h00** : Pause : visite des stands et posters
- 10h30** : **Conférences « Regards croisés sur la modélisation de la fonction musculaire »
Partie 2**
- 12h00** : Remerciements aux partenaires / exposants
- 12h00** : **Flash posters**
- 12h30** : Déjeuner et visite des stands / posters
- 14h00** : **Conférences « Regards croisés sur la modélisation de la fonction musculaire »
Partie 3**
- 15h30** : Pause : visite des stands et posters
- 16h00** : **Communications Libres : Muscle**
- 17h00** : **Table Ronde : Développement et partage d'outils pour l'AQM**

VENDREDI 21 JANVIER 2011

- 8h00** : Accueil des participants
- 8h30** : **Communications Libres : Enfants**
- 10h00** : Pause : visite des stands et posters
- 10h30** : **Communications Libres : Adultes-clinique**
- 11h45** : Assemblée Générale
- 13h00** : Déjeuner et visite des stands / posters
- 14h00** : **Communications Libres : Méthodologie**
- 15h45** : Mot du Président
- 16h00** : **Remise de Prix Tribune nouveaux chercheurs et du Prix de la « Conf' Étudiant »**
Annonce des Journées 2012 de Nice par le Dr Flambart
- 16h30** : Fin des journées

Éditorial

Au nom de la SOFAMEA (*Société Francophone d'analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte*) et du Comité d'organisation, nous sommes heureux de vous accueillir à Saint-Etienne pour prendre part aux 10^{es} journées SOFAMEA les 20 et 21 janvier 2011.

La journée thématique, intitulée « Regards croisés sur la modélisation de la fonction musculaire » compte six conférences invitées apportant des visions à la fois différentes et complémentaires sur la modélisation musculaire. Ce sera l'occasion de faire le point sur l'état actuel des efforts de recherche dans ce domaine, ainsi que des perspectives d'applications cliniques.

Trente travaux, sélectionnés par le comité scientifique, seront présentés dans le cadre de quatre sessions de communications orales, portant respectivement sur le muscle, l'AQM chez l'enfant, l'AQM chez l'adulte et les aspects méthodologiques. Six études seront également présentées sous forme de posters. Le programme du congrès offrira aussi du temps et de l'espace pour visiter les stands industriels.

Nous souhaitons que cette réunion, outre l'occasion de faire le point sur l'état actuel de la recherche dans le domaine de l'analyse du mouvement au sein de notre communauté francophone, sera aussi un lieu d'échanges scientifiques à la fois conviviaux et productifs sur le plan de la mise en place de collaborations.

Nous souhaitons enfin exprimer ici nos sincères remerciements aux différents organismes ayant apporté leur soutien à l'organisation de ces journées : Allergan France, Biometrics France, Codamotion, Ultraflex Europe by Dirame, G2M, IPSEN, Lecante, Medicalex, Medicauteurs, Médimex, Merz Pharma France, Sauramps Medical et TEA.

Pour le Comité d'organisation :

Pr Bruno DOHIN

Service de Chirurgie Pédiatrique
CHU Nord - Saint-Etienne (42)

Pr Laurence CHÈZE

Université Lyon 1
LBMC - Villeurbanne (69)

Comité d'Organisation SOFAMEA 2011

Pr Laurence CHÈZE
Université Lyon 1 - LBMC
Bâtiment Omega
43, bd du 11 novembre 1918
69622 VILLEURBANNE
E-mail : cheze@univ-lyon.fr

Pr Bruno DOHIN
Service de Chirurgie Pédiatrique
CHU Nord
42055 SAINT-ETIENNE Cedex 02
E-mail : bruno.dohin@chu-st-etienne.fr

Secrétariat technique

Techni Média Services/SOFAMEA
BP 225
85602 Montaigu Cedex
Tél. +33 (0)2 51 46 48 48
Fax: +33 (0)2 51 46 48 50
E-mail : formation@technimediaservices.fr

Agrément Formation Continue

SOMMAIRE

• REGARDS CROISÉS SUR LA MODÉLISATION DE LA FONCTION MUSCULAIRE.....	3
• POSTERS	13
• MUSCLE	21
• ENFANTS	27
• ADULTES-CLINIQUE	39
• MÉTHODOLOGIE	47

REGARDS CROISÉS SUR LA MODÉLISATION DE LA FONCTION MUSCULAIRE

- **Aspects énergétiques du fonctionnement musculaire.**
A. Belli 4
- **Modélisations des forces musculaires utilisant l'électromyographie
comme information redondante.**
D. Amarantini 5
- **Contrôle moteur et modélisation musculo-squelettique.**
N. Roche, F. Moissenet, D. Pradon 6
- **Calcul des forces musculaires par optimisation numérique :
outils, limites et besoins.**
F. Moissenet, D. Pradon, N. Roche, R. Dumas, L. Chèze 7
- **Les limites pour une application concrète des modèles
musculo-squelettiques dans le domaine clinique.**
D. Pradon, F. Moissenet, N. Roche 10
- **Neuroprothèses et contrôle artificiel du mouvement humain.**
C. Azevedo Coste 12

Aspects énergétiques du fonctionnement musculaire.

A. BELLI

Professeur des Universités

Directeur du Laboratoire de Physiologie de l'Exercice (EA 4338) de l'Université de Saint-Etienne

Membre de l'IFR 143 en Sciences et Ingénierie de la Santé

Université de Lyon

Saint-Etienne (42)

Le muscle est capable de se contracter afin de produire un travail mécanique avec un rendement énergétique limité à 25-30% et dépendant à la fois de la longueur, de la vitesse et de la force et de la durée de contraction.

Malgré ces limitations, la machine humaine se meut avec une efficacité remarquable.

L'Homme marche et court avec des consommations d'énergie et des productions de CO₂ bien plus faibles que celles de nos automobiles et que la plupart des animaux de taille comparable.

Avec un moteur musculaire relativement peu puissant il est capable de sprinter à des vitesses également très élevées.

Les adaptations biomécaniques qui permettent de réaliser ces performances locomotrices seront abordées chez l'adulte et chez l'enfant, chez le sujet sain aussi bien que chez le sujet pathologique.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES :

- Morin JB, Jeannin T, Chevallier B, Belli A. Spring-mass model characteristics during sprint running: correlation with performance and fatigue-induced changes. *Int J Sports Med.* 27(2): 158-165. 2006.
- Henchoz Y, Malatesta D, Gremion G, Belli A. Effects of the transition time between muscle-tendon stretch and shortening on mechanical efficiency. *Eur J Appl Physiol.* 96(6): 665-671. 2006.
- Foissac M, Berthollet R, Seux J, Belli A, Millet GY. Effects of Hiking Pole Inertia on Energy and Muscular Costs During Uphill Walking. *Med Sci Sports Exerc.* 40(6): 1117-1125. 2008.
- Peyrot N, Thivel D, Isacco L, Morin JB, Duché P, Belli A. Do mechanical parameters explain the higher metabolic cost of walking in obese adolescents? *J Appl Physiol.* 106(6): 1763-1770. 2009.

Modélisations des forces musculaires utilisant l'électromyographie comme information redondante.

D. AMARANTINI ^{1,2}

Maître de Conférences

¹ *Laboratoire Adaptation Perceptivo-Motrice et Apprentissage, Université de Toulouse (31)*

² *Département de kinésiologie, Centre de réadaptation Marie-Enfant, Université de Montréal*

La connaissance précise des efforts développés par les muscles lors de contractions isométriques ou de mouvements est un atout indéniable en biomécanique clinique. Cette thématique, centrale dans le champ de la modélisation de la fonction musculaire, impose de résoudre le problème fondamental de redondance du système musculo-squelettique [3].

La solution que nous proposons à ce problème, ainsi qu'aux limites des méthodes de la dynamique inverse [10] et de l'optimisation numérique [6, 9], repose sur l'utilisation du signal électromyographique (EMG) comme une source de redondance d'information dans des problèmes d'optimisation résolus par des algorithmes adaptés au problème de la distribution des efforts musculaires.

Notre méthode [1, 2, 4, 8] requiert l'enregistrement de la cinématique du mouvement, des composantes des forces de réaction et du signal électromyographique des principaux muscles agonistes et antagonistes sollicités.

La formulation mathématique de la modélisation tient compte de l'influence des relations force-longueur et force-vitesse, respecte la biarticularité de certains muscles et, de manières originales, prend en compte le niveau de co-contraction et le niveau de fatigue.

Les résultats obtenus lors de contractions isométriques et de mouvements pluri-articulaires montrent que cette approche améliore l'estimation des efforts musculaires, notamment en terme de cohérence du point de vue physiologique et de réalisme en comparaison aux patrons EMG, tout en satisfaisant les lois fondamentales de la mécanique.

Même si de nombreux développements peuvent être envisagés, une telle modélisation musculaire guidée par l'EMG trouve des applications directes en rééducation et en réadaptation, et apparaît d'un grand intérêt pour étudier, par exemple, les stratégies de coordination musculaire [7] ou les facteurs favorisant l'apparition et le développement de certaines pathologies [5].

BIBLIOGRAPHIE :

- [1] Amarantini D. & Martin L. *J Biomech.*, 2004, 37: 1393-404.
- [2] Amarantini D. et al. *J Biomech.*, 2010, 43: 1827-30.
- [3] An KN. et al. Three-dimensional analysis of human movement, 1995, 201-214.
- [4] Centomo H. et al. *Clin Biomech.*, 2007, 22: 457-63.
- [5] Centomo H. et al. *J Electromyogr Kinesiol.*, 2008, 18: 487-94.
- [6] Crowninshield RD., & Brand RA. *J Biomech.*, 1981, 14: 793-801.
- [7] Rao G. et al. *J Electromyogr Kinesiol.*, 2009, 19: 459-66.
- [8] Rao G. et al. *J Biomech Eng.*, 2010, 132: 071003.
- [9] Rasmussen J. et al. *J Biomech.*, 2001, 34: 409-415.
- [10] Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*, 2005.

Contrôle moteur et modélisation musculo-squelettique.

N. ROCHE¹, F. MOISSENET², D. PRADON¹

¹ Service de physiologie et d'explorations fonctionnelles,
Hôpital Raymond Poincaré UVSQ Garches, CICIT, EA 4497

² Université de Lyon, F-69622 Lyon (69),
UMR_T9406, Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs, INRETS, Bron(69),
Université Lyon 1, Villeurbanne (69)

Les lésions du système nerveux central (SNC), qu'elles soient congénitales ou acquises, sont à l'origine de perturbation de la commande motrice lors de mouvement volontaire tel que la préhension, ou de mouvement semi-automatique tel que la marche. Ces lésions génèrent des perturbations pluri-étagées. Elles perturbent en effet la commande elle-même (cortex moteur primaire), les structures sous tentorielles, le fonctionnement des voies descendantes (en particulier la voie cortico-spinale), les réseaux neuronaux spinaux ainsi que les effecteurs musculaires. Ainsi, après lésion vasculaire corticale, on observe au niveau cortical une suppléance motrice de l'hémisphère atteint par l'hémisphère sain suivie d'une re-latéralisation de l'hémisphère sain vers les zones péri-lésionnels de l'hémisphère atteint. Au niveau spinale, on observe une diminution de l'inhibition présynaptique s'exerçant sur les fibres afférentes du groupe I issues des fuseaux neuromusculaires, une diminution de l'inhibition disynaptique s'exerçant entre les couples agonistes/antagonistes et une modification de la dépression homosynaptique au niveau de la synapse fibres Ia- motoneurone α .

Au niveau du muscle, on observe au décours de la lésion corticale et de façon concomitante à l'apparition de la spasticité : une atrophie musculaire, une infiltration de tissus conjonctif et adipeux à l'origine probable d'une perte d'élasticité du muscle et une diminution (variable en fonction des muscles étudiés) de la proportion de fibres lentes-fibres rapides. L'ensemble de ces perturbations physiologiques se traduisent cliniquement par : un déficit moteur, une perte de sélectivité du mouvement, une exagération vitesse dépendante du réflexe tonique d'étirement (spasticité) et des modifications du muscle (hypo-extensibilité, rétraction musculo-tendineuse).

Elles rendent compte également des perturbations cinématiques et dynamiques observés chez ces patients au cours du mouvement ; toutefois leurs contributions respectives restent à préciser.

Pour ce faire, l'utilisation de modèles musculo-squelettiques pourrait s'avérer intéressante, à condition que ces derniers prennent en compte ces spécificités physiopathologiques. Si tel était le cas, les modèles musculo-squelettiques pourraient permettre, à terme, d'améliorer la prise en charge diagnostique et thérapeutique des patients cérébrolésés.

Calcul des forces musculaires par optimisation numérique : outils, limites et besoins.

F. MOISSENET¹, D. PRADON², N. ROCHE², R. DUMAS¹, L. CHÈZE¹

¹ Université de Lyon, F-69622 Lyon (69)

UMR_T9406, Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs, INRETS, Bron (69)

Université Lyon 1, Villeurbanne (69)

² CIT-IC 805, EA 4497, Laboratoire d'analyse du mouvement de l'Hôpital Raymond Poincaré, Garches (92)

L'intérêt grandissant au sujet de la commande motrice et des forces de contact articulaires impose désormais de s'intéresser aux forces musculaires individuelles. D'un point de vue mécanique, il s'agit donc de franchir un cap, puisqu'on ne se contente plus de calculer les moments articulaires, mais on cherche à déterminer comment ceux-ci ont été générés. Or, avec près de 244 degrés de liberté pour environ 630 muscles squelettiques, le corps humain peut être défini comme étant un système mécanique redondant : il existe un nombre infini de manières pour arriver à un même mouvement.

Un moyen élégant de résoudre ce problème est d'utiliser l'optimisation [13,31]. À travers un ou plusieurs objectifs ainsi qu'un ensemble de contraintes, cette méthode permet de « choisir » parmi toutes les solutions possibles celle qui sera le mieux adaptée à un contexte donné. Plusieurs outils, se basant sur l'optimisation, ont ainsi été proposés pour permettre de quantifier les forces musculaires individuelles.

L'optimisation statique se base sur la dynamique inverse pour le calcul des moments articulaires puis permet, à chaque pas de temps, de déterminer les forces musculaires individuelles en minimisant une fonction objectif avec comme contrainte l'égalité de la somme des moments musculaires aux moments articulaires nets [4-8,13-16,21,23-26,30]. Il est également possible de se baser sur les calculs de dynamique directe, avec un asservissement en position [13,27-29]. Il est alors nécessaire de définir un état initial d'activation des muscles qui sera mise à jour à chaque pas de temps en cherchant à suivre un mouvement de référence.

Enfin, dans le cas où la capture d'un mouvement n'est pas possible ou dans le cas où l'on cherche à réaliser une simulation prédictive (simuler par exemple un acte chirurgical, le port d'une orthèse ou encore une pathologie), l'utilisation de stratégies de commande optimale, parfois appelées optimisations dynamiques, peuvent être une solution très intéressante [1,2,9,13,18,19,20-22,27]. À nouveau, un état initial d'activation est nécessaire, mais il ne s'agit plus alors de suivre un mouvement, mais de réaliser une tâche. Cette tâche est définie à travers une fonction objectif et réalisée à travers une optimisation.

Bien entendu, ces outils ont chacun des avantages et des limites. En effet, hormis les problèmes liés à la qualité des mesures ou à la mise à l'échelle des différents modèles [3,10,11,12,17,32], de nouveaux problèmes apparaissent ici, tant au niveau mathématique que physiologique, puisqu'il s'agit désormais de s'intéresser aux lois régissant le contrôle moteur.

Le but de cette présentation est donc d'apporter une introduction aux outils mathématiques et mécaniques employés, 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 un véritable atout

BIBLIOGRAPHIE :

- [1] Anderson F.C., Pandy M.G. (1999) "A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions". *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng.*, 2, 201–231.
- [2] Anderson F.C., Pandy M.G. (2001) "Dynamic optimization of human walking". *J. Biomech. Eng.*, 123, 381–390.
- [3] Arnold, E.M., Ward, S.R., Lieber, R. L., and Delp, S.L. (2009) "A model of the lower limb for analysis of human movement". *Annals of Biomed. Eng.*, 38, 269-279.
- [4] Buchanan T.S., Shreeve D.A. (1996) "An evaluation of optimization techniques for the prediction of muscle activation patterns during isometric tasks". *J. Biomech. Eng.*, 118, 565–574.
- [5] Challis J.H. (1997) "Producing physiologically realistic individual muscle force estimations by imposing constraints when using optimization techniques". *Med. Eng. Phys.*, 19, 253–261.
- [6] Challis J.H., Kerwin D.G. (1993) "An analytical examination of muscle force estimations using optimization techniques". *Proc. Inst. Mech. Eng.*, 207, 139–148.
- [7] Collins J. (1995) "The redundant nature of locomotor optimization laws". *J. Biomech.*, 28, 251–267.
- [8] Crowninshield R.D., Brand R.A. (1981) "A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion". *J. Biomech.*, 14, 793–801.
- [9] Davy D.T., Audu M.L., (1987) "A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait". *J. Biomech.*, 20, 187–201.
- [10] Delp S.L., Loan J.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 Trans Biomed Eng.*, 37(8) : 757-67.
- [11] Delp S.L., Loan J.P. (1995) "A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures". *Comput. Biol. Med.*, 25, 21–34.
- [12] Delp S.L., Anderson F., Arnold A., Loan P., Habib A., John C., Guendelman E., Thelen D. (2007) "OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement". *IEEE Trans Biomed Eng.*, 54, 1940-1950.
- [13] Erdemir A., McLean S., Herzog W., van den Bogert A. (2007) "Model-based estimation of muscle forces exerted during movements". *Clinical Biomech*, 22, 131–154.
- [14] Glitsch U., Baumann W. (1997) "The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity". *J. Biomech.*, 30, 1123–1131.
- [15] Happee, R. (1994) "Inverse dynamic optimization including muscular dynamics, a new simulation method applied to goal directed movements". *J. Biomech.*, 27, 953–960.
- [16] Li G., Kaufman K.R., Chao E.Y., Rubash H.E. (1999) "Prediction of antagonistic muscle forces using inverse dynamic optimization during flexion/extension of the knee". *J. Biomech. Eng.*, 121, 316–322.
- [17] McLean S.G., Su A., van den Bogert A.J. (2003) "Development and validation of a 3-D model to predict knee joint loading during dynamic movement". *J. Biomech. Eng.*, 125, 864–874.
- [18] Menegaldo L.L., Fleury Ade T., Weber H.I. (2003) "Biomechanical modeling and optimal control of human posture". *J. Biomech.*, 36, 1701–1712.
- [19] Neptune R.R. (1999) "Optimization algorithm performance in determining optimal controls in human movement analyses". *J. Biomech. Eng.*, 121, 249–252.
- [20] Pandy M.G., Anderson F.C., Hull D.G. (1992) "A parameter optimization approach for the optimal control of large-scale musculoskeletal systems". *J. Biomech. Eng.*, 114, 450–460.
- [21] Pandy M.G. (2001) "Computer modeling and simulation of human movement." *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, 3, 245–273.
- [22] Pandy M.G., Zajac F.E., Sim E., Levine W.S. (1990) "An optimal control model for maximum-height human jumping". *J. Biomech.*, 23, 1185–1198.

Les limites pour une application concrète des modèles musculo-squelettiques dans le domaine clinique.

D. PRADON¹, F. MOISSENET², N. ROCHE¹

¹ CIT-IC 805, EA 4497, Laboratoire d'analyse du mouvement de l'Hôpital Raymond Poincaré, Garches (92)

² Université de Lyon, F-69622 Lyon (69),
UMR_T9406, Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs, INRETS, Bron (69),
Université Lyon 1, Villeurbanne (69)

La revue de littérature sur l'utilisation des modèles musculo-squelettiques en milieu clinique fait ressortir deux domaines d'applications : la chirurgie orthopédique et la neuro-orthopédie.

Il ressort de cet état de l'art une prédominance de l'utilisation de ces modèles pour comprendre l'organisation musculo-squelettique au cours de la marche et plus rarement pour prédire les modifications liées à une intervention thérapeutique.

Dans le cadre de la chirurgie orthopédique, les travaux de nombreuses équipes se focalisent essentiellement sur deux aspects : le fonctionnement d'une articulation afin de développer des prothèses toujours mieux adaptées aux contraintes fonctionnelles (cinématique et dynamique au cours du mouvement [6]) et les conséquences (forces musculaires agissant au niveau des articulations et forces de contact) des interventions chirurgicales au niveau musculaire (transfert [1,2,7]).

Dans le cadre de la neuro-orthopédie, les équipes utilisent ces modèles pour caractériser l'organisation et le comportement musculaire dans la production de mouvements chez les patients neurologiques. Ces travaux analysent le développement de la force musculaire mais aussi la longueur du muscle pour comprendre les caractéristiques des patterns de marche des différentes populations de patients neurologiques. On retrouve un grand nombre de publications sur la marche de l'IMC [3,4], et dans une moindre mesure sur la marche de l'hémiplégique [5].

Malgré le nombre de travaux croissants sur l'utilisation de ces modèles en milieu clinique, il semble difficile, actuellement, de les intégrer dans la prise de décision thérapeutique. Les hypothèses restrictives liées aux caractéristiques du modèle (le modèle mécanique du muscle, l'utilisation de modèles anthropométriques, la mise à l'échelle, les méthodes de calculs de la cinématique et dynamique inverse, ...) rendent trop hasardeuse la décision thérapeutique. L'intégration des caractéristiques du patient : géométrie osseuse, modifications musculaires (muscle spastique), troubles de la commande (activation musculaire) sont les enjeux scientifiques de demain. Néanmoins, leur utilisation dans le cadre de la compréhension des adaptations et des modifications des patrons de marche n'en reste pas moins pertinente.

BIBLIOGRAPHIE :

- [1] Arnold, A.S., Liu, M.Q., Schwartz, M.H., Ounpuu, S., Dias, L.S., and Delp, S.L., Do the hamstrings operate at increased muscle-tendon lengths and velocities after surgical lengthening? *Journal of Biomechanics*, vol 38, pp. 2181-2189, 2005.
- [2] Fox, M.D., Reinbolt, J.A., Ounpuu, S., Delp, S.L. Mechanisms of improved knee flexion after rectus femoris transfer surgery. *Journal of Biomechanics*, vol 42, pp 614-619, 2009
- [3] Goldberg, S.R., Ounpuu, S., Delp, S.L. The importance of swing-phase initial conditions in stiff-knee gait. *Journal of Biomechanics*, vol. 36, pp. 1111-1116, 2003.
- [4] Hicks, J.L., Schwartz, M.H., Delp, S.L. Modeling and Simulation of Walking, In *Diagnosis and Management of Movement Abnormalities in Cerebral Palsy*. Edited by J.R. Gage and M. Schwartz, Cambridge Press, 2009
- [5] Higginson, J.S., Zajac, F.E., Neptune, R.R., Kautz, S.A., and Delp, S.L. Muscle contributions to support during gait in an individual with post-stroke hemiparesis. *Journal of Biomechanics*, vol 39, pp 1769-1777, 2006.

Neuroprothèses et contrôle artificiel du mouvement humain.

C. AZEVEDO COSTE

DEMAR INRIA / LIRMM de Montpellier (34)

La suppléance et l'assistance fonctionnelles via des neuroprothèses consistent à interfacer un système artificiel de contrôle de fonctions déficientes avec le système sensori-moteur naturel humain.

L'objectif des travaux présentés ici est d'exploiter les fonctionnalités sensorielles et motrices résiduelles du système naturel dans le cadre de la « réhabilitation fonctionnelle » dans le cas de déficiences motrices. Lorsque l'on contrôle les membres d'un sujet paraplégique ou hémiparalysé par stimulation électrique (SE) on exploite les propriétés contractiles des muscles. On cohabite également avec les mouvements des membres valides que l'on ne maîtrise pas. Nous verrons comment ces mouvements peuvent être mis à profit pour améliorer les performances des systèmes de SE.

Les progrès technologiques en matière de réseaux de capteurs sans fil permettent de déployer des systèmes de mesure peu encombrants et bas coût.

De même que les voies motrices efférentes naturelles demeurent intactes dans certaines déficiences, les signaux sensoriels afférents peuvent eux aussi être exploités pour renseigner le contrôleur artificiel quant à l'état d'un muscle.

Nous détaillerons principalement deux applications cliniques : la correction du syndrome de pied tombant chez le sujet hémiparalysé et l'assistance aux transferts chez le sujet paraplégique.

POSTERS

- **Influence des marches simulées sur les activations musculaires et articulaires.**
T. Rezgui, F. Megrot, F. Marin 14
- **Évaluation de la qualité de la marche chez le patient atteint d'ataxie de Friedreich.**
A. Gouelle, F. Mégrot, G-F Penneçot, A. Yelnik 15
- **Dystonie dopa-sensible et analyse quantifiée de la marche : effets d'un traitement par L-Dopa chez une patiente.**
R. Rebour, L. Delporte, P. Revol, C. Vial, Y. Rossetti, J. Luauté 16
- **Apport du système « Analysis motion » dans l'analyse quantifiée de la marche (AQM) : résultats préliminaires.**
A. Zouita, S. Zouita, C. Dziri, F.Z. Ben Salah 17
- **La reproductibilité de l'accélérométrie dans les conditions habituelles de vie.**
J. Vanhelst, G. Baquet, F. Gottrand, L. Béghin 19
- **Validation de l'accéléromètre Vivago dans la mesure de l'activité physique.**
J. Vanhelst, R. Hurdiel, J. Mikulovic, G. Bui-Xuan, L. Béghin, D. Theunynck 20

Influence des marches simulées sur les activations musculaires et articulaires.

T. REZGUI¹, F. MEGROT², F. MARIN¹

¹ Université de Technologie de Compiègne, UMR CNRS 6600, Compiègne (60)

² Centre de Médecine Physique et de Réadaptation de Bois-Larris, Croix-Rouge Française, Lamorlaye (60)

MOTS CLÉS : *marches simulées, Paralyse cérébrale, activité musculaire et articulaire*

La paralysie cérébrale (PC) provoque des troubles permanents du mouvement, conséquence de lésions neurologiques. Des marches pathologiques s'installent au cours du temps, marche en triple flexion, genoux raides, sur les pointes de pieds ou en équin (Sutherland, 93). Afin de comprendre les interactions musculosquelettique de cette pathologie, des adultes sains ont reproduit ces marches diverses afin d'étudier l'influence d'une posture pathologique sur l'activité musculaire et la cinématique articulaire.

Une AQM a été réalisée pour dix adultes sains. Chaque sujet a du effectuer une marche normale puis reproduire des marches pathologiques, similaires à celles observées chez les patients en diplégie spastique : marche en crouch, en jump, en rotation interne de la hanche. Au moins 10 cycles de marche sont recueillis pour chaque condition afin d'assurer la reproductibilité de la marche simulée. Le mouvement a été enregistré avec un système Vicon et 2 plateformes de forces AMTI. Le placement des marqueurs s'effectue selon le protocole de H. Hayes (Davis, 91) et les électrodes EMG ont été placées sur les principaux muscles.

Les données spatiotemporelles, la cinématique, la cinétique et l'activation musculaire ont été comparées à la marche normale et la base de référence des marches des PC (Lin, 99).

Reproduire des marches pathologiques produit des changements significatifs des paramètres spatio-temporels, de la cinématique, la cinétique et les EMG, similaires à ceux observés chez les patients PC. Les résultats ont montré que la vitesse, la longueur du pas, la cadence et l'amplitude du mouvement sont toujours diminuées significativement. Les perturbations de l'activité musculaires et des moments articulaires ont été aussi retrouvées. Ainsi sur la base de l'analyse des EMG, des activations musculaires prématurées et des activations musculaires prolongées ont été détectées.

Dans cette étude, nous avons montrés que la simulation d'une marche caractéristique de sujet PC induit des perturbations cinématiques, dynamiques et musculaires caractéristique de ces mêmes sujets, conformes aux résultats obtenus en littérature (Thomas 96). Notre étude suggère que la reproduction d'une posture d'un sujet PC permettrait d'identifier l'origine de l'anomalie chez ce patient. Des études plus approfondies permettront au chirurgien et médecin MPR, de mieux comprendre les causes de ces troubles de marche chez les PC et de pouvoir ainsi différencier les anomalies provoquées par les lésions cérébrales.

Évaluation de la qualité de la marche chez le patient atteint d'ataxie de Friedreich.

A. GOUELLE, F. MÉGROT, G-F. PENNEÇOT, A. YELNIK

Hôpital Robert Debré - Plateforme d'évaluation du mouvement
Paris (75)

MOTS CLÉS : *marche, contrôle moteur, FAP Score, variabilité, Ataxie de Friedreich*

Les paramètres spatiotemporels (PST) renseignent sur la façon dont le patient organise sa marche et met en évidence la nature du contrôle moteur mis en œuvre pour la réaliser. Le Functional Ambulation Performance Score (FAPS), récemment validé chez l'enfant de plus de 12 ans [1], quantifie par un seul nombre l'écart à la norme de ces PST. Un nouveau score (présenté dans une première communication) permet quant à lui d'apprécier la stabilité dynamique au travers de la variabilité de la marche. Plusieurs études ont en effet déjà démontré le lien entre variabilité de la marche et instabilité / chutes [2]. L'objectif est de présenter les résultats de l'évaluation de la marche à l'aide de ces deux mesures chez des sujets atteints d'Ataxie de Friedreich, pathologie entraînant des troubles de marche et de l'équilibre.

MATÉRIELS ET MÉTHODES :

Les PST de patients ataxiques ont été enregistrés à l'aide d'un tapis GAITRite®. Les patients ont effectué deux ou trois passages, seul ou avec assistance (déambulateur), selon leurs capacités motrices. Le FAPS moyen et le score de stabilité dynamique ont été calculés. Des échelles cliniques adaptées à cette pathologie particulière ont également été mesurées (ICARS [3]).

RÉSULTATS :

La dégradation de l'état clinique du patient évolue vers une altération du pattern de marche (diminution du FAPS) et de la stabilité dynamique (diminution du score en lien avec une variabilité accrue). Au cours de l'évolution de la pathologie, nous observons néanmoins des profils de scores différents selon le degré d'atteinte des patients. Certains patterns spontanément adoptés (e.g. marche ralentie) et marqués par un FAPS réduit, permettent néanmoins de conserver une stabilité qui serait difficile à assurer avec un pattern plus proche de la norme. Le gain de stabilité apporté par l'utilisation d'un déambulateur peut aussi être apprécié par le second score. D'autre part, de bonnes corrélations sont observées avec l'échelle ICARS.

DISCUSSION-CONCLUSION :

L'évaluation de la marche d'un patient ne peut être complète sans la prise en compte à la fois des modifications des paramètres spatiotemporels en termes d'écart par rapport à la base normale et de la variabilité de ces paramètres (stabilité dynamique).

BIBLIOGRAPHIE :

- [1] Gouelle, A., Mégrot, F., Presedo, A., Penneçot, G-F., Yelnik, A. (2010). Validity of the Functional Ambulation Performance Score for the evaluation of spatiotemporal parameters of children gait. *Journal of Motor Behavior*. Sous presse.
- [2] Hausdorff, J.M., et al. (1997). Increased gait unsteadiness in community-dwelling elderly fallers. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78, 278-83.
- [3] Trouillas, P., et al. (1997). International Cooperative Ataxia Rating Scale for pharmacological assessment of the cerebellar syndrome. *J Neurol Sci*, 145, 205-11.

Dystonie dopa-sensible et analyse quantifiée de la marche : effets d'un traitement par L-Dopa chez une patiente.

R. REBOUR¹, L. DELPORTE¹, P. REVOL¹, C. VIAL², Y. ROSSETTI¹, J. LUAUTÉ¹

¹ Hospices Civils de Lyon, Plateforme « Mouvement et Handicap » Hôpital Pierre Wertheimer, Bron (69)
Hôpital Henri Gabrielle, Saint Genis Laval, Service de Rééducation Neurologique,
Inserm UMR-S 864, Université de Lyon, Université Lyon 1, Bron (69)

² Service de électromyographie et pathologies neuromusculaires, Hôpital Pierre Wertheimer, Bron (69)

MOTS CLÉS : dystonie, analyse, marche, L-dopa

INTRODUCTION :

La DDS peut se manifester chez l'adolescent et l'adulte jeune par une dystonie segmentaire et un syndrome parkinsonien juvénile. La L-Dopa en faibles doses permet le traitement des dystonies et le diagnostic de cette maladie. Le but de l'étude est de quantifier les anomalies de marche et de posture chez une patiente atteinte de DDS avant et après un traitement par L-Dopa.

MATÉRIELS ET MÉTHODES :

DA., âgée de 24 ans, présente une DDS d'origine génétique. Elle souffre depuis plusieurs mois de troubles de l'équilibre qui gênent ses déplacements. Debout, ses muscles spinaux sont contractés et son tronc est en rétropulsion. Ses membres inférieurs présentent quelques signes d'hypertonie. L'évaluation clinique de la dystonie a été réalisée par enregistrement vidéo du tronc, du bassin et des membres inférieurs permettant de coter l'importance de la dystonie selon l'échelle Unified Dystonia Rating Scale (UDRS). L'AQM a été réalisée au moyen d'un système optoélectronique couplé à des plateformes de force permettant de recueillir les paramètres cinématiques et cinétiques. L'activité électrique des muscles a été enregistrée grâce à un EMG de surface. L'examen standard de la marche et l'examen stabilométrique ont été réalisés avant et après traitement par L-Dopa.

RÉSULTATS :

Après traitement, la dystonie cotée par l'UDRS diminue (avant le traitement : 12,5/72 et après le traitement : 0/72) et la stabilométrie quantifie une amélioration de l'équilibre statique. La marche est plus efficace et symétrique.

Les 3 pivots des 2 chevilles sont améliorés. Au niveau du genou droit, le recurvatum à l'appui disparaît et l'amplitude en phase d'oscillation augmente (+25°).

Des compensations qui permettent le passage du pas droit avant traitement disparaissent après traitement. Ces compensations se situent au niveau du bassin qui se trouve incliné dans le plan frontal, effectuée des rotations majorées dans le plan transversal (+20°) et au niveau du membre inférieur : la hanche et le genou s'étendent précocement.

DISCUSSION-CONCLUSION :

Le traitement par L-Dopa a amélioré les dystonies chez DA. L'UDRS quantifie l'amélioration. La stabilométrie rend compte de la récupération de l'équilibre statique. Les AQM avant et après traitement permettent d'observer les anomalies de marche de DA. et leurs réductions.

BIBLIOGRAPHIE :

• Cynthia, Comella, Leurgans, Wu, Glenn, Stebbins et Chmura (2003). Rating Scales for Dystonia : A multicenter Assessment. Movement disorders. 18:3, 303-312.

Apport du système « Analysis motion » dans l'analyse quantifiée de la marche (AQM) : résultats préliminaires.

A. ZOUITA^{1*}, S. ZOUITA¹, C. DZIRI², F.Z. BEN SALAH³

¹ Institut Supérieur du Sport et de l'Éducation Physique, Ksar-said, 2010 Manouba, Tunisie

² Service de Médecine Physique et Réadaptation Fonctionnelle de l'Institut national d'orthopédie « M.T. Kassab », Tunis, Tunisie

³ Laboratoire de Biomécanique, Institut national d'orthopédie « M.T. Kassab », Tunis, Tunisie

MOTS CLÉS : AQM/sain

INTRODUCTION :

L'analyse du mouvement et les différentes techniques qui la complètent ouvrent des possibilités extraordinaires pour la meilleure compréhension de la dynamique du cycle de marche (Gage, 2001).

Notre étude s'inscrit dans le cadre d'exploration instrumentale du cycle de marche du sportif tunisien suite à l'acquisition de notre système d'analyse « Analysis motion » qui apportera aux cliniciens et chercheurs scientifiques des éléments de réponses à plusieurs inquiétudes et des éléments de compréhension au déroulement du cycle de marche normale et pathologique.

MATÉRIELS ET MÉTHODES :

Motion analysis propose des systèmes d'analyse du mouvement permettant d'enregistrer et de reconstruire, à l'aide des caméras optoélectroniques en temps réel et en trois dimensions, les déplacements d'un sujet équipé de 28 marqueurs passifs dans un volume de travail pré calibré. L'ensemble des données mesurées par le système est traité par les logiciels cortex et orthotrack. Le sujet effectue 3 essais de marche sur une piste équipée d'une plateforme de force.

RÉSULTATS :

Le cycle de marche étudié se caractérise par une largeur de pas de 15,51 cm ; une vitesse, une longueur de cycle et une cadence qui sont comparables entre les deux membres droit et gauche avec des moyennes respectives 104,12 cm, 125,02 cm et 99,18 pas/min. La durée du support est de 64,62% et la durée d'oscillation est de 35,6%. Cependant, la durée de double appui du membre gauche est supérieur à celle du membre droit (15,83% vs 12,39%) alors que la durée de l'appui unipodal est 36,37% pour le membre droit et de 35% pour le membre gauche.

Les données cinétiques sont exprimées en terme de moment de force de chaque articulation : hanche ; genou et cheville.

DISCUSSION-CONCLUSION :

Le cycle étudié semble être normal par rapport à la littérature [Viel, 2000 Whittle, 1991 ; Bouisset, 2002 ; Armand, 2005 ; Cazeau, 2006] et aux données de références dictées par le système, à l'exception de la durée de l'appui unipodal.

Toutefois, l'interprétation de tous ces résultats nécessite un référentiel tunisien et encore une expérience car les logiciels des systèmes de mesure ne savent que calculer le déroulement des mouvements des différents segments du corps dans l'espace, mais ne disent rien sur leur fonctionnalité.

BIBLIOGRAPHIE :

- Viel E. La marche humaine, la course et le saut, biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements. (2000). Editions Masson, Paris.

La reproductibilité de l'accélérométrie dans les conditions habituelles de vie.

J. VANHELST ^{1,2}, G. BAQUET ¹, F. GOTTRAND ¹, L. BÉGHIN ¹

Antenne Pédiatrique du CIC - Hôpital Jeanne de Flandre - CHRU

¹ Lille (59)

² Dunkerque (59)

MOTS CLÉS : *reproductibilité, inter-instrument, conditions habituelles de vie*

OBJECTIF :

Évaluer la reproductibilité inter-instrument des accéléromètres RT3 (RT3[®], Stayhealthy Inc., Monrovia, CA) et Actigraph (ActiGraph GT1M[®], Pensacola, FL) à différents niveaux d'activité physique (AP) dans les conditions habituelles de vie.

MÉTHODES :

Quinze sujets sains, âgés de 22 à 33 ans, ont été recrutés pour participer à l'étude. Les participants ont porté cinq accéléromètres RT3 et huit accéléromètres Actigraph au niveau du bassin avec une ceinture élastique pendant 24 heures. Les accéléromètres ont été paramétrés et synchronisés pour enregistrer des données toutes les minutes. Le coefficient de variation (CV) a été calculé, afin d'évaluer la reproductibilité, en utilisant comme formule $CV = \text{écart type de la mesure} \times 100 / \text{moyenne de la mesure}$.

RÉSULTATS :

Pour les deux accéléromètres, le CV inter-instrument diminuait lorsque l'intensité de l'AP augmentait. Les CV inter-instrument de l'Actigraph (3 à 10,5%) étaient inférieurs à ceux des RT3 (12,6 à 35,5%). Des différences significatives ont été trouvées pour chaque niveau d'AP ($p < 0,05$).

CONCLUSIONS :

L'accéléromètre Actigraph a une meilleure reproductibilité inter-instrument par rapport à l'accéléromètre RT3. Pour les deux accéléromètres, le CV est plus faible pour les niveaux d'AP modérées et vigoureuses, les deux intensités les plus importantes dans l'évaluation des profils d'AP chez un sujet.

Validation de l'accéléromètre Vivago dans la mesure de l'activité physique.

J. VANHELST^{1,2}, R. HURDIEL¹, J. MIKULOVIC¹,
G. BUI-XUAN¹, L. BÉGHIN², D. THEUNYNCK¹

Antenne Pédiatrique du CIC - Hôpital Jeanne de Flandre - CHRU

¹ Dunkerque (59)

² Lille (59)

MOTS CLÉS : bornes, activité physique, calibration

INTRODUCTION :

La détermination du niveau d'activité physique dans les conditions de vie habituelles est d'un intérêt clinique grandissant. Le but de cette étude était d'évaluer les niveaux d'intensité d'activité physique mesurée par l'accéléromètre Vivago chez l'adulte.

MÉTHODES :

Vingt et un sujets sains, âgés de 20 à 34 ans, ont été inclus dans cette étude. Les données accélérométriques et la consommation d'oxygène ont été collectées durant 6 activités de différentes intensités : sédentaires (allongé, lecture), intensité légère (marche à 4 km/h), modérée (marche à 6 km/h et course à 8 km/h sur tapis roulant) et intensité vigoureuse (course à 10 km/h sur tapis roulant).

RÉSULTATS :

Les bornes minimales et maximales pour les activités sédentaires, légères, modérées et vigoureuses ont été déterminées à 0-15, 16-40, 41-85, et > 85 counts/min, respectivement. Les valeurs de l'accéléromètre (counts) et la consommation d'oxygène étaient fortement corrélées ($r = 0,9$; $P < 0,001$; Test de Pearson).

CONCLUSION :

Ces données fournissent pour la première fois avec l'accéléromètre Vivago des correspondances d'intensité pour chaque niveau d'activité physique. Ces bornes permettront de quantifier le temps passé à différents niveaux d'intensité et donc d'apprécier les caractéristiques de l'activité physique dans les conditions habituelles de vie.

MUSCLE

- **La marche chez des adolescentes présentant une scoliose idiopathique. Étude cinématique, électromyographique et énergétique.**
P. Mahaudens, X. Banse, M. Mousny, C. Detrembleur 22
- **Goniométrie de l'angle-poplité, de l'élévation jambe tendue et modélisation musculosquelettique. Comparaison des deux tests : sont-ils représentatifs de la longueur des ischio-jambiers durant la marche chez l'enfant IMC spastique ?**
E. Desailly, D. Yepremian, D. Bouchakour, N. Khouri, F. Hareb, L. Lejeune, P. Sardain, P. Lacouture 23
- **Évaluation de la fatigue des muscles paravertébraux et abdominaux chez des adolescentes présentant une scoliose idiopathique comparés à des sujets sains.**
P. Mahaudens, E. Schiepers, X. Banse, M. Mousny, C. Detrembleur 24
- **Effet d'injection de toxine botulique dans le muscle Rectus Femoris sur les paramètres biomécaniques de la marche des patients blessés médullaires.**
R. Pionner, B. Bernuz, P. Terrat, D. Bensmail, N. Roche, D. Pradon 25
- **Patterns de membre supérieur et types de main dans la paralysie cérébrale : classification et implications musculaires.**
E. Chaléat-Valayer, R. Bard, J-C. Bernard 26

La marche chez des adolescentes présentant une scoliose idiopathique. Étude cinématique, électromyographique et énergétique.

P. MAHAUDENS^{1,2}, X. BANSE², M. MOUSNY², C. DETREMBLEUR¹

¹ Institute of NeuroSciences, Université Catholique de Louvain, Bruxelles, Belgique

² Orthopaedic Research Laboratory, Université Catholique de Louvain, Bruxelles, Belgique

MOTS CLÉS : *marche, scoliose idiopathique, muscle*

INTRODUCTION :

Durant la marche, les adolescentes avec une scoliose idiopathiques (AIS) thoracique présentent une asymétrie de rotation du tronc [2] et d'activité électromyographique (EMG) des muscles paravertébraux thoraciques, ainsi qu'un excès de consommation d'oxygène lié à la restriction de mobilité thoracique. Cependant, peu de données existent concernant l'effet des courbures thoracolombaires/lombaires (TL/L) sur la cinématique du tronc et du bassin, l'activité EMG lombo-pelvienne et la consommation d'oxygène durant la marche. Notre objectif était d'évaluer l'effet de courbures TL/L et de la sévérité de celles-ci sur les mécanismes de la marche.

MATÉRIELS ET MÉTHODES :

13 adolescentes saines et 41 AIS ($30 \pm 13^\circ$) ont marché sur tapis roulant. Le déplacement angulaire des épaules, du bassin et des membres inférieurs était enregistré à partir de marqueurs réfléchissants et de caméras infra-rouges. Le temps de contraction des muscles quadratus lumborum, erector spinae, gluteus medius, rectus femoris, semitendinosus, tibialis anterior et gastrocnemius fut enregistré par des électrodes de surface et normalisé en fonction de la durée du cycle de marche. La consommation d'oxygène et le coût énergétique ont été mesurés par calorimétrie indirecte.

RÉSULTATS :

Chez toutes les patientes scoliotiques, il apparaît bilatéralement uniquement une diminution de la mobilité frontale des épaules et du bassin et des hanches dans les plans frontal et transversal. On observe une augmentation bilatérale du temps d'activité électrique des muscles quadratus lumborum, erector spinae, gluteus medius, et semitendinosus (c'est-à-dire les muscles lombo-pelviens) ainsi qu'une augmentation de 30% de la consommation d'oxygène et de coût énergétique.

DISCUSSION-CONCLUSION :

Les courbures TL/L chez les AIS n'entraînent pas de mouvement asymétrique du tronc. L'augmentation bilatérale du temps d'activation des muscles lombo-pelviens, observée dans notre étude, ne concorde pas avec d'autres études montrant une activité EMG plus importante des muscles paravertébraux convexes dans les scoliose thoraciques, signe d'une contraction plus intense. Ce temps de contraction excessif des muscles lombo-pelviens soulève plusieurs hypothèses : soit la présence d'un dysfonctionnement musculaire, soit l'expression d'une maladie liée à une altération du contrôle moteur.

RÉFÉRENCES :

- [1] Hopf C et al. (1998) Gait analysis in idiopathic scoliosis before and after surgery : a comparison of the pre- and postoperative muscle activation pattern. *Eur Spine J* 7 : 6-11
- [2] Kramers-de Quervain IA et al. (2004) Gait analysis in patients with idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 13 : 449-456

Goniométrie de l'angle-poplité, de l'élévation jambe tendue et modélisation musculosquelettique.

Comparaison des deux tests : sont-ils représentatifs de la longueur des ischio-jambiers durant la marche chez l'enfant IMC spastique ?

E. DESAILLY¹, D. YEPREMIAN¹, D. BOUCHAKOUR¹, N. KHOURI²,
F. HAREB¹, L. LEJEUNE¹, P. SARDAIN³, P. LACOUTURE³

¹ Fondation Ellen Poidatz, St Fargeau-Ponthierry (77)

² Service d'Orthopédie Pédiatrique, Hôpital Trousseau, Paris (75)

³ Laboratoire de Mécanique des Solides, Université de Poitiers, UMR-6610, CNRS, SP2MI, Futuroscope-Chasseneuil (86)

MOTS CLÉS : goniométrie, simulation, modélisation musculo-squelettique, angle poplité, élévation jambe tendue, infirmité motrice cérébrale.

INTRODUCTION :

Deux tests cliniques distincts sont utilisés pour caractériser l'extensibilité des IJ : l'angle poplité (AP) à V1 (V3 de Tardieu pour la spasticité) et l'élévation jambe tendue (EJT).

Pourquoi deux tests ? Que mesurent-ils réellement ? AP(V1), AP(V3) et/ou EJT sont-ils représentatifs et/ou prédictifs des déficits de longueurs des IJ durant la marche de l'enfant IMC spastique ?

MATÉRIELS ET MÉTHODES :

La covariance des deux tests est évaluée sur 200 bilans de membres inférieurs (MI). Les longueurs musculaires à la marche et les longueurs musculaires maximales simulées à partir des données goniométriques sont comparées pour 72 MI.

RÉSULTATS :

AP(V1) et EJT sont non-covariant ($c < 0.5$). La relation angle-longueur de l'EJT est quasi linéaire quand celle de l'AP est asymptotique. Longueur maximale à la marche et longueur clinique déterminée avec l'EJT et l'AP(V1) présentent des différences significatives ($p < 0.05$). La longueur musculaire de l'AP(V3) est comparable à la longueur maximale durant la marche ($p = 0.8$).

DISCUSSION :

L'EJT et l'AP sont fondamentalement différents. L'EJT présente une relation linéaire angle-longueur favorable à la quantification des variations d'hypo-extensibilité. L'AP(V3) est prédictif de la longueur fonctionnelle maximale des IJ durant la marche chez les IMC spastiques. Ce dernier est donc plus qu'un moyen de quantifier la spasticité, il est susceptible de contribuer au diagnostic et à la décision thérapeutique des troubles de la marche secondaires à des IJ fonctionnellement courts.

Évaluation de la fatigue des muscles paravertébraux et abdominaux chez des adolescentes présentant une scoliose idiopathique comparés à des sujets sains.

P. MAHAUDENS^{1,2}, E. SCHIEPERS^{1,2}, X. BANSE², M. MOUSNY², C. DETREMBLEUR¹

¹ Institute of NeuroSciences, Université Catholique de Louvain, Bruxelles, Belgique

² Orthopaedic Research Laboratory, Université Catholique de Louvain, Bruxelles, Belgique

MOTS CLÉS : *idiopathic scoliosis, muscle, fatigue*

INTRODUCTION :

Les biopsies de muscles paravertébraux chez les Adolescents présentant une scoliose idiopathique (AIS) ont révélé une distribution altérée du type de fibres [3]. Lors de la marche, une augmentation de 40% du temps de contraction des muscles lombo-pelviens a été bilatéralement observée, comparé aux sujets sains [2]. Ces anomalies musculaires pourraient être considérées comme une fatigabilité précoce. Notre but est de comparer la fatigue musculaire des muscles du tronc chez des AIS et des adolescentes saines.

MÉTHODES :

Durant des exercices isométriques de flexion et d'extension du tronc, la contraction maximale volontaire (MVC) et un test de fatigue des muscles rectus abdominis, obliquus external, erector spinae lombaires et thoraciques ont été évalués bilatéralement chez 7 AIS présentant des courbures thoraco-lombaires/lombaires et 6 adolescentes saines avec des électrodes EMG de surface. Pour le test de fatigue, les sujets devaient réaliser une contraction maximale aussi longtemps qu'ils pouvaient. La durée du 'steady-state', la pente de diminution de la MVC et le pourcentage d'amplitude de MVC ont été analysés simultanément pour tous les muscles.

RÉSULTATS :

Pendant l'exercice d'extension, les muscles erector spinae lombaires des AIS étaient bilatéralement moins actifs que chez les sujets sains. Aucune différence n'a été observée concernant la pente de MVC et la durée du 'steady state' entre les deux groupes.

DISCUSSION-CONCLUSIONS :

Contrairement à nos résultats, l'étude Gaudreault et al. [1] ne montrait pas de différence de force musculaire maximale entre les sujets sains et les AIS présentant une courbure thoracique lors d'exercices isométriques d'extension du tronc. Cette activité EMG bilatéralement plus faible des muscles paravertébraux lombaires, observée dans notre étude, pourrait être considérée comme un facteur principal dans l'étiopathogenèse des AIS à courbures thoraco-lombaires/lombaires. Cet enregistrement EMG simultané des muscles abdominaux et paravertébraux pourrait être utilisé à l'avenir afin d'évaluer les phénomènes de co-contraction antagoniste de ces muscles, phénomène sous contrôle neuromusculaire.

RÉFÉRENCES :

[1] Gaudreault N et al. (2005) Assessment of the paraspinal muscles of subjects presenting an idiopathic scoliosis : an EMG pilot study. BMC Musculoskelet Disord 6:14

[2] Mahaudens P et al. (2009) Gait in adolescent idiopathic scoliosis : kinematics and electromyographic analysis. Eur Spine J 18:512-521

[3] Mannion AF et al. (1998) Paraspinal muscle fibre type alterations associated with scoliosis : an old problem revisited with new evidence. Eur Spine J 7:289-293

Effet d'injection de toxine botulique dans le muscle Rectus Femoris sur les paramètres biomécaniques de la marche des patients blessés médullaires.

R. PIONNER¹, B. BERNUZ², P. TERRAT¹, D. BENSMAIL¹, N. ROCHE¹, D. PRADON¹

¹ CIC-IT 805 CHU Raymond Poincaré, Garches (92)

² Centre MPR, Toulon (83)

MOTS CLÉS : *blessé médullaire, analyse de la marche, paramètres cinématiques, toxine botulique*

INTRODUCTION :

De précédentes études ont montré sur des populations différentes ayant un déficit de flexion du genou lié à l'activité EMG du Rectus Femoris qu'une injection de toxine botulique permettait de réduire ce déficit [Robertson 2009 Stoquart 2008]. Les patients blessés médullaires développent une marche qui présente de nombreuses anomalies. Elle se caractérise par un déficit du pic de flexion de genou en phase oscillante. Ce déficit est conditionné par de nombreux paramètres dont l'un est l'activité EMG inappropriée du Rectus Femoris pendant la phase oscillante. Aussi il semblerait pertinent de s'intéresser à l'effet d'une injection de toxine botulique sur les paramètres cinématiques de la marche pour cette population.

MÉTHODE :

12 blessés médullaires présentant un « stiff knee gait » ainsi que 19 sujets sains ont participé à l'étude. Une analyse quantifiée de la marche a été réalisée avant et à un mois de l'injection de toxine botulique dans le Rectus Femoris. L'effet de ce traitement a été évalué sur les paramètres cinématiques et spatio-temporels de la marche.

RÉSULTATS :

On remarque une amélioration des paramètres spatio-temporels de la marche. On note une amélioration des variables cinématiques, et plus particulièrement le pic de flexion de genou en phase oscillante et la vitesse angulaire de flexion de genou et de hanche au moment du décollage des orteils.

DISCUSSION-CONCLUSION :

L'injection de toxine botulique dans le Rectus Femoris est un traitement anti spastique efficace pour réduire les activités EMG en phase oscillante. Il diminue les paramètres responsables du « stiff knee gait ». Il est néanmoins montré que la spasticité n'est pas le seul mécanisme responsable du « stiff knee gait », puisque les sujets blessés médullaires inclus dans notre étude présentent toujours un déficit dans les variables étudiées, en comparaison avec des sujets sains.

RÉFÉRENCES :

- Robertson et al. Gait Posture. 2009 29:108-12.
- Stoquart et al. Arch Phys Med Rehabil. 2008 89:56-61.

Patterns de membre supérieur et types de main dans la paralysie cérébrale : classification et implications musculaires.

E. CHALÉAT-VALAYER ¹, R. BARD ², J.-C. BERNARD ¹

¹ Médecin de MPR

² Ergothérapeute

CMCR des Massues - Croix Rouge française, Lyon (69)

MOTS CLÉS : *membre supérieur - main - classification - paralysie cérébrale*

INTRODUCTION :

La description des schémas pathologiques proposée aboutit à deux classifications simples des grands types de membres supérieurs fréquemment retrouvés et des grands types de mains dans la paralysie cérébrale, en spécifiant les implications musculaires.

MATÉRIEL ET MÉTHODES :

111 vidéos de patients paralysés cérébraux (2002-2010) ont été analysées par un examinateur qui a décrit séparément le pattern global du MS et le type de main.

RÉSULTATS :

Parmi ces 111 patients, 57% étaient hémiplésiques et 43% étaient quadriplégiques. La moyenne d'âge est de 12 ans (médiane 11 ans; de 3 à 46 ans).

On retrouve 3 grands patterns de MS :

Le type I est un MS dysballant, ou FLEX-PRO, caractérisé principalement par la flexion de coude associée à la pronation. On retrouve trois sous types : le type Ia ou « dysballant simple », le type Ib où la flexion/pronation est associée à une adduction et rotation interne d'épaule, le type Ic ou « joueur de boule ».

Le type II est le MS en chandelier, ou FLEX-RE, caractérisé principalement par une flexion de coude associée à la rotation externe d'épaule. On retrouve trois sous types : IIa si l'avant-bras est en pronation, IIb si l'avant-bras est en position neutre, IIc si l'avant-bras est en supination.

Le type III est le MS dit « indicatif », caractérisé l'extension de coude. On retrouve le type IIIa en antépulsion et le type IIIb en rétropulsion.

On retrouve deux grands types de main :

Les mains flex (type I) sont caractérisées par la flexion du poignet et se divisent en trois sous-types : le type Ia ou main flex simple, le type Ib ou main flex totale, et le type Ic ou main flex évoluée.

Les mains radiales (type II) regroupent différents sous types de main associées à une extension de poignet : le IIa ou main radiale intrinsèque, le IIb ou main radiale superficielle, et le IIc ou main radiale profonde.

DISCUSSION-CONCLUSION :

Ces propositions de classifications des différents patterns de MS et de main dans la PC sont descriptives, pour un MS à la fois, où le pattern de MS est indépendant du type de main. L'usage de ces classifications donne une image rapide des positionnements articulaires et des implications musculaires, tout en restant assez simple d'utilisation. Elle semble recouvrir les différents types de patterns retrouvés. L'objectif est de confirmer sa validité, et notamment sa fiabilité inter examinateurs, par une étude qui est en cours d'élaboration.

ENFANTS

- **Reproductibilité de l'AQM : pourquoi le genou pose problème pour le clinicien ?**
V. Pomeroy, G. Authier, Y. Glard, E. Viehweger, B. Blondel, E. Castanier, C. Boulay, G. Bollini, M. Jacquemier 28
- **Le Gait Deviation Index et les paramètres spatio-temporels sont des variables complémentaires dans la description de la marche chez l'enfant ayant une paralysie cérébrale.**
E. Bourgeois, T. Haumont, B. Dohin, M-A. Haldric, J. Paysant, C. Beyaert 30
- **Évaluation du coût de l'analyse de mouvement en clinique courante.**
E. Viehweger, C. Fortanier, M-C. Simeoni, M. Jacquemier, G. Penneçot, T. Haumont, P. Lebarbier, P. Filipetti, G. Bollini, Groupe Varax..... 31
- **Cinq ans : âge mature de l'utilisation du pied pendant la marche.**
A. Van Hamme, B. Dohin, R. Dumas, W. Samson, L. Chèze..... 33
- **Influence sur les données d'AQM de l'utilisation d'un déambulateur postérieur chez l'enfant paralysé cérébral classé GMFCS II.**
E. Desailly, L. Lejeune, D. Yepremian, F. Hareb, D. Bouchakour, N. Khouri 34
- **Validité du Functional Ambulation Performance Score chez l'enfant**
F. Mégrot, A. Gouelle, A. Presedo, G-F. Penneçot, A. Yelnik 35
- **Un nouveau score pour quantifier la stabilité dynamique.**
A. Gouelle, F. Mégrot, G-F. Penneçot, A. Yelnik 36
- **Mesure du mouvement scapulaire chez l'enfant paralysé cérébral hémiplégique : précision, reproductibilité et première comparaison à l'enfant non hémiplégique.**
S. Brochard, M. Lempereur, O. Rémy-Néris 37
- **Gait Deviation Index et GrossMotor Function chez les enfants atteints de PC.**
A. Massaad, A. Assi, M. Schwartz, W. Skalli, I. Ghanem 38

Reproductibilité de l'AQM : pourquoi le genou pose problème pour le clinicien ?

V. POMERO, G. AUTHIER, Y. GLARD, E. VIEHWEGER, B. BLONDEL,
E. CASTANIER, C. BOULAY, G. BOLLINI, M. JACQUEMIER
Service de Chirurgie Pédiatrique, CHU La Timone Enfants, Marseille (13)

MOTS CLÉS : *analyse quantifiée de la marche, reproductibilité, qualité*

INTRODUCTION :

Une grande partie des Analyses Quantifiées de la Marche (AQM) sont réalisées à partir du protocole de Davis [1] et de ses variantes (H. Hayes). Dans le giron des travaux de la SOFAMEA visant à améliorer la qualité des AQM réalisées dans nos labos, l'objectif est d'illustrer pour le clinicien pourquoi la mise en place des marqueurs autour du genou pose des problèmes dans la production des résultats de l'AQM pour ce type de protocole clinique.

MATÉRIELS ET MÉTHODES :

Une évaluation de la reproductibilité des résultats d'AQM de notre laboratoire a été réalisée. 3 opérateurs (cliniciens d'expertises différentes dans le placement des marqueurs) ont équipé 1 sujet sain au cours de 3 sessions d'AQM différentes (Study design proposé par Schwartz & al. [2], pour un sujet). Une étude qualitative de la reproductibilité, jugée par la superposition des courbes associée à la moyenne des 12 variables cinématiques par jambe pour les 3 sessions (1 session = 1 opérateur, 1 sujet, 5 cycles de marche) nous permet d'identifier les variables articulaires mal reproduites d'une session à l'autre. La qualité de la superposition de ces 24 variables cinématiques ont été classées, entre les sessions d'un même opérateur pour un sujet, dans les trois groupes suivants :

- A. Courbes bien superposables (Les courbes ont globalement un aspect dense, et ne divergent que rarement et peu (-5°))
- B. Pattern de courbes superposables, mais avec des offset (les courbes sont globalement parallèles – mêmes timings, même sens de variation)
- C. Courbes non superposables

Une analyse sur le placement des marqueurs et des erreurs induites est proposée.

RÉSULTATS :

Les scores ont été comptabilisés pour chaque plan d'interprétation.

PLAN SAGITTAL : 10A, 14B. L'inclinaison du bassin et en conséquence la Flex/Ext de hanche présentent souvent des offsets importants (1A, 5B pour chacun), lié au mauvais repositionnement vertical du marqueur sacrum. La flexion de genou est la mieux classée (4A, 2B), suivie de la flexion de cheville (2A, 4B).

PLAN FRONTAL : 13A, 6B, 5C. Si l'on met de côté le varus/valgus de genou systématiquement mauvais (5C, 1B), les courbes dans ce plan d'analyse sont bien reproductibles, avec souvent des offsets pour l'abduction de hanche (2A, 4B).

PLAN TRANSVERSAL : 6A, 17B, 1C. Tous les paramètres décrivant ce plan sont jugés reproductibles, mais toujours avec un offset important, à l'exception de la rotation pelvienne.

DISCUSSION-CONCLUSION :

Le plan transversal nous montre qu'il est difficile pour le clinicien de placer les marqueurs segmentaires de la cuisse et de la jambe, censé orienter en rotation le squelette sous-jacent (notamment l'axe moyen de flexion pour le genou).

Le Gait Deviation Index et les paramètres spatio-temporels sont des variables complémentaires dans la description de la marche chez l'enfant ayant une paralysie cérébrale.

E. BOURGEOIS¹, T. HAUMONT², B. DOHIN³,
M-A. HALDRIC², J. PAYSANT², C. BEYAERT²

¹ Grenoble (38) - ² Nancy (54) - ³ Saint Etienne (42)

MOTS CLÉS : *analyse quantifiée de la marche, cinématique, gait deviation index, paramètres spatiotemporels, paralysie cérébrale*

INTRODUCTION :

L'analyse quantifiée de la marche (AQM) est l'examen de référence de la marche. Des indices calculés à partir de cet examen permettent de la décrire, de définir une amélioration ou détérioration dans le temps ou après traitement. Le Gait Deviation Index (GDI) en est un, calculé à partir de paramètres cinématiques [1]. Les paramètres spatio-temporels caractérisent également la marche. L'objectif de ce travail a été de déterminer quelle corrélation pouvait exister entre les paramètres spatiotemporels et la cinématique de marche et de comparer leur évolution après traitement.

MATÉRIELS ET MÉTHODES :

Les AQM d'enfants paralysés cérébraux (n=49) ont été analysées avant et après traitement (toxine botulique ou chirurgie). Le GDI et les paramètres spatiotemporels adimensionnels [2] (vitesse (Vit), longueur de pas (Lpas), fréquence de pas (Fpas)) étaient calculés. Le coefficient de corrélation entre ces variables, l'effet du traitement sur ces variables et le coefficient de corrélation entre leurs variations étaient calculés.

RÉSULTATS :

Il existait une corrélation positive faible entre GDI et Vit, GDI et Lpas, mais pas entre GDI et Fpas. Après traitement, GDI a augmenté et Vit a baissé. Lpas et Fpas n'ont pas varié significativement. Il existait une faible corrélation négative entre les variations de GDI et Vit et aucune corrélation entre les variations de GDI, Fpas et Lpas. La concordance des variations de GDI et de Vit était très hétérogène.

DISCUSSION-CONCLUSION :

En général, la corrélation des paramètres spatio-temporels avec le GDI est faible. Lpas est le plus corrélé avec le GDI, peut être parce qu'il est indirectement lié au schéma cinématique de marche. Après traitement, le GDI augmente, évoquant une amélioration du schéma cinématique de marche, tandis que la vitesse de marche baisse, évoquant une non-amélioration de la marche. La concordance et la corrélation entre les variations de GDI et Vit sont faibles. Ceci suggère une complémentarité des variables pour décrire la marche. Le GDI traduirait le schéma cinématique et les paramètres spatiotemporels les caractéristiques de progression de la marche.

BIBLIOGRAPHIE :

- [1] Schwartz, M.H. and A. Rozumalski, The Gait Deviation Index: a new comprehensive index of gait pathology. *Gait Posture*, 2008. 28(3): p. 351-7.
[2] Hof, A.L. and W. Zijlstra, Comment on "Normalization of temporal-distance parameters in pediatric gait". *J Biomech*, 1997. 30(3): p. 299, 301-2.

Évaluation du coût de l'analyse de mouvement en clinique courante.

E. VIEHWEGER^{1,2}, C. FORTANIER³, M.-C. SIMEONI³,
M. JACQUEMIER^{1,2}, G. PENNEÇOT⁴, T. HAUMONT⁵,
P. LEBARBIER⁶, P. FILIPETTI⁷, G. BOLLINI¹, GROUPE VARAX

¹Service Orthopédie Pédiatrique, Hôpital Timone Enfants, Marseille (13)

²Centre d'Analyse de Mouvement, Hôpital Timone Enfants, Marseille (13)

³Unité Evaluation hospitalière et santé perçue, EA 3279,

Faculté de Médecine, Université de la Méditerranée, Marseille (13)

⁴Service Orthopédie Pédiatrique, Hôpital Robert Debré, Marseille (13)

⁵Service Orthopédie Pédiatrique, Hôpital Brabois-Enfants, Vandoeuvre-les-Nancy (54)

⁶Service Orthopédie Pédiatrique, Centre Paul Dottin, Ramonville-Sainte Agne (31)

⁷Centre d'Analyse de Mouvement, Rehazenter, Luxembourg

MOTS CLÉS : *analyse de la marche, coût, économie, orthopédie, enfants, adultes*

INTRODUCTION :

L'analyse quantifiée de mouvement (AQM) est une technique reconnue, intégrée dans la codification des actes qui rend la prise en charge des patients plus rationnelle et qui sert à l'évaluation du service rendu au patient. Il n'existe que très peu d'études du coût réel de l'AQM. L'objectif de notre étude a été d'analyser le coût de l'AQM dans le cadre de la prise en charge orthopédique.

MATÉRIELS ET MÉTHODES :

L'observation des consommations nécessaires à la réalisation de l'AQM selon le micro-costing a été réalisée auprès de cinq centres expérimentés et promoteurs d'AQM en France, participant à l'étude au moyen de 2 questionnaires. Les quantités de ressources utilisées (acquisition d'équipements techniques spécifiques, utilisation d'équipements non spécifiques, personnel) et leur coût unitaire ou prix (valorisation monétaire) ont été considérées. Le nombre moyen d'AQM réalisées dans chaque centre a été récoltée. Deux hypothèses de travail ont été considérées : (1) l'hypothèse dite « réelle » pour valoriser le coût d'une AQM du fonctionnement actuel du centre ; (2) l'hypothèse dite « d'optimalité » pour documenter l'optimisation de l'investissement en équipement.

RÉSULTATS :

Selon l'hypothèse considérée, le coût moyen d'une AQM varie de 898 euros (± 259) à 1396 euros (± 340). Selon les pratiques les coûts varient d'un centre à l'autre (autant en termes de personnel mobilisé, d'équipements que de durée de l'AQM).

DISCUSSION-CONCLUSION :

Cette première étude française de l'activité « AQM » permet de valoriser par les coûts réels, les ressources consommées. L'avantage de l'étude est de décrire la pratique qui permet de réduire au maximum le coût unitaire d'une AQM. L'hypothèse d'« optimalité » est peu réaliste car la mobilisation de la salle pendant 7h par jour ne permet pas forcément d'intervenir sur un nombre « fini » de patients par variabilité potentielle de la durée des AQM d'un patient à l'autre. L'hypothèse d'« optimalité » est une hypothèse théorique vers laquelle il s'agit de tendre. Avec la diffusion de la technique d'AQM, les centres peuvent optimiser et réduire son coût. La tarification de l'acte « AQM » devra être plus détaillée et reconsidérée pour permettre une meilleure évaluation des patients et une valorisation de l'activité des équipes.

Cinq ans : âge mature de l'utilisation du pied pendant la marche.

A. VAN HAMME^{1,2}, B. DOHIN^{3,4}, R. DUMAS², W. SAMSON^{1,2}, L. CHÈZE²

¹ CTC - Comité Professionnel de Développement Cuir Chaussure Maroquinerie, Lyon (69)

² Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs - UMR_T 9406, Villeurbanne (69)

³ Université Claude Monnet Saint Etienne, Hôpital Nord CHU de Saint Etienne,
Service de chirurgie pédiatrique, Saint Etienne (42)

⁴ Laboratoire Inserm U 864, Université de Lyon (69)

MOTS CLÉS : *enfant asymptomatique, maturation de la marche, articulation métatarso-phalangienne, cheville*

INTRODUCTION :

Reconnaître les changements apparaissant normalement pendant la croissance est nécessaire pour distinguer marche immature et marche pathologique [1]. Le pied est directement concerné au regard du grand nombre de pathologies rencontrées (e.g., équin, planovalgus, pied plat). Dans la littérature, la baropodométrie, la force de réaction du sol (GRF) ainsi que la cinématique et la dynamique de la cheville sont les principaux paramètres considérés pour l'étude de la maturation du pied. Néanmoins, seule la baropodométrie a réellement été appliquée à l'enfant jeune (i.e., moins de 6 ans) [2]. De plus, aucune étude, à notre connaissance, n'a considéré l'articulation métatarso-phalangienne (MP), dont le rôle est primordial pour le fonctionnement du pied [3]. L'étude proposée évaluera la GRF, la MP (i.e., axe passant par les têtes métatarsiennes I et V) et la cheville sur une population d'enfants de leurs premiers pas jusqu'à six ans en vue de définir l'âge mature de l'utilisation du pied.

MATÉRIELS ET MÉTHODES :

La marche de 42 enfants asymptomatiques répartis en 3 groupes de 2, 3.5 et 5 ans a été comparée à celle de 8 adultes. Les moments et puissances articulaires 3D (adimensionnés) ainsi que l'angle entre les vecteurs moment articulaire et vitesse angulaire ($3D \alpha M\omega$) ont été calculés à partir de mesures synchronisées d'un système Motion Analysis et de plateformes de forces Bertec.

RÉSULTATS

L'analyse montre, à l'exception du pic de GRF médio-latéral en milieu d'appui, un pattern de GRF similaire entre les enfants de 5 ans et les adultes. Concernant la MP, bien que les patterns de courbes soient légèrement différents en dynamique, aucune différence statistiquement significative n'apparaît entre enfants et adultes. Enfin, des différences sont révélées à la cheville pour la puissance et l'angle $3D \alpha M\omega$ jusqu'à l'âge de 3.5 ans.

CONCLUSION :

Les résultats de l'étude semblent indiquer que la maturation du pied est atteinte entre 3.5 et 5 ans, en considérant la MP et la cheville. La persistance de différences au niveau de la force de réaction médio-latérale pourrait être due à d'autres articulations (i.e., moment d'abduction de la hanche), probablement encore immatures à cet âge [4].

BIBLIOGRAPHIE :

[1] Sutherland, Gait Posture 6, 163–170.

[2] Bertsch C., Unger H., Winkelmann W., Rosenbaum D. Gait Posture 19, 235–242, 2004

[3] Bojsen-Møller F., Lamoreux L., Acta Orthop Scand 50, 471–479, 1979

[4] Samson W, Desroches G, Cheze L, Dumas R. J Biomech 42, 2447-53, 2009

Influence sur les données d'AQM de l'utilisation d'un déambulateur postérieur chez l'enfant paralysé cérébral classé GMFCS II.

E. DESAILLY¹, L. LEJEUNE¹, D. YEPREMIAN¹,
F. HAREB¹, D. BOUCHAKOUR¹, N. KHOURI²

¹ Fondation Ellen Poidatz, 77310 St Fargeau-Ponthierry (77)

² Service d'Orthopédie Pédiatrique, Hôpital Trousseau, Paris (75)

MOTS CLÉS : aides de marche, cinématique, paralysie cérébrale

INTRODUCTION :

Chez certains patients classés GMFCS II, la marche libre et la marche avec déambulateur coexistent. Plusieurs travaux ont comparé entre eux différents types de déambulateurs [1, 2, 3]. Aucune étude n'a recherché l'effet de l'utilisation de déambulateurs postérieurs sur la cinématique de la marche en référence à une marche sans assistance.

OBJECTIFS :

Identifier, lorsque plusieurs types de marche coexistent, la marche de référence, et l'impact potentiel de l'aide de marche sur la décision thérapeutique, en particulier avant un projet chirurgical des membres inférieurs.

MÉTHODE :

18 enfants (9 garçons, âge 11.3±3.1) de GMFCS II ont bénéficié d'une AQM réalisée à allure libre avec et sans déambulateur postérieur. Les paramètres spatio-temporels, cinématiques, musculosquelettiques, et différents scores (Goldberg, GDI) ont été comparés.

RÉSULTATS :

L'usage du déambulateur postérieur diminue vitesse moyenne, cadence, et augmente les temps d'appui. L'antéversion du bassin et la flexion de hanche augmentent sans modification d'amplitude. La flexion maximale du genou diminue. La longueur durant la marche des ischio-jambiers augmente, voire se normalise. Les scores de Goldberg et le GDI sont inchangés.

DISCUSSION-CONCLUSION :

L'usage d'un déambulateur postérieur modifie significativement un nombre important de paramètres étudiés lors d'une AQM. La décision chirurgicale est susceptible d'être significativement modifiée dans le traitement des défauts d'extension des genoux. Le besoin d'une aide de marche étant rarement modifié après chirurgie et les résultats d'AQM avec aide de marche étant susceptible de minimiser les indications chirurgicales. Il semble que la marche à analyser est préférentiellement la plus assistée lorsque les deux coexistent.

BIBLIOGRAPHIE :

- [1] Logan L. et al. Dev. Med Child Neurol. 1990.
- [2] Greiner BM et al. Arch Phys Med Rehabil. 1993.
- [3] Park ES. et al. Yonsei Med J. 2001.

Validité du Functional Ambulation Performance Score chez l'enfant.

F. MÉGROT¹, A. GOUELLE², A. PRESEDO³, G-F. PENNEÇOT³, A. YELNIK⁴

¹ Unité Clinique d'Analyse de la Marche et du Mouvement, CMPRE Bois-Larris, Lamorlaye (60)

² Plateforme d'évaluation du mouvement, Hôpital Robert Debré, Paris (75)

³ Service de chirurgie orthopédique, Hôpital Robert Debré, Paris (75)

⁴ Service de médecine physique et de réadaptation, Hôpital Fernand Widal, Paris (75)

MOTS CLÉS : *paramètres spatio-temporels, marche, score, enfants*

INTRODUCTION :

Disposer d'un outil permettant d'évaluer rapidement la marche d'un sujet se révèle fortement utile dans la pratique clinique quotidienne. Ainsi, tenter de résumer un ensemble de paramètres de la marche en un seul score ou index a toujours été un champ de recherche prolifique. Concernant les paramètres spatiotemporels de la marche, Nelson a introduit un Functional Ambulation Profile score. Méthode papier crayon en trois parties à l'origine (Nelson, 1974), le FAP a été implémenté au logiciel du tapis GAITRite[®], augmentant ainsi la potentialité de son utilisation dans les milieux cliniques (devenant le Functional Ambulation Performance Score, FAPS). Ce score étant validé chez l'adulte, il est toutefois utilisé en pédiatrie [1]. L'objectif de notre étude est donc de valider l'utilisation de ce score chez l'enfant.

MATÉRIELS ET MÉTHODE :

32 enfants et 8 adultes sans problèmes neurologiques et/ou orthopédiques ont participé à l'étude. La tâche consistait à réaliser 6 passages pieds nus sur la piste de marche GAITRite[®] à une vitesse auto-sélectionnée. Durée du pas, ratio longueur du pas/longueur de jambe (SL/LL), vitesse normalisée (V/LL) pour chaque jambe, degré d'asymétrie pour le ratio SL/LL entre les deux membres, et la base de support ont été mesurés pour calculer le FAPS.

RÉSULTATS :

Comparées aux valeurs obtenues pour les adultes, les moyennes du FAPS étaient significativement plus basses pour les enfants en dessous de 12 ans. La variabilité inter-sujets était particulièrement élevée pour les enfants les plus jeunes, diminuant avec l'âge. Des observations similaires ont été observées au niveau de la variabilité intra-sujet.

DISCUSSION-CONCLUSION :

En conclusion, le FAPS ne peut être utilisé pour comparer les marches d'enfants en dessous de 12 ans [2]. À partir de cet âge, on n'observe pas de différence au niveau des paramètres spatio-temporels entre enfant et adulte. Une modification des normales utilisées dans le calcul du FAPS est envisageable bien que l'absence de prise en compte de la variabilité de la marche soit un frein à son adoption dans le milieu clinique. La création d'un nouveau score adapté à la pédiatrie est envisagée.

BIBLIOGRAPHIE :

- [1] Degache, F., Perrier, M., Bayle, B., D'Anjou, M. C., Gautheron, V. (2009). Étude des relations entre le score de Gillette et la vitesse de marche chez les enfants paralysés cérébraux. *Motricité cérébrale*, 30, 97–102.
- [2] Gouelle, A., Mégrot, F., Presedo, A., Penneçot, G-F., Yelnik, A. (2010). Validity of the Functional Ambulation Performance Score for the evaluation of spatiotemporal parameters of children gait. *Journal of Motor Behavior*. Sous presse.

Un nouveau score pour quantifier la stabilité dynamique.

A. GOUELLE¹, F. MÉGROT², G-F. PENNEÇOT³, A. YELNIK⁴

¹ Plateforme d'évaluation du mouvement, Hôpital Robert Debré, Paris (75)

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

³ Service de chirurgie orthopédique, Hôpital Robert Debré, Paris (75)

⁴ Service de médecine physique et de réadaptation, Hôpital Fernand Widal, Paris (75)

MOTS CLÉS : stabilité dynamique, marche, score

INTRODUCTION :

De nombreux troubles ont un retentissement sur la marche et l'équilibre. D'origine traumatique, neurologique, ou liés à la sénescence, ils limitent plus ou moins la capacité des sujets à récupérer de perturbations au cours de la locomotion et peuvent donc conduire à la chute.

L'examen d'un patient présentant des troubles de marche doit pouvoir aborder trois questions : quelles en sont les causes (identifier les mécanismes physiopathologiques et étiologiques) ; quelle en est la sévérité ; quelle en est l'évolution naturelle ou sous traitement. Ceci suppose une analyse clinique rigoureuse, mais également l'utilisation de scores permettant d'évaluer les différents aspects de la marche (Gait Deviation Index [1], Functional Ambulation Performance Score [2]). Cependant, aucun score n'évalue spécifiquement la stabilité dynamique.

L'objectif est de décrire un nouveau score basé sur les paramètres spatiotemporels (PST) enregistrés au cours de la marche lancée.

MATÉRIELS ET MÉTHODES :

Les PST de 219 sujets ont été enregistrés à l'aide d'un tapis GAITRite® et ont permis de calculer 438 X 18 paramètres quantifiant la variabilité au cours de la marche. Ces 18 paramètres correspondent à la moyenne et à l'écart-type des variations de valeurs de 9 PST au travers des pas et cycles d'une même jambe. Un score a alors été développé à partir d'une analyse en composantes principales.

RÉSULTATS :

Alors qu'une cohorte de sujets sains présente un score moyen de 100 (± 7), celui-ci diminue chez les patients lorsque l'instabilité augmente. Les scores de 90 patients atteints d'Ataxie de Friedreich et marchant seuls ou avec aide sont présentés (67 ± 9 , gamme : 44-90). La reproductibilité du score, en cours d'analyse à ce jour, semble bonne à la fois chez les sujets sains et les sujets instables.

DISCUSSION-CONCLUSION :

Le score développé caractérise la variabilité de la marche et permet de savoir si le pattern de marche mis en place assure au sujet une certaine stabilité dynamique.

BIBLIOGRAPHIE :

[1] Schwartz, M. H., Rozumalski, A. (2008). The gait deviation index: A new comprehensive index of gait pathology. *Gait and Posture*, 28, 351–7.

[2] Gretz, H. R., Doering, L. L., Quinn, J., Raftopoulos, M., Nelson, A. J., Zwick, D. E. (1998). Functional ambulation performance testing of adults with Down syndrome. *NeuroRehabilitation*, 11, 211–25.

Mesure du mouvement scapulaire chez l'enfant paralysé cérébral hémiplégique : précision, reproductibilité et première comparaison à l'enfant non hémiplégique.

S. BROCHARD^{1,2,3}, M. LEMPEREUR^{1,3}, O. RÉMY-NÉRIS^{1,2,3}

¹ Laboratoire de Traitement de l'Information Médicale INSERM U650, Brest (29)

² Université de Bretagne Occidentale, Brest (29)

³ CHU de Brest, Hôpital Morvan, service de médecine physique et de réadaptation, Brest (29)

MOTS CLÉS : *épaule, scapula, paralysie cérébrale, hémiplégie*

INTRODUCTION :

L'épaule de l'enfant paralysé cérébral hémiplégique (PCH) est fortement impliquée dans la déficience du membre supérieur. Une revue de la littérature récente montre l'absence de donnée et de méthode de mesure du mouvement de l'épaule validée chez l'enfant [1]. Le problème majeur de cette mesure est la mesure du mouvement scapulaire.

Les objectifs de cette étude sont : (1) d'évaluer la précision et la reproductibilité de la méthode du groupe de marqueur acromial couplée à une calibration de la scapula au repos chez les enfants sans et avec PCH. (2) d'effectuer une première comparaison du mouvement scapulaire dans les 2 populations.

MATÉRIELS ET MÉTHODES :

Au sein d'un système opto-électronique, 10 enfants PCH et 10 enfants contrôles appariés en sexe et âge ont réalisé des postures du membre supérieur standardisées tous les 20° d'élévation humérale (de 0° au maximum) en flexion et abduction. La pose des marqueurs du membre supérieur, exceptés les marqueurs scapulaires, reposait sur les standards de l'International Society of Biomechanics. Pour chaque posture, les rotations scapulaires étaient mesurées par la méthode acromiale et par une palpation à l'aide d'un localisateur de scapula (méthode de référence). Les enfants ont ensuite réalisé 3 mouvements dynamiques en flexion et abduction.

RÉSULTATS :

La méthode acromiale était très proche de la mesure palpée dans les 2 populations. L'erreur moyenne était de 5° (3,4° à 9,4°) mais était surtout importante en abduction. La reproductibilité inter-essai estimée par des coefficients multiples de corrélation était bonne à très bonne. (0.68 à 0.97). Alors que le mouvement de sonnette scapulaire (rotation haut/bas) était superposable dans les deux populations, le mouvement scapulaire des enfants PCH était significativement plus interne de 15° en moyenne tout au long des mouvements.

DISCUSSION :

La méthode acromiale est donc une mesure précise et reproductible chez les enfants sans et avec PCH. Les premières différences observées incitent à explorer plus de mouvements fonctionnels.

RÉFÉRENCES :

[1] Jaspers E., et al (2009). *Gait & Posture*, 30(4), 395-404

Gait Deviation Index et GrossMotor Function chez les enfants atteints de PC.

A. MASSAAD ¹, A. ASSI ^{1,2}, M. SCHWARTZ ³, W. SKALLI ², I. GHANEM ^{1,4}

¹ Gait Lab, Sesobel, Beyrouth

² Laboratoire de Biomécanique, Arts et Métiers ParisTech, Paris (75)

³ Gillette Children's Speciality Healthcare, MN USA

⁴ Hôpital Hôtel Dieu de France, Beyrouth

MOTS CLÉS : *biomechanics, cerebral palsy, children, gait analysis, kinematics, gait deviation index, gross motor function score*

INTRODUCTION :

De nombreux scores cliniques et cinématiques sont décrits dans la littérature pour mieux comprendre et classer les pathologies de la marche en cas de Paralyse Cérébrale (PC). Le Gait Deviation Index (GDI) a été décrit par Schwartz en 2008 pour mesurer l'écart d'une marche pathologique de la normale [1]. Palisano en 1997 a décrit le Gross Motor Function Classification System (GMFCS) pour stratifier les enfants atteints de PC en fonction de leurs capacités motrices [2]. Le but de cette étude est d'évaluer la répétabilité de GDI et sa capacité à distinguer entre les différentes classifications topographiques en cas de PC et les différents niveaux de GMFCS. La corrélation entre GDI et GMFCS est également évaluée.

MATÉRIELS ET MÉTHODES :

Une étude rétrospective a été menée sur 134 enfants marchants (31 hémiplegiques, 86 diplégiques, 6 triplégiques, 11 tétraplégiques) âge moyen 10.5±4.5. Le GMFCS a été relevé. Le GDI a été calculé pour un cycle représentatif de l'AQM de chaque enfant. Le GDI est comparé à une base de données de 65 sujets sains. Une étude de répétabilité a été faite sur 16 sujets sains. Le T-test et l'intervalle de confiance à 95% ont été calculés. Une mesure Anova et la corrélation de Pearson entre le GDI et GMFCS ont été évaluées chez les PC.

RÉSULTATS :

La répétabilité inter-sessions du GDI avec 2SD de différence entre les sessions (sujets sains) était de ±10. Pour le groupe PC, l'Anova a confirmé une différence significative entre tous les groupes, sauf entre la triplégie et la diplégie et entre la triplégie et le côté atteint d'une hémiplegie. Pearson a montré une corrélation entre GDI et GMFCS ($R = -0,42$). L'Anova a montré une différence significative entre GDI et les niveaux GMFCS.

DISCUSSION :

Le pouvoir du GDI de faire la distinction entre les différents groupes, sauf entre le côté atteint d'hémiplegie, diplégie et triplégie confirme la confusion clinique pour ces classifications topographiques en cas de PC. La corrélation entre GDI et GMFCS et l'effet discriminatif du GDI indiquent l'utilité du GDI, qui peut donner de plus amples renseignements, pour classer les déficiences motrices chez les enfants atteints de PC.

RÉFÉRENCES :

[1] Schwartz M et al. Gait & Posture 2008.

[2] Palisano R, et al. Dev Med ChildNeurol 1997.

[3] Bland M, Lancet 1986.

ADULTES-CLINIQUE

- **Anomalies cinétiques du genou au cours de la marche et douleur chez le patient atteint de syndrome fémoro-patellaire avant et après traitement rééducatif.**
B. Claudon, M. Poussel, M-A. Haldric, C. Beyaert, J. Paysant 40
- **Effet d'une surcharge sur le contrôle anticipatoire de l'initiation de la marche.**
T. Caderby, P. Leroyer, B. Bonazzi, G. Dalleau 41
- **Intérêt d'un programme multidisciplinaire et multifactoriel de prévention des chutes et des fractures en court-séjour gériatrique : impact sur la marche du sujet à risque.**
A. Trombetti, M. Hars, F. Herrmann, R. Rizzoli, S. Ferrari 42
- **Effets d'une contrainte sur les paramètres cinématiques et cinétiques de marche des patients hémiparétiques à l'issue d'un entraînement dans le couloir ou sur tapis roulant.**
C. Bonnyaud, D. Pradon, N. Vuillerme, B. Bussel, N. Roche 43
- **Influence de la vitesse de mouvement sur la cinématique cervicale.**
P. Salvia, B. Bonnechère, B. Van Geyt, L. Maroye, P-M. Dugailly, V. Feipel 44
- **Compensations du tronc et du bassin dans la marche des patients atteints d'une poliomyélite.**
S. Armand, K. Turcot, G. De Coulon, P. Hoffmeyer, M. Assal 45
- **Analyse quantifiée du traitement du pied valgus par orthèses plantaires biomécaniques fonctionnelles sur mesure.**
S. Delacroix, A. Lavigne, D. Hasdenteufel, N. Legrand, D. Nuytens 46

Anomalies cinétiques du genou au cours de la marche et douleur chez le patient atteint de syndrome fémoro-patellaire avant et après traitement rééducatif.

B. CLAUDON, M. POUSSEL, M-A. HALDRIC, C. BEYAERT, J. PAYSANT

Institut Régional de Réadaptation Nancy (54)

MOTS CLÉS : *analyse quantifiée de la marche, syndrome fémoro-patellaire, douleur, cinétique, genou, adaptation*

INTRODUCTION :

Dans le syndrome fémoro-patellaire (SFP), la douleur de la patella semble en partie liée à la contrainte qu'elle subit lors de la flexion du genou en charge [1]. Chez des patients ayant un SFP, il a été montré une réduction du pic de Moment d'extension du genou en début d'appui (picMEG) au cours de la marche [1]. Cette réduction du picMEG pourrait être un mécanisme d'adaptation réduisant la contrainte subie par la patella et donc l'intensité de la douleur. Pour conforter ce mécanisme, nous portons l'hypothèse d'une augmentation de ce picMEG après amélioration des douleurs par un traitement rééducatif.

MATÉRIELS ET MÉTHODES :

Une analyse tridimensionnelle de la marche (Vicon) à vitesse libre était réalisée chez 23 sujets (21 à 50 ans) ayant un SFP uni- ou bilatéral, avant (T0) et après (T1) une période de rééducation musculaire, ainsi que chez 22 témoins. La symptomatologie douloureuse était quantifiée selon l'échelle Anterior Knee Pain Scale (AKPS) [2]. Le picMEG, moyenné sur 3 cycles de marche, était relevé pour le genou le plus douloureux chez les patients et pour le genou droit chez les témoins.

RÉSULTATS :

Chez les patients à T0 (n=23), le picMEG et la vitesse adimensionnelle de marche étaient significativement ($p < 0,05$) plus faibles que chez les témoins (respectivement, moyenne 0,50 (écart-type 0,30) versus 0,66 (0,18) Nm/kg et 0,43 (0,07) versus 0,47 (0,04)).

Chez les 17 patients ayant une amélioration significative de la douleur à T1 par rapport à T0 (augmentation d'au moins 10 points de l'AKPS [2]), le picMEG avait augmenté (0,67 (0,26) versus 0,58 (0,28) Nm/kg, $p < 0,05$) sans modification significative de la vitesse adimensionnelle de marche (0,44 (0,07) versus 0,42 (0,08)).

DISCUSSION-CONCLUSION :

La normalisation du picMEG associée à l'amélioration significative des gonalgies sous traitement rééducatif suggère un mécanisme central d'adaptation réduisant le picMEG en cas de gonalgies antérieures avec un effet réversible en cas d'amélioration des gonalgies.

BIBLIOGRAPHIE :

- [1] Heino Brechter J, Powers CM. Patellofemoral stress during walking in persons with and without patellofemoral pain. *Medicine and science in sports and exercise*. 2002 Oct;34(10):1582-93.
- [2] Crossley KM, Bennell KL, Cowan SM, Green S. Analysis of outcome measures for persons with patellofemoral pain: which are reliable and valid? *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2004;85(5):815-22.

Effet d'une surcharge sur le contrôle anticipatoire de l'initiation de la marche.

T. CADERBY, P. LEROYER, B. BONAZZI, G. DALLEAU

La Réunion

MOTS CLÉS : *initiation de la marche, surcharge, ajustements posturaux anticipateurs*

INTRODUCTION :

Les ajustements posturaux anticipateurs (APA) lors de l'initiation de la marche permettent de créer les conditions dynamiques pour atteindre la vitesse de marche désirée [1]. L'objectif de l'étude était d'examiner l'effet d'une surcharge sur ces APA.

MATÉRIELS ET MÉTHODES :

22 sujets jeunes et sains ont effectué une initiation de la marche dans deux situations : une situation sans surcharge (UL) et une situation avec une surcharge de 15% du poids corporel (WL). Dans chaque situation, deux vitesses de marche ont été imposées : normale et rapide. Les paramètres relevés étaient la durée des APA (dAPA), l'amplitude des APA (aAPA), la durée de l'exécution du pas (dEXE) et le pic de vitesse horizontale du CM à la fin du 1^{er} pas (V).

RÉSULTATS :

La surcharge entraînait une augmentation significative de dAPA de 9% à vitesse normale et une augmentation de dEXE de 4% à vitesse rapide. aAPA diminuait sous l'effet de la charge uniquement à vitesse rapide (7%). V ne variait pas avec la charge.

DISCUSSION-CONCLUSION :

L'invariance de V indique que la vitesse de marche à la fin du pas est conservée malgré la surcharge. Cependant, la surcharge entraîne des adaptations différentes dans les APA en fonction de la vitesse de marche. À vitesse normale, dAPA augmente mais aAPA ne varie pas. Par contre, à vitesse rapide, dAPA ne varie pas alors que aAPA diminue. Comme dAPA et aAPA sont reliées [1], ces résultats suggèrent que l'initiation de la marche dans WL nécessite une durée plus importante pour induire une même amplitude des APA. Comme aAPA prédit V [1], l'augmentation de dAPA dans la vitesse normale permet de conserver V. A vitesse rapide, l'invariance de dAPA peut indiquer une limite dans les capacités d'adaptation des APA, ce qui cause la diminution de aAPA dans WL. Ainsi, pour conserver V à vitesse rapide les sujets augmentent dEXE. En résumé, la surcharge induit une plus longue durée des APA pour conserver la vitesse de marche, lorsque les APA ne peuvent plus être augmentées, les sujets utilisent une stratégie qui consiste à augmenter la durée d'exécution.

RÉFÉRENCES :

[1] Brenière, Y. and M.C. Do, When and how does steady state gait movement induced from upright posture begin ? J Biomech, 1986. 19(12): p. 1035-40.

Intérêt d'un programme multidisciplinaire et multifactoriel de prévention des chutes et des fractures en court-séjour gériatrique : impact sur la marche du sujet à risque.

A. TROMBETTI¹, M. HARS¹, F. HERRMANN², R. RIZZOLI¹, S. FERRARI¹

¹ Service des Maladies Osseuses, Département de Réhabilitation et Gériatrie, Hôpitaux Universitaires et Faculté de Médecine de Genève, Suisse

² Département de Réhabilitation et Gériatrie, Hôpitaux Universitaires et Faculté de Médecine de Genève, Suisse

MOTS CLÉS : marche, chute, prévention, gériatrie

INTRODUCTION :

Les troubles de la marche et les chutes constituent un problème majeur en milieu gériatrique. Vingt-cinq pour cent des motifs d'hospitalisation chez l'âgé sont liés à une chute. L'hospitalisation représente donc une opportunité de prise en charge.

Dans une étude prospective contrôlée, nous avons cherché à évaluer l'impact d'un programme multifactoriel de prévention des chutes et des fractures chez le sujet à haut risque, déployé durant une hospitalisation en court-séjour gériatrique. Les données relatives aux effets observés sur les performances de marche sont ici présentées.

MATÉRIELS ET MÉTHODES :

L'étude a inclus 92 patients (85 ± 6 ans) enrôlés consécutivement dans le programme « Chutes et Ostéoporose ». Ce programme, implémenté dans deux unités dédiées, propose une évaluation multidisciplinaire et multifactorielle du risque de chute et de fracture suivie d'une intervention individualisée de correction des facteurs de risque, incluant une réhabilitation intensive ciblée sur les déficits mis en évidence. L'analyse spatio-temporelle de la marche (GAITRite®) est réalisée en routine clinique.

Trente patients (83 ± 7 ans) hospitalisés pour le même motif au sein d'autres unités et bénéficiant d'une prise en charge classique, ont constitué le groupe contrôle. Les paramètres de marche ont été enregistrés hebdomadairement dans le groupe intervention alors que le groupe contrôle a été réévalué à un intervalle médian de 9.5 jours (IC 95%: 9-12).

RÉSULTATS :

À l'inclusion, les groupes sont comparables en termes de caractéristiques démographiques et cliniques. Les patterns de marche sont sévèrement altérés.

Au cours de l'hospitalisation, une amélioration significative de la marche est rapidement observée sur différents paramètres associés au risque de chute (eg, vitesse, variabilité du pas) chez les patients pris en charge au sein du programme. Aucun changement significatif n'est mis en évidence dans le groupe contrôle, les différences entre les groupes sont significatives ($p < .05$). Le nombre de chutes intra-hospitalières ne diffère pas significativement entre les groupes (suivi moyen de 38 jours, IC 95%: 34-42).

DISCUSSION-CONCLUSION :

Une intervention multidisciplinaire et multifactorielle, conduite dans une unité dédiée en court-séjour gériatrique, est effective et plus bénéfique qu'une prise en charge hospitalière classique pour améliorer les paramètres de marche liés au risque de chute chez le sujet âgé à risque.

Effets d'une contrainte sur les paramètres cinématiques et cinétiques de marche des patients hémiplegiques à l'issue d'un entraînement dans le couloir ou sur tapis roulant.

C. BONNYAUD¹, D. PRADON¹, N. VUILLERME^{1,2}, B. BUSSEL¹, N. ROCHE¹

¹ Laboratoire d'Analyse du Mouvement, EA 4497, CIC-IT 805, AP-HP, CHU Raymond Poincaré, Garches (92)

(2) Laboratoire TIMC-IMAG UMR UJF CNRS 5525

MOTS CLÉS : *hémiplegie, marche, AQM, contrainte induite, rééducation*

INTRODUCTION/OBJECTIFS :

La rééducation à la marche des sujets hémiplegiques est reconnue comme efficace mais indépendamment de la technique utilisée. Des études suggèrent que la contrainte induite du membre inférieur sain pourrait constituer une technique intéressante pour améliorer la marche des patients hémiplegiques. L'objectif de cette étude randomisée contrôlée est de déterminer l'apport spécifique d'une contrainte induite lestée du membre inférieur sain (poids de 2 ou 4 kg positionné à la cheville) lors d'une séance d'entraînement de marche sur terrain plat et sur tapis roulant chez des patients hémiplegiques.

MATÉRIELS ET MÉTHODES :

48 sujets hémiplegiques capables de marcher sans aide technique et 20 min ont participé à cette étude. Les patients ont été évalués par analyse 3D quantifiant les paramètres spatio-temporels, cinématiques et cinétiques de marche avant l'entraînement à la marche, immédiatement après et après 20 min de repos. Les marqueurs étaient maintenus en place pendant l'entraînement.

RÉSULTATS :

Les résultats montrent que le lest n'a pas d'impact spécifique sur les paramètres de marche du côté hémiplegique, quel que soit le terrain d'entraînement (couloir ou tapis roulant). Toutefois le type de terrain d'entraînement induit des modifications spécifiques de la marche, ce qui n'est pas connu actuellement. La propulsion du côté hémiplegique est ainsi spécifiquement augmentée après un entraînement sur le tapis roulant et, un entraînement dans le couloir symétrise la phase de simple appui.

DISCUSSION-CONCLUSION :

Une session unique d'entraînement à la marche avec une contrainte par lest n'améliore pas les défauts de marche du côté hémiplegique. Une phase d'entraînement plus longue ou un autre type de contrainte pourraient être testés. Les modifications spécifiques du terrain d'entraînement (couloir ou tapis), qui perdurent au moins 20 min, peuvent être expliqués par une modification de la gestion de l'équilibre. Ces données ont une application clinique, à savoir la proposition d'entraînements de marche spécifiques aux patients.

Influence de la vitesse de mouvement sur la cinématique cervicale.

P. SALVIA, B. BONNECHÈRE, B. VAN GEYT, L. MAROYE, P-M. DUGAILLY, V. FEIPEL

Laboratoire d'Anatomie de Biomécanique et d'Organogenèse (LABO),
Université Libre de Bruxelles, Belgique

MOTS CLÉS : rachis cervical, amplitude de mouvement, cinématique cervicale, mouvements couplés

INTRODUCTION :

La cinématique cervicale a fait l'objet de nombreuses études [1-2-3-4] s'intéressant à différents facteurs influençant celle-ci (âge, sexe, mode de vie, travail,...) Cependant aucune ne s'est intéressée à l'influence de la vitesse de réalisation des mouvements sur la cinématique.

MATÉRIELS ET MÉTHODES :

La cinématique cervicale a été enregistrée à l'aide du système opto-électronique Vicon. Les mouvements principaux (flexions-extensions, flexions latérales, rotations) ainsi que les mouvements couplés ont été étudiés sur des sujets sains. Les sujets (n=32, âge 31 ±10 ans) ont réalisé les mouvements selon deux modalités : le mieux possible dans la mesure du possible et le plus vite possible dans la mesure du possible.

RÉSULTATS :

Les mouvements FAST présentent des vitesses très hautement significativement supérieures aux mouvements BEST. Les amplitudes sont supérieures pour chaque mouvement ($p=0.0007$ pour les mouvements de flexion-extension, $p=0.000007$ pour les mouvements de flexions latérales et $p=0.004$ pour les mouvements de rotations) lorsque les mouvements sont effectués le plus vite possible (les mouvements réalisés le mieux possible présentent des amplitudes moyennes de 94% par rapport aux mouvements effectués le plus vite possible).

Au niveau des mouvements couplés il y a seulement une augmentation des mouvements de rotations couplés aux mouvements de flexions latérales lors des mouvements rapides.

DISCUSSION-CONCLUSION :

Il apparait que la vitesse de mouvement a un effet sur la cinématique cervicale. Les amplitudes trouvées dans la littérature correspondent aux mouvements effectués le mieux possible, par contre les mouvements effectués le plus vite possible présentent des amplitudes supérieures à celles trouvées dans la littérature.

BIBLIOGRAPHIE :

- [1] Feipel V, Rondelet B, Le Pallec JP, Rooze M. Normal global motion of the cervical spine : an electrogoniometric study. Clin Biomech (Bristol, Avon), 14: 462-70, 1999
- [2] Demaille-Wlodyka S, Chiquet C, Lavaste JF, Skalli W, Revel M, Poireaudeau S. Cervical range of motion and cephalic kinesthesia : ultrasonographic analysis by age and sex. Spine, 32(8) :254-61, 2007
- [3] Smith K Hall T, Robinson K, The influence of age, gender, lifestyle factors and sub-clinical neck pain on the cervical flexion-rotation test and cervical range of motion, Man Ther., 13: 552-559, 2008
- [4] Lansade C, Laporte S, Thoreux P, Rousseau MA, Skalli W, Lavaste -F, Three-dimensional analysis of the cervical spine kinematics: effect of age and gender in healthy subjects, Spine, 34(26): 2900-6, 2009

Compensations du tronc et du bassin dans la marche des patients atteints d'une poliomyélite.

S. ARMAND¹, K. TURCOT¹, G. DE COULON², P. HOFFMEYER³, M. ASSAL³

Hôpitaux Universitaires de Genève, Suisse

¹ Laboratoire de Cinésiologie Willy Taillard

² Service d'Orthopédie Pédiatrique

³ Service d'Orthopédie Chirurgicale

MOTS CLÉS : *analyse quantifiée de la marche, poliomyélite, cinématique*

INTRODUCTION :

La marche des patients avec une poliomyélite est altérée. Pour l'instant, la plupart des études se sont focalisées sur l'analyse des altérations au niveau des membres inférieurs. Or le tronc et le bassin jouent un rôle essentiel dans la marche. Ce rôle est de plus augmenté dans la marche pathologique. Le but de cette étude est d'investiguer les compensations du tronc et du bassin dans la marche des patients atteint d'une poliomyélite.

MATÉRIELS ET MÉTHODES :

Huit sujets avec une poliomyélite unilatérale et 8 sujets contrôles appariés pour l'âge (52 ± 13 ans vs 51 ± 11 ans) et la vitesse de marche (0.95 ± 0.12 m/s vs 0.97 ± 0.12 m/s) ont été recrutés pour réaliser une analyse quantifiée de la marche. La cinématique du tronc et du bassin a été calculée à partir du modèle PlugInGait et du système Vicon Mx3+ (12 caméras – 100Hz). L'amplitude de mouvement et la position moyenne du tronc et du bassin dans les 3 plans de l'espace ont été comparés entre les 2 groupes avec le test non-paramétrique de Mann-Whitney ($p < 0.05$).

RÉSULTATS :

Dans le plan sagittal, l'amplitude de mouvement du bassin et du tronc sont significativement supérieurs dans le groupe polio par rapport au groupe contrôle ($9.0 \pm 1.4^\circ$ vs $2.9 \pm 0.7^\circ$; $7.0 \pm 2.5^\circ$ vs $3.7 \pm 0.6^\circ$). Dans le plan frontal, l'amplitude de mouvement du tronc est significativement différente entre le groupe polio et le groupe contrôle ($9.6 \pm 3.6^\circ$ vs $4.2 \pm 1.3^\circ$). Dans le plan transverse, l'amplitude de mouvement du bassin est supérieure dans le groupe polio ($4.35 \pm 4.25^\circ$ vs $1.1 \pm 0.6^\circ$). Sept sujets sur 8 du groupe polio présentent un récurvatum du genou ($-1.7 \pm 9.1^\circ$).

DISCUSSION-CONCLUSION :

L'amplitude de mouvement augmenté dans le plan sagittal au bassin et au tronc peut être attribuée au récurvatum du genou entraînant rapidement la hanche en extension et provoquant un « simple bump » au niveau du bassin. Dans le plan frontal, le déplacement latéral du tronc a pour conséquence le transfert du poids du corps sur la jambe d'appui facilitant le passage du pas controlatéral. Dans le plan transverse, l'augmentation du mouvement au bassin permet d'augmenter la longueur du pas. Cette étude montre le rôle primordial des compensations du tronc et du bassin dans la marche des patients polio.

Analyse quantifiée du traitement du pied valgus par orthèses plantaires biomécaniques fonctionnelles sur mesure.

S. DELACROIX¹, A. LAVIGNE², D. HASDENTEUFEL¹, N. LEGRAND¹, D. NUYTENS²

¹ Laboratoire Clinique de Podologie et du Sport, Paris (75)

² Institut National de Podologie, Paris (75)

MOTS CLÉS : *orthèse, biomécanique, analyse du mouvement, pieds valgus, traitement d'inversion*

INTRODUCTION :

Les orthèses plantaires sont utilisées dans la correction de troubles fonctionnels de l'appareil locomoteur. Bien que leurs succès cliniques ne soient plus à démontrer, leurs effets biomécaniques sont peu mis en avant. L'objectif de cette étude est de les quantifier.

MATÉRIELS ET MÉTHODES :

Sept patients présentant des pathologies diverses du membre inférieur ont participé à l'étude. Ils présentent tous un dysfonctionnement du pied en valgus en lien direct avec leur pathologie. De plus, la thérapeutique orthétique proposée est similaire. En effet, des orthèses plantaires biomécaniques thermoformées (OPBT), constituées d'un effet principal d'inversion, leurs sont confectionnées sur mesure. Leur but est de corriger, en dynamique, l'architecture fonctionnelle du pied, dans les trois phases du pas, pour engendrer, par couplage ostéo-articulaire partant du pied, des répercussions sur les étages sus-jacents. Deux analyses quantifiées de la marche, sans puis avec orthèses, sont réalisées pour chaque patient et les valeurs moyennes de différents paramètres biomécaniques sont calculées sur l'ensemble des sujets.

RÉSULTATS :

Les résultats de la première AQM, sans orthèse, montrent que le pied chute en valgus (6 degrés) durant le premier tiers de la phase d'appui. De ce fait, il existe une chute en pronation de la cheville (7 degrés) au même instant. L'analyse comparative des AQM met en évidence que le port d'OPBT permet une augmentation de la supination du pied par rapport au sol (7 degrés). Ceci entraîne une augmentation de la supination de la cheville (8 degrés). Par ailleurs, le centre de pression plantaire se déplace vers la partie médiale du pied engendrant une augmentation du moment musculaire pronateur. Toutes ces modifications sont significatives ($p < 0.001$).

DISCUSSION-CONCLUSION :

La modification de l'entrée podale, grâce aux orthèses plantaires biomécaniques thermoformées, permet une correction du dysfonctionnement du pied à l'origine de la pathologie sus-jacente. En effet, le soutien de la partie médiale du pied limite le valgus podal et augmente la surface de contact interne de l'ensemble orthèse/pied avec le sol. L'action répétitive de l'orthèse à chaque appui du pied au sol, permet une re-orientation des segments osseux et exige une réadaptation musculaire.

BIBLIOGRAPHIE :

- Fong & al. Effect of medial arch-heel support in inserts on reducing ankle eversion. J Orthop Surg. 2008; 20: 3-7.
- Nester & al. Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. Gait and Posture. 2003; 17 (2): 180-187.
- Stacoff & al. Biomechanical effects of foot orthoses during walking. The Foot. 2007; 17: 143-153.

MÉTHODOLOGIE

- **Apport de l'analyse du mouvement dans le suivi du patient lombalgique chronique.**
Y. Delpierre, M. Ritz, A. Lemaire, D. Colin 48
- **Reconnaissance et quantification des activités physiques par l'analyse du mouvement.**
L. Fradet, F. Marin 49
- **Mécanismes de compensation à la marche de patients en attente d'une arthroplastie totale du genou.**
K. Turcot, S. Armand, A. Lübekke, P. Hoffmeyer, D. Suvà 50
- **Influence de la position et de la vision sur les paramètres de lever-déposer.**
C. Tourbach, J-L. Thonnard, T. Lejeune, D. Dispa 51
- **Plateforme de fusion de données multiples : application à l'analyse et la modélisation du pied sain et pathologique.**
P. Salvia, C. Mahieu, F. Moiseev, V. Sholukha, M. Rooze, S. Van Sint Jan 52
- **Reproductibilité des méthodes fonctionnelles pour l'estimation du centre de rotation de l'articulation gléno-humérale**
M. Lempereur, S. Brochard, O. Rémy-Néris 54
- **Comparaison de l'accélérométrie uniaxiale et triaxiale dans l'évaluation de l'activité physique chez des adolescents dans les conditions habituelles de vie : l'étude HELENA.**
J. Vanhelst, L. Béghin, P. Bergman, M. Sjöström, F. Gottrand 55
- **Quelles variables cinématiques sont pertinentes pour l'évaluation de la récupération du membre supérieur hémiparalysé ?**
I. Relave, D. Mottet, J. Métrot, L. Oujamaa, J. Froger, J. Pélissier, I. Laffont 56
- **Évaluations comparées entre systèmes de mesure embarqués par accélérométrie et calorimétriques sur différents modes de déplacement chez des sujets normo-pondérés et obèses**
C. Tourny-Chollet, I. Castres, M. L'Hermette, F. Lemaître 57

Apport de l'analyse du mouvement dans le suivi du patient lombalgique chronique.

Y. DELPIERRE, M. RITZ, A. LEMAIRE, D. COLIN

Centre de l'Arche, Saint-Saturnin (72)

MOTS CLÉS : *lombalgiques, ré-entraînement à l'effort, stratégie*

INTRODUCTION :

La lombalgie est un réel problème de santé publique [1]. Il existe plusieurs protocoles [2] appliqués aux lombalgiques comme le réentraînement à l'effort (REL) [3]. Des évaluations de la souplesse sont réalisées par les thérapeutes (distance doigt/sol) sans tenir compte des stratégies employées.

L'objectif de cette étude est d'évaluer les gains cinématiques (positions/vitesses angulaires de segments découpant le dos) et électromyographiques lors d'un REL.

MATERIELS ET MÉTHODES :

Populations analysées : 13 lombalgiques suivant un REL, 6 sujets témoins. Un système Vicon250 (50Hz) et 2 électrodes EMG sans fils (Aurion, 1000Hz) sont employés. Le modèle appliqué repose sur 10 marqueurs définissant trois segments dans le dos ([C7-milieu épines iliaques postérieures (MEIP)], TH4-L1, L1-MEIP) en référence avec la verticale, lors de la flexion de hanches jambes tendues, départ en position orthostatique. La distance doigt-sol DDS est calculée. L'activité des érecteurs spinaux (ES) est analysée par spectrogramme, après normalisation (signal enregistré en orthostatique). Les instants initiaux et finaux sont définis à partir des vitesses du marqueur en C7. Les tests de Mann Whitney et Wilcoxon ($p=0.05$) sont appliqués.

RÉSULTATS :

Angles et vitesses angulaires soulignent des gains nets apportés par le REL, avec une forte réduction de la DDS. Les stratégies adoptées après le REL révèlent une tendance à la normalité. Les tracés EMG, validés par Olsen [3], témoignent d'activités non symétriques entre les ES. Le REL tend à réduire cette asymétrie.

DISCUSSION-CONCLUSION :

L'analyse du mouvement confirme les mesures obtenues par les thérapeutes et précise les stratégies d'exécution de geste avec des inclinaisons segmentaires accrues après le REL, une souplesse entre les segments du dos surtout L1-MEIP. Plusieurs segments dans le dos ont été définis, notre méthodologie n'étant pas assez précise pour relier les lombalgies aux mouvements vertébraux [2]. Nos résultats par une approche 3D sur plusieurs gestes devrait aider les thérapeutes dans leur choix des activités proposées et les durées des REL.

BIBLIOGRAPHIE :

[1] Merlijn V. et al. Pain (2003) 101-33-43

[2] Carpentier D et al. Medecine&Science in sports&exercice(1999) 18-24

[3] Olsen M. Thesis 2006-ML12-05

Reconnaissance et quantification des activités physiques par l'analyse du mouvement.

L. FRADET, F. MARIN

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

MOTS CLÉS : *analyse ambulatoire du mouvement, reconnaissance d'activité, système inertiel*

De nouveaux systèmes basés sur des capteurs inertiels permettant une analyse ambulatoire du mouvement sont en développement. L'utilisation de cette technique est prometteuse comme support de rééducation. Toutefois celle-ci nécessite la reconnaissance des activités physiques recommandées par l'équipe médicale. Or, les méthodes actuelles utilisent principalement des algorithmes basés sur des arbres décisionnels et des réseaux de neurones élaborés à partir de sujets adultes sains. De ce fait, la classification des activités pourrait être erronée pour des sujets pathologiques ou d'âge différent. Le but de cette étude est de proposer une méthode intégrant des connaissances biomécaniques des activités à classer afin d'améliorer la reconnaissance des activités effectuées.

Dans le cadre du projet européen Physical Activity Monitoring for Elderly People (www.pamap.org), les postures assis/debout/allongé et les activités « d'endurance » marche/course/vélo doivent être classifiées. Ces dernières sont elles-mêmes divisées en 3 sous-catégories en fonction de l'intensité avec laquelle le mouvement est effectué (intensité faible/modérée/élevée). 16 sujets d'âge et de condition physique variée ont pris part à cette étude. Ces sujets ont dû prendre diverses postures pour une durée de 5 s, effectuer 6 traversées d'une allée de 10 m en marchant, courant, pédalant à allure lente/normale/élevée puis effectuer 2 activités de la vie quotidienne, également à 3 intensités différentes. Pour compléter l'analyse, des marches et courses d'enfants atteints de paralysie cérébrale ont été intégrées à l'étude. De la capture 3D, réalisée au moyen du système Vicon dans un espace de 200 m², il a été déduit les accélérations des segments corporels qui ont été analysées afin de déterminer quelles étaient les caractéristiques « universelles » des différentes activités. Un algorithme permettant la reconnaissance des activités effectuées a pu être développé en prenant en compte uniquement les marqueurs situés aux cuisses, bassin et avant-bras. L'intensité de l'activité a quant à elle été établie en estimant l'énergie mécanique développée lors des différentes activités.

Les résultats de cette étude en laboratoire ont démontré que l'approche multidimensionnelle permettait la reconnaissance et la quantification des activités physiques. Cette approche peut être intégrée à des systèmes ambulatoires.

Mécanismes de compensation à la marche de patients en attente d'une arthroplastie totale du genou.

K. TURCOT¹, S. ARMAND¹, A. LÜBEKKE², P. HOFFMEYER², D. SUVÀ²

¹ Laboratoire de Cinésiologie Willy Taillard, Université de Genève et Hôpitaux Universitaires de Genève, Suisse.

² Service de chirurgie orthopédique et de traumatologie de l'appareil moteur, Université de Genève et Hôpitaux Universitaires de Genève, Suisse

MOTS CLÉS : marche, arthroplastie totale du genou, arthrose, cinématique, cinétique

INTRODUCTION :

Il est reconnu que les patients atteints d'arthrose du genou (OA) ont d'importantes compensations à la marche [1]. Bien que la plupart des études se concentrent sur les compensations des membres inférieurs, de récentes études ont montré l'importance de considérer les compensations proximales [2].

L'objectif de cette étude est d'analyser les mécanismes de compensation à la marche de sujets en attente d'une arthroplastie totale du genou (PTG).

MATÉRIELS ET MÉTHODES :

Vingt-six sujets atteints d'une OA sévère et en attente d'une PTG et 13 sujets contrôles appariés pour l'âge ont été recrutés pour une analyse tridimensionnelle (3D) de la marche. La cinématique et la cinétique 3D ont été obtenues via le modèle PlugInGait, le système Vicon Mx3+ (12 caméras - 100Hz) et deux plates-forces de force (AMTI - 1000Hz). L'amplitude du mouvement du genou et du tronc, les moments adducteur/abducteur, fléchisseur/extenseur au genou ont été comparés entre les 2 groupes avec une ANOVA et des tests Post-hoc de Tukey ($P < 0.05$). Les deux groupes ont été évalués à une vitesse de marche similaire (1.06 ± 0.16 m/s vs 1.11 ± 0.19 m/s)

RÉSULTATS :

Les résultats montrent une diminution significative de l'amplitude du genou dans le plan sagittal ($P = 0.001$; $46 \pm 9^\circ$ vs $55 \pm 4^\circ$), du moment extenseur du genou ($P = 0.01$; 0.23 ± 0.17 Nm/kg vs 0.38 ± 0.19 Nm/kg) et une augmentation de l'obliquité du tronc ($P = 0.0001$; $2 \pm 1^\circ$ vs $0 \pm 2^\circ$) pour les sujets OA. Bien que le moment adducteur au genou était légèrement supérieur pour les sujets OA, aucune différence significative ($P = 0.1$) n'a été observée entre les groupes.

DISCUSSION-CONCLUSION :

La diminution de l'amplitude du mouvement du genou chez les sujets en attente d'une PTG induit des compensations distales et proximales lors de la marche. La diminution de la force du quadriceps, reconnue chez les sujets OA et nécessaire lors de la phase de chargement, serait en partie responsable de la réduction du moment extenseur au genou. L'augmentation de l'obliquité du tronc permettrait de réduire les douleurs en déplaçant le centre de masse de manière latérale. Ceci pourrait expliquer la faible différence au niveau du moment adducteur entre les deux groupes. Cette étude confirme l'importance de considérer les compensations proximales à la marche chez cette population et permettra d'observer leurs modifications à la suite d'une PTG.

RÉFÉRENCES :

- [1] Baliunas et al. Osteoarthritis Cartilage, 2002;10:573-9
- [2] Hunt et al. Arthritis Care Res, 2010;(62)10:1426-32

Influence de la position et de la vision sur les paramètres de lever-déposer.

C. TOURBACH¹, J.-L. THONNARD^{1,2}, T. LEJEUNE^{1,2}, D. DISPA^{1,2}

¹ Service de médecine physique, Cliniques universitaires Saint-Luc, Bruxelles, Belgique

² Institut of Neuroscience, Faculté de Médecine, Université Catholique de Louvain, Bruxelles, Belgique

MOTS CLÉS : lever-déposer, position, vision, évaluation

INTRODUCTION :

La tâche de lever-déposer est une mesure quantitative de la préhension [1]. Dans le cadre de certaines pathologies ou dans le cadre de protocole expérimental (RMNf), le patient est évalué en décubitus. Dès lors, l'évaluation est réalisée en position couchée avec une vision différente de la position assise standard. Richards [2] a étudié l'effet de la posture sur la force manuelle maximale appliquée sur un dynamomètre; d'autres [3] l'effet du degré de flexion des articulations du membre supérieur. La présente étude décrit l'influence de la posture et de la vision sur le mouvement de lever-déposer.

MATÉRIELS ET MÉTHODES :

Vingt-six sujets sains de 25 à 30 ans (moyenne 25,1 ans), droitiers, ont participé à l'étude. Dix lever-déposer ont été réalisés dans chacune des quatre conditions (assis-yeux ouverts, assis-yeux fermés, couchés-yeux ouverts et couchés-yeux fermés). Un manipulandum a permis de mesurer la force verticale nécessaire pour lever l'objet (Load Force) et la force perpendiculaire aux surfaces de contact (Grip Force). Différents paramètres temporels et dynamiques sont calculés à partir de ces forces [4].

RÉSULTATS :

Une analyse de variance à mesure répétée à deux facteurs (position-vision) a révélé que la perte de contrôle visuel modifie tous les paramètres temporels et dynamiques (toutes p-valeurs < 0,001). La position couchée augmente le temps pour lever l'objet (p-valeur = 0,036) et le sujet adapte moins bien la force pour serrer l'objet à la force verticale à laquelle l'objet est soumis (p-valeur < 0,001).

DISCUSSION-CONCLUSION :

La position influence les paramètres de lever-déposer. Dès lors, si cette méthode d'évaluation est utilisée, il est préférable de toujours l'appliquer dans une même condition afin d'obtenir des données qui puissent être comparées. D'autre part, il serait intéressant de vérifier si un entraînement de la tâche de lever-déposer en condition couchée ou/et sans vision, pourrait perfectionner le mouvement et annuler les différences observées.

BIBLIOGRAPHIE :

- [1] Nowak D.A., Toward an objective quantification of impaired manual dexterity following stroke : the usefulness of precision grip measures. *Clinical Neurophysiology* 2006; 117 : 1409-1411.
- [2] Richards L.G., Posture effects on grip strength. *Archive Physical Medicine Rehabilitation* 1997; 78 : 1154-1156.
- [3] Roman-Liu D., Tokarski T., Upper limb strength in relation to upper limb posture. *Industrial Ergonomics* 2005; 35 : 19-31.
- [4] Westling G., Johanson R.S., Factors influencing the force control during precision grip. *Experimental Brain Research* 1984; 53 : 277-284.

Plateforme de fusion de données multiples : application à l'analyse et la modélisation du pied sain et pathologique

P. SALVIA¹, C. MAHIEU¹, F. MOISEEV^{1,2},
V. SHOLUKHA^{1,2}, M. ROOZE¹, S. VAN SINT JAN¹

¹ Laboratoire d'Anatomie, Biomécanique et Organogénèse (LABO),
Faculté de Médecine Université Libre de Bruxelles (ULB), Belgique

² Department of Applied Mathematics Polytechnical University, Saint-Petersbourg, Russie

MOTS CLÉS : *fusion de données, cinématique articulaire, pression plantaire, pied et cheville*

INTRODUCTION :

Afin de mieux comprendre la complexité des déformations du pied et de leurs implications sur la déambulation, par exemple dans un Charcot-Marie-Tooth, la notion de fusion de données est de plus en plus rencontrée. Ce besoin d'intégrer, de fusionner différentes sources d'examen d'un sujet-type au sein d'une même plateforme informatique pour faciliter la prise de décision clinique et/ou l'organisation de questions de recherche nous a amené à développer un pipeline de fusion de données.

Ce pipeline inclut plusieurs méthodes développées au LABO tel que la tomographie computerisée à basse dose [1] ; la reconstruction tridimensionnelle des modèles osseux [2] ; la palpation manuelle et virtuelle des marqueurs anatomiques [3] ; l'analyse de mouvement et des forces de réaction ; l'électromyographie ; la synchronisation des mesures dynamiques des pressions plantaires à la cinématique ; la fusion de ces données et leurs visualisations. L'objet de cette communication est de présenter un protocole de fusion des données appliqué à un sujet spécifique au sein d'un pipeline informatique permettant la collecte, le traitement et la représentation des données ainsi que leurs visualisations.

MATÉRIELS ET MÉTHODES :

Le pipeline a été validé sur des analyses de la marche de trois sujets asymptomatiques. Une patiente atteinte d'un Charcot-Marie a été évaluée. La cinématique, la cinétique et l'électromyographie sont acquises par le système VICON 612. Les mesures des pressions plantaires sont acquises par le système de barométrie plantaire Footscan. Toutes les données acquises dans leurs formats respectifs ont été importées dans la LHPFusionBox qui est une version personnalisée de la plateforme multimodale LHPBuilder [4]. Brièvement, le protocole expérimental s'établit comme suit : après le placement de « clusters » techniques sur la cuisse, la jambe, l'arrière-pied et l'avant-pied, le sujet est imagé au CT-Scan à basse dose [1]. Deux méthodes de palpation des marqueurs anatomiques sont utilisées pour le recalage de la morphologie osseuse sur le sujet : l'approche manuelle [3] permet d'exprimer les MA palpés sur le sujet dans le cluster technique du segment anatomique correspondant pour la construction des référentiels anatomiques ; l'approche virtuelle permet de localiser des marqueurs non directement accessibles à la palpation pour la définition de zones de divisions du pied nécessaires à l'interprétation des pressions plantaires. Des modèles musculosquelettiques sont également associés.

RÉSULTATS ET DISCUSSION :

Nous présenterons les étapes du pipeline permettant l'intégration, le recalage, la synchronisation et la visualisation de données personnalisées d'un sujet et d'un patient. La méthode de fusion des données semble prometteuse pour la visualisation de données hétérogènes et pourrait faciliter notre compréhension du pied pathologique et aider à la prise de décision clinique.

Reproductibilité des méthodes fonctionnelles pour l'estimation du centre de rotation de l'articulation gléno-humérale

M. LEMPEREUR^{1,3}, S. BROCHARD^{1,2,3}, O. RÉMY-NÉRIS^{1,2,3}

¹ Laboratoire de Traitement de l'Information Médicale INSERM U650, Brest (29)

² Université Européenne de Bretagne, Brest (29)

³ CHU de Brest, Hôpital Morvan, Service de Médecine Physique et de Réadaptation, Brest (29)

MOTS CLÉS : *épaule, articulation gléno-humérale, méthode fonctionnelle, centre de rotation*

Les méthodes fonctionnelles permettent de définir le centre de rotation d'articulation de type rotule. Elles sont généralement plus utilisées pour le calcul du centre de rotation de la hanche que celui de l'articulation gléno-humérale (GHRC). Quelques études ont comparé les méthodes fonctionnelles pour l'estimation de GHRC en termes de précision, mais aucune ne s'est intéressée à la reproductibilité des méthodes en fonction de l'amplitude du mouvement réalisé.

L'évaluation de la reproductibilité intra- et inter-session de l'estimation in-vivo de GHRC a été étudiée pour 5 méthodes fonctionnelles : l'algorithme de Gamage et Lasenby [2], la méthode de compensation de Halvorsen [3], la méthode SCoRE [4], la méthode de normalisation [5] et les axes hélicoïdaux [6]. Trois mouvements de flexion/extension, d'abduction/adduction et de circumduction ont été enregistrés à l'aide du système VICON pour 10 sujets. Ces mouvements sont réalisés 3 fois avec 3 amplitudes d'élévation humérale différentes : petit (< 30°), moyen (< 60°) et grand (< 90°). Le placement des marqueurs suit les recommandations de Wu et al. [1]. En complément de ces marqueurs, un cluster rigide de marqueurs est posé sur la partie plane de l'acromion et permet d'estimer la position scapulaire. Quatre marqueurs techniques sont placés sur le bras. Parmi les dix sujets, six réalisent une deuxième fois les enregistrements dans un délai de 8 jours, de manière à évaluer la reproductibilité inter-session. Le coefficient de corrélation intraclass (ICC) et un indice de dispersion sont utilisés pour évaluer la reproductibilité.

Les résultats montrent une reproductibilité intra-session bonne à excellente. L'erreur de reproductibilité la plus faible est obtenue avec un mouvement d'élévation huméral de grande amplitude quelle que soient la méthode. Pour la reproductibilité inter-session, les valeurs des ICC sont comprises entre 0.4 et 0.7 ce qui montre une reproductibilité moyenne.

Les méthodes fonctionnelles avec des mouvements de grande amplitude semblent estimer GHRC avec une bonne reproductibilité intra-session. Une amélioration de la reproductibilité inter-session semble nécessaire.

BIBLIOGRAPHIE :

- [1] Wu G. et al., (2005). J Biomech, 38(5), 981-992.
- [2] Gamage S. S. H. U. and Lasenby J., (2002). J Biomech, 35(1), 87-93.
- [3] Halvorsen K., (2003). J Biomech, 36(7), 999-1008.
- [4] Ehrig R. M. et al., (2006). J Biomech, 39(15), 2798-2809.
- [5] Chang L. Y. and Pollard N. S., (2007). J Biomech, 40(6), 1392-1400.
- [6] Woltring H. J. et al., (1985). J Biomech, 18(5), 379-389.

Comparaison de l'accélérométrie uniaxiale et triaxiale dans l'évaluation de l'activité physique chez des adolescents dans les conditions habituelles de vie : l'étude HELENA.

J. VANHELST^{1,2}, L. BÉGHIN¹, P. BERGMAN³, M. SJÖSTRÖM³, F. GOTTRAND¹

Antenne Pédiatrique du CIC - Hôpital Jeanne de Flandre

¹ Lille (59)

² Dunkerque (59)

³ Huddinge, Suède

MOTS CLÉS : *accéléromètres, exercice, dépense énergétique, comparaison, évaluation*

BUT :

Comparer les niveaux d'activité physique (AP) évalués simultanément par l'accélérométrie triaxiale et uniaxiale chez des adolescents dans les conditions habituelles de vie.

MÉTHODES :

Soixante-deux adolescents, âgés de 13-16 ans, ont été recrutés pour participer à cette étude. Cette étude fait partie de l'étude Européenne HELENA (Healthy Lifestyle in Europe by Nutrition in Adolescence). Les participants ont porté un accéléromètre uniaxial (ActiGraph GT1M®, Pensacola, FL) et un accéléromètre triaxial (RT3®, Inc Stayhealthy, Monrovia, CA) simultanément pendant une semaine. Les niveaux d'activité physique ont été exprimés en pourcentage de temps (min) passé aux différents niveaux d'intensité (sédentaire, léger, modéré, et vigoureux) par jour, en utilisant des seuils définis précédemment pour chaque accéléromètre. Une analyse de la variance (Anova) a été utilisée pour comparer les données obtenues par les deux modèles d'accéléromètre.

RÉSULTATS :

Le test Anova a montré qu'il n'y avait pas de différences entre les données de l'accéléromètre triaxial et uniaxial à chaque niveau d'intensité ($P > 0,05$). Le même nombre d'adolescents atteignant les recommandations d'AP (60 min de modérée à vigoureuse, PA par jour) a été trouvé quelque soit le type d'accéléromètre.

CONCLUSIONS :

Les accéléromètres uniaxiaux et triaxiaux ne diffèrent pas dans leur mesure de l'AP. Par conséquent, des comparaisons peuvent être réalisées entre différentes études même si la méthodologie de mesure diffère.

Quelles variables cinématiques sont pertinentes pour l'évaluation de la récupération du membre supérieur hémiplégique ?

I. RELAVE^{1,2}, D. MOTTET¹, J. MÉTROT¹, L. OUJAMAA³,
J. FROGER^{1,4}, J. PÉLISSIER^{1,4}, I. LAFFONT^{1,5}

¹ Movement to Health, Euromov, Université Montpellier 1 (34)

² CHU Clermont-Ferrand (63)

³ CHU Grenoble (38)

⁴ CHU Nîmes (30)

⁵ CHU Montpellier (34)

MOTS CLÉS : *accident vasculaire cérébral, cinématique, membre supérieur*

INTRODUCTION :

L'objectif de cette étude est de déterminer quelles sont les variables cinématiques pertinentes pour l'évaluation de la récupération du membre supérieur hémiplégique.

MATÉRIELS ET MÉTHODES :

20 patients hémiplégiques, à moins de 4 semaines d'un premier accident vasculaire cérébral, ont été évalués une fois par semaine pendant 6 semaines et à 3 mois. L'évaluation clinique de la récupération motrice du membre supérieur a été effectuée à l'aide du score de Fugl Meyer (0-66). L'évaluation cinématique a été faite, lors d'une tâche de préhension d'une balle située à 20 cm devant le sujet, à l'aide d'un système d'enregistrement tridimensionnel du mouvement (capteurs polhemus). La relation entre les mesures cliniques et cinématiques a été estimée par une analyse de corrélation multiple.

RÉSULTATS :

Le temps de mouvement (TM : durée de la phase d'approche de la main) a le plus de poids dans la prédiction du Fugl-Meyer total (beta -0,82). L'irrégularité du mouvement (IM : rapport entre la valeur du pic de vitesse de la main et la vitesse moyenne) vient ensuite (beta 0,41). Ces deux paramètres permettent d'expliquer 77% de la variabilité du Fugl-Meyer total: $FM = 76,66 - 30,21 TM + 14,69 IM$.

DISCUSSION-CONCLUSION :

Une équipe américaine [1] a réussi à obtenir une estimation du score de Fugl-Meyer à partir des données cinématiques suivantes : amplitude du pic de vitesse, irrégularité du mouvement, temps de mouvement et indépendance articulaire (l'irrégularité ayant la plus grande contribution). Nous confirmons deux de ces paramètres, tout en étant conscient de la limite à l'universalité des modèles proposés, ces résultats étant probablement très liés à la tâche prise en considération.

L'évaluation cinématique présente l'avantage d'être plus sensible, reproductible, et rapide qu'une évaluation clinique [2]. Elle pourrait devenir un outil d'évaluation performant, complémentaire des méthodes cliniques, et permettre d'obtenir un score en temps réel.

BIBLIOGRAPHIE :

[1] Bosecker, C., et al., Kinematic robot-based evaluation scales and clinical counterparts to measure upper limb motor performance in patients with chronic stroke. *Neurorehabil Neural Repair*, 2010. 24(1) : p. 62-9.

[2] Nowak, D.A., The impact of stroke on the performance of grasping: usefulness of kinetic and kinematic motion analysis. *Neurosci Biobehav Rev*, 2008. 32(8) : p. 1439-50.

Évaluations comparées entre systèmes de mesure embarqués par accélérométrie et calorimétrie sur différents modes de déplacement chez des sujets normo-pondérés et obèses.

I. CASTRES, C. TOURNY-CHOLLET, M. L'HERMETTE, F. LEMAÎTRE
EA 3832 CETAPS, ERT 1087, Faculté des Sciences du Sport, Université de Rouen (76)

MOTS CLÉS : dépense énergétique, accéléromètre, obèse, marche

INTRODUCTION :

Depuis plusieurs décennies, la surcharge pondérale et l'obésité sont en continuelle augmentation dans les pays industrialisés. Le mode de vie est devenu de plus en plus sédentaire. Cette prise de poids résulte d'un déséquilibre de la balance énergétique entre la prise alimentaire et la dépense énergétique. La réduction du niveau de pratique physique a été largement démontrée (Levine, et al., 2008 ; Prentice & Jebb, 2000). Actuellement les mesures de dépenses énergétiques au moyen d'accéléromètres sont de bonnes alternatives pour évaluer la pratique physique journalière.

L'objectif de l'étude est de montrer la validité d'un système par accélérométrie de type Dynaport MiniMod[®] en le comparant à un système de mesure calorimétrie portatif de type K4b2[®].

MATÉRIELS ET MÉTHODES :

L'étude est effectuée sur différentes activités standardisées à la fois sur une population normo-pondérée et obèse. Seize sujets ont été équipés de l'accéléromètre et du système de mesure métabolique (K4b2[®]) sur 6 activités : couché, assis, debout, marche lente (2,4 Km.h⁻¹), marche rapide (4,8 Km.h⁻¹), montée et descente de marche. Afin de valider la concordance entre les deux systèmes de mesures il a été utilisé la méthode de Bland et Altman (1987) consistant à réaliser un graphe reliant les valeurs obtenues par les 2 techniques de la différence et de la moyenne des DE.

RÉSULTATS :

Les résultats ont montré pour tous les sujets une surestimation de la dépense énergétique enregistrée par l'accéléromètre Dynaport Mimimod[®] de +13.4% sur l'ensemble des activités par rapport au K4B2. Avec l'accéléromètre Dynaport MiniMod[®] et le système K4b2, les sujets obèses dépensent plus que les sujets normo-pondérés +37.9% sur l'ensemble des activités. Ceci pourrait être dû à de plus grandes oscillations du centre gravité augmentant le coût énergétique net. Il existe une forte corrélation entre les deux systèmes de mesures ($r=0,87$, $p<0,0001$).

DISCUSSION-CONCLUSION :

La surestimation constatée entre l'accéléromètre et le K4B2 pouvant être expliquée par les équations estimant la DE de Repos ou par des erreurs engendrées par l'algorithme de conversion, par conséquent il est nécessaire d'appliquer une correction afin d'obtenir des valeurs plus précises de DE. Cependant, l'ensemble de nos résultats contribuent fortement à la validation de l'accéléromètre triaxial sismique et permet de quantifier de manière simple et objective la dépense énergétique pour des individus normo-pondérés et obèses.

BIBLIOGRAPHIE :

- Bland & Altman (1987). *Biochimica Clinica*, 11, 399-404.
- Levine, J. A. et al. (2008). *Diabetes*, 57 (3), 548-554.
- Prentice, A. M., & Jebb, S. A. (2000). Physical level and weight control in adults. *Champaign, Il : Human Kinetics*.

La SOFAMEA remercie ses partenaires:



BIOMETRICS



www.codamotion.com



PHARMA FRANCE



Groupe   



sauramps
medical

Site : www.livres-medicaux.com



► Clou télescopique



► Plaque



► Pic-plaque



► Clou-plaque



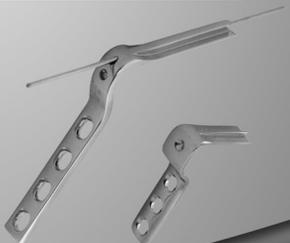
► Vis-plaque



► Plaque de dérotation tibiale



► Lame-plaque



Conception et fabrication
d'implants orthopédiques
et de matériel de chirurgie.
Une expertise depuis 1967.